

GLIEDERMECHANIK
UND
LÄHMUNGSPROTHESEN

HEINRICH VON RECKLINGHAUSEN

 Springer

GLIEDERMECHANIK
UND
LÄHMUNGSPROTHESEN

VON

HEINRICH VON RECKLINGHAUSEN

IN ZWEI BÄNDEN
MIT 230 TEXTFIGUREN

BAND I
(PHYSIOLOGISCHE HÄLFTE)

STUDIEN ÜBER
GLIEDERMECHANIK
INSBESONDERE
DER HAND UND DER FINGER



SPRINGER-VERLAG BERLIN HEIDELBERG GMBH
1920

ISBN 978-3-642-50365-8 ISBN 978-3-642-50674-1 (eBook)
DOI 10.1007/978-3-642-50674-1

Alle Rechte, insbesondere das der Übersetzung
in fremde Sprachen, vorbehalten.
Copyright 1920 by Springer-Verlag Berlin Heidelberg
Ursprünglich erschienen bei Julius Springer in Berlin 1920.
Softcover reprint of the hardcover 1st edition 1920

Vorwort.

Dies Buch berichtet über Erfahrungen und Untersuchungen, welche ich als Lazarettarzt in Straßburg während des Krieges gemacht habe. Im wesentlichen schon damals niedergeschrieben, gelangt es durch die Ungunst der politischen Verhältnisse verspätet erst jetzt zur Veröffentlichung.

Der Chefarzt unsres Lazaretts, Stabsarzt Dr. Otto FITTIG, hatte mir die besondere Fürsorge für die Nervengelähmten übertragen. Wo ein chirurgischer Eingriff nicht angezeigt erschien, oder wo nach ausgeführter Nervenennaht der Erfolg auf sich warten ließ, haben wir beide in gemeinsamer Bemühung versucht, für die verlorene Funktion auf orthopädischem Wege Ersatz zu schaffen. Für die drei häufigst beobachteten Lähmungsgruppen, nämlich für die Lähmung des Nervus radialis, für die Lähmungen der Nerven ulnaris und medianus und für die Lähmung des Nervus peroneus wurden im Lauf dieser Kriegsjahre eine Reihe von Prothesen ausgearbeitet. Unsre technischen Bemühungen wurden in dankenswerter Weise durch den Ersten Garnisonarzt Generaloberarzt Dr. HORMANN und seinen Nachfolger Generalarzt Dr. GILLET gefördert und von einigen militärärztlichen Kollegen, insbesondere dem beratenden Chirurgen des Armeekorps Prof. GULEKE und dem Leiter der medico-mechanischen Abteilung des Festungslazaretts Stabsarzt Dr. SIMON durch Zuweisung einschlägiger Patienten unterstützt. So hatten wir Gelegenheit, im ganzen etwa zweihundert Fälle solcher Lähmungen zu untersuchen und zu behandeln, die sich ziemlich gleichmäßig auf obere und untere Extremität verteilten — freilich eine bescheidene Anzahl im Vergleich zu dem, was andre Kollegen an Spezialanstalten in dieser Zeit gesehen haben. Meine Bemühungen, diese Zahl zu erhöhen, hatten keinen Erfolg. Heute aber bin ich diesem Arbeitsgebiet völlig fremd geworden, nachdem der Gang der Weltereignisse mich über Nacht in meiner elsässer Heimat zum feindlichen Ausländer gemacht, jeder öffentlichen Wirkungsmöglichkeit dort beraubt und schließlich das Land zu verlassen gezwungen hat.

Aus diesen und aus andern Gründen sehe ich mich genötigt, meine Arbeit jetzt abzuschließen und hinauszusenden. Ich hoffe, daß günstiger gestellte Kollegen die Lücken meiner Beobachtung ausfüllen und daß die Fachleute etwaige Unzulänglichkeiten dem Neuling auf orthopädischem Gebiet nachsehen werden, den nur der Wunsch, in dieser Zeit der Not der Allgemeinheit sich unmittelbar nützlich zu machen, auf fremdes Arbeitsfeld geführt hat.

Ursprünglich wollte ich meine Mitteilungen auf die Beschreibung meiner Neukonstruktionen beschränken. Dann aber entschloß ich mich, weiter auszuholen und allgemeine Betrachtungen über die Natur der zu behandeln-

den Lähmungen und die Prinzipien der für dieselben zu konstruierenden Apparate voranzustellen. Denn das Studium der Literatur sowie der Apparate, welche unsre Patienten gelegentlich aus andern Lazaretten mitbrachten, hat mich zu der Ansicht geführt, daß die prinzipiellen Gesichtspunkte, welche unsre Arbeit auf diesem Gebiet leiten müssen, noch keineswegs mit der wünschenswerten Klarheit erkannt sind. Ärzte und Techniker haben eben dem Gebiet der Lähmungsprothesen bisher noch nicht die gleiche liebevolle Sorgfalt zugewendet wie dem der Amputationsprothesen. Und doch ist dies Gebiet praktisch von kaum geringerer Bedeutung wie jenes. Beträgt doch nach der über die Verletzungen in den Balkankriegen aufgestellten Statistik (GERULANOS) die Zahl der Nervenverletzungen 1,5 Prozent aller Verletzungen.

Schuld an dieser Vernachlässigung mögen die vielfach schlechten Erfahrungen mit der bisherigen Prothesentherapie tragen, wovon wir noch zu sprechen haben werden, und die dadurch bedingte allzu einseitige Einstellung des ärztlichen Interesses auf die operativen Hilfsmöglichkeiten. Aber diese Hilfsmöglichkeiten haben ihre engen Grenzen. Wir wissen heute, daß die Nervennaht sehr oft, die Nervenlösung häufig den gewünschten Erfolg nicht oder nur teilweise und spät erzielt. Auch die Sehnenverpflanzung wird, soweit ich zu sehen vermag, nur in sehr beschränktem Maß unsern Patienten zu helfen vermögen. In der Mehrzahl der Fälle bleiben sie daher vorübergehend oder dauernd auf Apparathilfe angewiesen. Und diese Hilfe ist dringend gefordert; sind doch beispielsweise die Patienten mit schweren Beugelähmungen der Hand und Finger vielfach ebenso übel, ja übler daran, wie solche, denen die Hand ganz fehlt. Und doch fand ich in der Literatur nur zwei oder drei Versuche mitgeteilt, ihnen durch eine geeignete Prothese die Gebrauchsfähigkeit des Gliedes wiederzugeben. Für die andern beiden Gruppen, die Lähmungen des Nervus radialis und die des Nervus peroneus, sind allerdings eine große Zahl einzelner Apparate veröffentlicht. Aber auch hier fehlt durchaus eine umfassende und in die Tiefe gehende Erörterung des Wie und Warum.

Indem ich aber der Frage nachging, wie die Prothese im allgemeinen und im einzelnen Fall beschaffen sein soll, erkannte ich, daß ihre Beantwortung nur möglich ist auf Grund einer wirklich eindringenden Kenntnis der mechanischen Verhältnisse des gelähmten Gliedes und weiter, daß eine Mechanik des gelähmten Gliedes sich nur auf einer Mechanik des gesunden aufbauen läßt. Hier konnte ich insbesondere für die untere Extremität auf treffliche Untersuchungen von andrer Seite zurückgreifen, für gewisse allgemeine Fragen aber und insbesondere für die Gliedermechanik der oberen Extremität waren zwar auch wertvolle Vorarbeiten vorhanden, aber sie reichten für den vorliegenden Zweck nicht aus. So sah ich mich genötigt, sie durch eigne Überlegungen weiterzuführen und selber in Untersuchungen über Anatomie und Physiologie der gesunden und der gelähmten Extremität einzutreten.

Diese theoretischen Studien aber, anfangs nur als Hilfsarbeit für die praktische Endaufgabe gedacht, fingen an, ihr eignes Leben zu leben und ihr eignes Recht zu fordern. Aus einer ersten Frage erwuchs eine zweite

und dritte, eine Untersuchung zog die andre nach sich. Und nicht eher war ein Ende des Fragens und Suchens, als bis sich die einzelnen Ergebnisse zu einem eignen Ganzen abgerundet hatten. Ich gebe nun zu, daß dieses zum Selbstzweck gewordene Ganze vielfach über das hinausgeht, was der unmittelbar praktische Endzweck verlangt hätte. Aber ich glaube andererseits, daß die liebevolle wissenschaftliche Vertiefung in ein Problem nur um des Wissens willen letzten Endes auch für praktische Leistungen auf dem betreffenden Gebiet die beste Vorbereitung darstellt, und zwar sowohl für den Autor wie für den nach gründlicher Erkenntnis verlangenden Leser, den dieser sich wünscht. Auch ist es gerade auf dem Gebiet der Lähmungstherapie mit Händen zu greifen, daß der Mangel einer solchen wissenschaftlichen Vertiefung in die physiologischen Fragen und die Begnügsamkeit mit einer rohen Empirie bei den technischen Fragen die Hauptschuld an manchen bisherigen Mißerfolgen trägt.

Im einzelnen bemerke ich noch, daß die mathematischen Überlegungen, welche im Interesse einer übersichtlichen Darstellung der theoretischen Ergebnisse nicht entbehrt werden können, fast durchweg elementar und einfachster Art sind. Die in den Tabellen 28 und 32 gegebene Zusammenstellung der mathematischen Bezeichnungen und Formeln wird die Übersicht erleichtern.

Medizinische und insbesondere anatomische Kenntnisse werden bei dem Leser vorausgesetzt. Doch glaube ich, daß auch ein Nichtmediziner unter Zuhilfenahme eines anatomischen Lehrbuchs der Darstellung wird folgen können. Um ihm das Verständnis zu erleichtern sind die hauptsächlich in Betracht kommenden anatomischen Verhältnisse durch eigens angefertigte Abbildungen veranschaulicht worden.

Ich habe mich bemüht, mich mit den Arbeiten aller meiner Vorgänger bekannt zu machen und die Literatur über Lähmungsprothesen vollständig zusammenzustellen. Leider ist mir das nur sehr unvollkommen gelungen. Denn während des Krieges war mir von der ausländischen Literatur nur die ältere französische einigermaßen vollständig, die neueste ausländische aber fast gar nicht zugänglich. Und jetzt ist es nicht besser. Nachdem der Frieden von Versailles die schon schwer erschütterte deutsche Volkswirtschaft vollends zum Ruin verurteilt hat, ist das deutsche Geld so entwertet, daß unsre Bibliotheken ausländische Literatur kaum mehr zu beschaffen vermögen.

Als Anhang habe ich der theoretischen Hälfte der Arbeit eine zusammenfassende Übersicht beigegeben, die zugleich als Selbstanzeige gedacht ist und als solche gesondert erscheinen soll. Von befreundeter Seite war mir nämlich eindringlich nahegelegt worden, die Hauptergebnisse meiner Untersuchungen, soweit sie für die Anatomen von Interesse sind, zusammenzustellen und an einer diesen leicht zugänglichen Stelle zu veröffentlichen. Ich entschloß mich zu dieser Arbeit aus der Überlegung heraus, daß auch für den Leser der vollständigen Arbeit eine solche Zusammenstellung nützlich und wertvoll sein könnte, sei es, daß er sie vorher liest und dadurch in die Methoden und Grundgedanken der ganzen Untersuchung, welche von den bisher bei ähnlichen Forschungen üblichen einigermaßen verschieden sind, eingeführt wird, sei es, daß er sie nachher durchgeht,

um nochmals die prinzipiell wichtigen Punkte in raschem Überblick sich zu vergegenwärtigen. Zum einen oder zum andern Zwecke, als Einführung oder als Rückschau, wird, so denke ich, dieser Anhang manchem Leser willkommen sein. Außerdem gibt solche Zusammenstellung Gelegenheit und willkommenen Anlaß gewisse in der ausführlichen Darstellung weit auseinanderliegende Gedanken eng zusammenzurücken, ihre Gemeinsamkeit hervortreten zu lassen und dadurch ihre prinzipielle Bedeutung in ein volleres Licht zu setzen. Auch in dieser Richtung wird, hoffe ich, der Leser des Anhangs auf seine Rechnung kommen. Sodann habe ich auch die Hauptergebnisse des allgemeinen Teils der zweiten (praktischen) Hälfte der Arbeit in einer ähnlichen Übersicht, die gleichfalls als Selbstanzeige erscheinen soll, zusammengestellt. Für den speziellen Teil der zweiten Hälfte ein Gleiches zu tun, verbot die Natur des Gegenstandes.

Die Herren Professor KEIBEL und Professor GILDEMEISTER von der damaligen Straßburger Universität hatten die Güte, das Manuskript der ersten Hälfte durchzusehen und mir eine große Zahl wertvollster Bemerkungen und Fingerzeige zu geben. Zu gleich großem Dank bin ich dem Oberlehrer an der Straßburger Technischen Schule Herrn Dipl.-Ingenieur ILTIS verbunden, der die allgemeinen technischen Abschnitte der zweiten Hälfte eingehender Durchsicht unterzog. Während der Drucklegung haben die Herren Professoren BRAUS und PETERSEN in Heidelberg für meine Arbeit freundliches Interesse gezeigt und mir Anregungen zukommen lassen, von denen ich bei der Korrektur Nutzen zog.

Die technische Herstellung unsrer ersten einfacheren Prothesen geschah anfangs, zu meiner vollen Zufriedenheit, in den Werkstätten der Straßburger Instrumentenmacher C. & E. STREISGUTH, Gutenbergplatz 12, und WALB & HEERLEIN, Hohenlohestraße 20. Infolge der wachsenden Arbeiterschwierigkeiten aber waren diese Werkstätten später genötigt, die Fabrikation einzuschränken und Neuaufträge abzulehnen. Durch das verständnisvolle Entgegenkommen der schon genannten Herren Garnisonärzte wurde es uns ermöglicht, einem als mechanischer Facharbeiter ausgebildeten Mann, den wir jeweils unter unserm Lazarettpersonal fanden, die Herstellung der Apparate zu übertragen; die Firma STREISGUTH gestattete die Benutzung ihrer maschinellen Einrichtungen.

Diese Facharbeiter, zuerst der Militärkrankenwärter SLABON, von Beruf Kunstschlosser, dann der Militärkrankenwärter Gefreite KARL GROS, Elektromonteur, haben sich ihrer Aufgabe mit Eifer und bestem Erfolg entledigt. Der Letztgenannte hat zudem zahlreiche konstruktive Einzelheiten der Apparate selbständig ausgearbeitet; seine Hilfe war mir ganz besonders wertvoll. Ferner hat meine Schwester Frau ELISABETH SPIEGELBERG, als freiwillige Helferin in unserm Lazarett tätig, die Näharbeiten größtenteils nach eignen Ideen und Schnittmustern ausgeführt.

Zum Schluß muß ich noch dem ganz besonderen Dankgefühl Ausdruck geben, zu dem ich mich meinem eingangs genannten Chef und Freund Dr. FITTIG verpflichtet weiß. Ohne seine tief verständnisvolle Teilnahme und unermüdliche tatkräftige Förderung hätte ich diese Arbeit nie beginnen, geschweige vollenden können.

Inhalt des ersten Bandes.

Vorwort	Seite III
-------------------	--------------

Physiologische Hälfte.

Studien über Gliedermechanik, insbesondere der Hand und der Finger.

Einleitung: Die Gliedermechanik, ihre Stellung im System der Wissenschaften, ihre teleologische Aufgabe	§ 1	I
---	-----	---

Allgemeiner Teil.

Allgemeine Gliedermechanik des Gesunden.

Bemerkungen über Gelenkmechanik. Hemmungen und Endstellungen. Mittelstellung. Normalstellung	§ 2	5
--	-----	---

Muskelmechanik.

Anatomische Vorbemerkungen. Muskelfaser, Muskelbündel. Urelemente der kontraktiven Substanz. Natürliche Länge und natürlicher Querschnitt	§ 3	6
---	-----	---

Die Längen-Spannungsbeziehungen des Muskels	§ 4	7
---	-----	---

a) Allgemeines: Die Zustandsmerkmale: Länge, Spannung, Innervation. Längen-Spannungskurven und Längen-Spannungsfeld 7. — b) Gleichungen und Kurve des nicht innervierten (erschlafften) Muskels. Elastizitätsmoduln 9. — c) Gleichungen und Kurven des kräftig innervierten (tätigen) Muskels. Absolute Muskelkraft. Freie Gesamtverkürzung 11. — d) Gleichungen und Kurven des schwach innervierten Muskels 13. — e) Nachbemerkungen. 1. WEBERS Theorie: Kontraktion bedeutet Änderung des Elastizitätszustandes. 2. Die experimentellen Beweise für unsere Formeln und Konstanten. 3. Die Übereinstimmung der generellen Konstanten bei allen Skelettmuskeln. 4. Nomenklatur 15.

Systemmechanik.

Rein mechanische Betrachtung	§ 5	19
--	-----	----

a) Arten der Systeme: zwei- und mehrgliedrige Systeme, ein- und mehrgelenkige Muskeln. Führung der Muskelsehne. Systemketten 19. — b) Das Drehmoment ist gleich Kraft mal Hebel 20. — c) Der Hebel. Wechselnder und gleichbleibender Hebel. Unsere Annahme konstanter Hebellänge 22. — d) Die Zusatzlänge, die Entspannungslänge. Muskelfaser und Sehne 24. — e) Die spezifische Verlängerung. Ihre Beziehungen zur Zusatzlänge. Entspannungswinkel. Die Länge der Muskelfaser als Funktion ihrer Einjustierung im Skelett 26. — g) Spezifische Verlängerung und Hebel. Gleichsetzung beider Größen. Winkelmessung in Bogenmaß 28. — h) Endstellungslängen (Endlängen) und Endstellungswinkel. Gesamtverkürzung und Gesamtausschlag. Länge bei Mittelstellung 30. — i) Fiktives Gelenk mehrgelenkiger Muskeln 31. — k) Die fünferlei individuellen Konstanten 32. — m) Die Vorzeichen 33.

Mechanisch-teleologische Betrachtung.

Die teleologische Fragestellung. Die fünf Hauptanforderungen. Systemmechanische und komplexmechanische Anforderungen	§ 6	33
--	-----	----

	Seite
Der eingelenkige Muskel, mechanisch teleologisch betrachtet § 7	36
a) Die Justierung der Entspannungslänge: in der Hauptarbeitsstellung hat der Muskel natürliche Länge 36. — b) Die natürliche relative Länge oder der natürliche Ausschlag ist das Maß für die Güte der muskulären Versorgung der Nebenstellungen 37. — c) Mathematischer Nachweis dieses Satzes für die Größe, Reichweite und Wirtschaftlichkeit des Drehmomentes und für den Effekt und den Wirkungsgrad der Arbeit 40. — d) Das Querschnitt-Hebelprodukt ist das Maß für die Güte der Leistung in der Hauptarbeitsstellung, das Volumen für die Güte der muskulären Versorgung in allen Stellungen 43. — e) Der Hebel. Knappe Form und Betriebssicherheit. Die Negerwade 44. — f) Die Anforderung des geringsten Gewichtes 46. — g) Die birelative natürliche Länge oder das natürliche Ausschlagsverhältnis ist das Maß für die Güte der Versorgung der Endstellungen 46. — h) Zusammenfassung. Die drei kombinierten maßgebenden Konstanten 47. — i) Geschichtliches. BORELLI, MAREY 49.	
Der mehrgelenkige Muskel mechanisch-teleologisch betrachtet. Energieersparnis beim Festhalten (Feststellmuskeln) und Verlagerung der Muskelmasse gegen das Zentrum zu. Indirekte Verlagerung § 8	49
Die Neuanpassung des Muskels bei Änderung der Anforderungen. Umjustierung des Querschnitts bei vermehrter oder verminderter Arbeit. Verminderung der Länge bei Einschränkung des Gelenkausschlags oder bei Verkürzung des Hebels. ROUX, STRASSER, MAREY, JOACHIMSTHAL § 9	51
Methodologische Überlegungen und Festsetzungen.	
Die Winkel-Momentenbeziehungen und ihre Kurven § 10	53
a) Gleichungen für das einfache Scharniergelenk 53. — b) Dieselben, wenn die Winkel in Bogenmaß gemessen werden 55. — c) Gleichungen für die Konstruktion der Kurven. Die umgeklappte antagonistische Kurve. Die rundlaufende Kurve 55. — d) Gleichungen für eine Kette einfacher Scharniergelenke 58. — e) Gleichungen für das Doppelscharniergelenk 59. — g) Gleichungen für den Fall, daß einige Gelenke festgestellt werden 60. — h) Gleichungen für den schwach innervierten Muskel 61. — i) Schreibweise 61.	
Die schräge Muskelfaser. Der Fiederungswinkel. Der rechnermäßige Querschnitt und die rechnermäßige Länge § 11	61
Die mechanischen Muskeleinheiten: mechanischer Muskel im engeren und im weiteren Sinn § 12	63
Messung der Konstanten und Messungsergebnisse.	
Die individuellen Konstanten.	
Messung des Hebels und der spezifischen Verlängerung. Meßmethoden von O. FISCHER und A. FICK. Messungen von EM. WEBER § 13	67
Messungen der Entspannungslänge § 14	68
a) Prinzip der Messung. Berechnung der Entspannungslänge aus den gemessenen Winkeln 68. — b) Vorgänge bei der Entspannung und allgemeine Technik der Messung. Abliegen der Sehne und Durchhängen der Sehne. Aufhören der Veränderung als Endreaktion. Untersuchung durch Inspektion oder Palpation. Erfordernis der Passivität des Muskels und Täuschung durch reflektorische Anspannung 71. — c) Spezielle Technik für die Fußmuskeln. Der Fußwinkel 74. — d) Spezielle Technik für die Handgelenkmuskeln 76. — e) Spezielle Technik für die langen Fingermuskeln 76. — g) Ergebnisse I: Der Entspannungswinkel der Hand- und Fußmuskeln entspricht der Hauptarbeitsstellung. Sonderstellung des Palmaris longus und des Extensor carpi radialis longus 77. — h) Ergebnisse II: Nach Messungen an der Achillessehne und am Tibialis anterior liegt die Hauptarbeitsstellung ein wenig streckwärts vom Entspannungswinkel. Einstellung des Gastrocnemius für das Laufen und Springen 79. — i) Ergebnisse III: Verschiebung der Entspannungswinkel bei Peroneus- und Tibialislähmung 84. — k) Ergebnisse IV: Messungstechnische Beobachtungen. Muskelspannungen durch	

	Seite
psychische Erregung. Entspannung in der Narkose. Die Frage des ständigen Muskeltonus § 5.	
Messung der natürlichen Länge. Schwierigkeit der Messung. Messung in situ unter Beachtung des Gelenkwinkels. Die Länge bei Mittelstellung und die Endlängen § 15	87
Messung des natürlichen Querschnitts aus der natürlichen Länge und dem Volumen oder Gewicht. Der physiologische Querschnitt der Autoren . § 16	90
Verknüpfung der beim Lebenden und der an der Leiche gemessenen Werte. Umrechnung auf Grund von Längen- und Volumenmessungen der Gliedmaßen § 17	91
Rein anatomische Bestimmung der natürlichen Länge § 18	92
Eigene Messung der natürlichen Länge und des natürlichen Querschnitts des Musculus flexor sublimis digiti III an der Leiche. Umrechnung auf den Lebenden § 19	93
Die bisherigen Längen- und Gewichtsbestimmungen der Anatomen. Behelf mit ED. WEBERS Zahlenmaterial § 20	96
Die generellen Konstanten.	
Eigene Versuche am Musculus flexor sublimis digiti III. Die Schwierigkeiten und die Mängel der bisherigen Versuche. Eigene Versuchsanordnung bei erschlafftem und bei stärkst innerviertem Muskel. Berechnung der Ergebnisse § 21	97
Ergebnisse der eigenen und fremden Versuche zur Bestimmung der generellen Konstanten § 22	102
a) Die Längen-Spannungskurve des stärkst innervierten Muskels ist eine Gerade. BETHES Versuche am Amputierten 102. — b) Die absolute Muskelkraft 104. — c) Andersartige Versuche am tätigen Muskel des Menschen von CHAUVEAU und DONDERS 105. — d) Die Längen-Spannungskurve des erschlafften Muskels ist eine gebrochene Linie. Die viererlei Widerstände 107. — e) Der Faktor γ und die freie Gesamtverkürzung 108. — g) Die Natur der vier Widerstände 108. — h) Bisherige Versuche am erschlafften Muskel an Tieren (LANGELAAN, WUNDT) und Menschen (MOSSO und BENEDECENTI, TRIEPEL). Ursache der Abrundung der Kurvenecken. Wirkung der Nervendurchschneidung. Unbeständigkeit des Muskels im Tierexperiment 109. — i) Unterschiede der rechtsseitigen und der linksseitigen Kurve. Justierung der Entspannungslänge auf den Gelenkausschlag. Temperaturkoeffizient der Widerstände 113.	
Komplexmechanik.	
Die Hauptarten der Zusammenarbeit der Muskeln.	
Die Ruhelage. Ruhelage im engeren und im weiteren Sinn. Rechnerische und experimentelle Ermittlung § 23	114
Das gemeinsame Gebiet der Spannung oder der Entspannung antagonistischer Muskeln. Gemeinsamer Entspannungspunkt § 24	115
Moderation und Kompensation. Die aktive Feststellung. Einstellende Muskeln. Richtungsgebende und gelenkauswählende Kompensation. Energieverschwendung und Mittel zur Vermeidung derselben § 25	118
Abweichende bisherige Anschauungen über die Entspannung und die natürliche Länge der Muskeln und die Moderation § 26	121
Gesamtverkürzung und Insuffizienz.	
Die Gesamtverkürzung und der Gesamtausschlag bei muskulärer Hemmung § 27	124
a) Ausführliche und vereinfachte Formel. Die relative Gesamtverkürzung 124. — b) Sie ist die Umkehrung der birelativen natürlichen Länge. Formeln für den Gesamtausschlag 126. — c) Passiver und aktiver Gesamtausschlag und Gesamtverkürzung 127. — d) Die Winkel-Momentenkurven der Figur 19. Freie Gesamtverkürzung. Die aktiven und die passiven Kräfte der kontraktilen Substanz sind aufeinander abgepaßt 128.	

	Seite
Die Gesamtverkürzung bei nicht muskulärer Hemmung (Arretierung) und die Übersuffizienz des Muskels. Funktionelle Bedeutung derselben: die Kauarbeit, die feste Feststellung. Formeln für das Verhältnis des Drehmoments in den Endstellungen zum Drehmoment in der Hauptarbeitsstellung § 28	132
Die Insuffizienz des Muskels für den Spielraum seiner Gelenke § 29	136
a) Passive Insuffizienz mehrgelenkiger Muskeln. Vertretung der Beuger durch die Strecker 136. — b) Aktive Insuffizienz: relative der Gegenmuskeln eines passiv insuffizienten Muskels, absolute des langen Fingerstreckers und der Wadenmuskeln. Winkel-Momentenkurven der Handgelenksbeweger. Übersuffizienz 137.	
Messungen des Gesamtausschlags und der relativen Gesamtverkürzung § 30	142
a) Die Endstellungen des Handgelenks. Unterschiede zwischen den gemessenen und den theoretisch konstruierten Werten sind durch den Wechsel der Hebellängen und durch die Anspannung der Antagonisten zu erklären 142.	
— b) Die relative Gesamtverkürzung der Skelettmuskeln. Ihr Wert bei muskulärer Hemmung, bei nicht muskulärer Arretierung, bei Antagonisten 145.	
Geschichtliches: WEBERScher Quotient. Das WEBER-FICKSche Gesetz. JANSEN § 31	148
Die Arbeitsgemeinschaften der Muskeln. Das Beispiel der Wadenmuskulatur. Einstellung auf sparsame Dauerleistung und Einstellung auf vorübergehende Höchstleistung. Mechanische Muskeleinheit und Arbeitsgemeinschaft. Angebliche Unwirtschaftlichkeit zweigelenkiger Muskeln § 32	150

Allgemeine Gliedermechanik bei schlaffer Lähmung.

Die Verschiebungen der Ruhelage. Schrumpfung und Dehnung der Muskeln. Mathematische Formulierung. Gelenkanliegende (epiarthrische) und gelenkumfassende (periarthrische) Lähmung. Gegenmuskelsinnige und lähmungssinnige Verschiebung. Übersichtstafel § 33	154
Die Kontraktur, d. i. die wesentliche Funktionsstörungen setzende Einschränkung des Gelenkausschlags. Verfrühte passive Insuffizienz der mehrgelenkigen Muskeln. Bekämpfung der Kontrakturen. Möglicher Nutzen der Schrumpfung. Myogene, arthrogene und sonstige Kontrakturen. Übersichtstafel § 34	159
Die Ersatzbewegungsmöglichkeiten: Rückfederung, Wirkung der Schwere, Druck von außen, passive Insuffizienz der gelähmten Muskeln, Nebenwirkung eines nicht gelähmten Muskels. Übersichtstafel. Diagnostische Bedeutung der Ersatzbewegungsmöglichkeiten. Hilfsbewegungen . . . § 35	163

Spezieller Teil.

Mechanik der Hand und der Finger beim Gesunden sowie bei schlaffer Lähmung; Beiträge zur Mechanik des Fußes beim Gang.

Mechanik der Hand und der Finger auf Grund unmittelbarer Beobachtung.

Die vier Finger.

Beugung und Streckung der vier Finger. Zahl der möglichen Endstellungen. Die Strecksehne und ihr Verhältnis zu den beiden Interphalangealgelenken: Zwangsläufige Verknüpfung der beiden Gelenke und Konstanz des Drehungsverhältnisses. Änderung desselben in den extremen Stellungen. Meßmethode. Der von DUCHENNE behauptete Ansatz der Strecksehne am Grundgelenk § 36	168
Die acht Endstellungen der Finger. Schaufelstellung. Krallenstellung. Die Insuffizienz der langen Finger Muskeln und die Aufzehrung der Verkürzungsstrecke durch das Gelenk der Wahl. Streckung der Interphalangealgelenke und Streckung des Grundgelenks. Kombinierte Wirkung des langen Streckmuskels und der langen Beugemuskeln. Fauststellung. Die zwei nicht fixierbaren Endstellungen. Die zwei nicht herstellbaren Endstellungen § 37	174
Seitwärtsbewegung und Rollung der vier Finger. Die Arbeitsgemeinschaft der Musculi interossei und lumbricalis. Besondere Muskeln des Zeigefingers und kleinen Fingers § 38	179

	Seite
Der Daumen.	
Die Hauptbewegungen des Daumens. Gegenüber- und Rückstellung. Quer- und Längsführung (Vorwärts- und Rückwärtsführung) § 39	182
Die Muskeln des Daumens und ihre Wirkungen. Herstellung der acht Endstellungen. Veränderte Wirkung der Muskeln bei gegenübergestelltem Daumen. Bewegungen und Stellungen bei Lähmungen. § 40	183
Die fünf Finger.	
Die Ruhelagen und die pathognomonischen Stellungen bei Lähmungen. Die normale Ruhelage. Die klaffende Hand bei Lähmung aller beugenden Muskeln. Starr gestreckte Finger, Hand des Eins-Zwei-Zählenden und Affenhand bei Medianuslähmung. Die Krallenhand bei Lähmung der kurzen Fingermuskeln. Die Knickfinger bei Ulnarislähmung. Die Schaufelstellung der Finger und die Tropfhand bei Radialislähmung § 41	190
Verrichtungen der Finger. Die beiden Zangen: Faustschluß und Fingerspitzen-schluß. Bewegungen der Fingerspitzenzange und Bewegungen innerhalb der Fingerspitzenzange: Heranholen und Hinwegschieben, Dorsal- und Volarwärtsdrehen, Längs- und Querwälzen. Das Schreiben und Knöpfen. Das Öffnen der Zange und die Greifweite. Der Fingerseitenschluß. Der Daumen-Zeigefingerseitenschluß. Der hakenartige Faustschluß (Fausthaken) und die geballte Faust § 42	194
Das Handgelenk und die eigentlichen Handgelenksmuskeln.	
Die Hauptbewegungsrichtungen. Extensor und Flexor carpi ulnaris; Verhältnis der streckenden oder beugenden Komponente zur seitwärtsziehenden bei diesen Muskeln. Seitwärtsbewegungen beim Gesunden und beim Gelähmten. Die Faustschlußhilfe. Der Extensor carpi radialis longus als Feststell-muskel § 43	199
Mechanik der Hand und der Finger auf Grund von Messungen und Berechnungen.	
Statik des Handgelenks.	
Die Ruhelage des Handgelenks ist eine leichte Überstreckung, die Länge der Muskeln dabei nahezu die natürliche § 44	204
Beugung und Seitwärtsbewegung aus der Ruhelage heraus. Gleichheit der radialen und der ulnaren Drehmomente bei Seitwärtsbewegung. Kom-pensation der seitwärtsziehenden Drehmomente bei kräftigster Beugung. Ökonomische Beugung § 45	205
Die Streckung des Handgelenks und die Faustschlußhilfe § 46	208
a) Die drei Handgelenkstrecker und die Ursache der Dopplung der radialen Strecker 208. — b) Die vielen Arten des Faustschlusses und die Länge der Fingerbeugemuskeln dabei. Versuche mit klemmendem Faustschluß 209. — c) Die Berechnung ergibt die Unzulänglichkeit der Faustschlußhilfe beim klemmenden Faustschluß 210. — d) Korrektur der Berechnung und Auf-lösung des Widerspruchs zwischen Versuch und Berechnung 212. — e) Die passive Faustschlußhilfe 213. — g) Faustschlußhilfe des Extensor digitorum communis 215.	
Die Abpassung der Handgelenksmuskeln für die extremen Stellungen. Die radialen Handgelenkstrecker als Hammerheber § 47	215
Zusammenfassender Überblick über die eigentlichen Handgelenksbeweger. Rationeller Aufbau des ganzen Komplexes. Bedeutung der maßgebenden Konstanten für unsre Untersuchung § 48	217
Die Finger.	
Statik der Fingerhaltung bei den wichtigsten Verrichtungen § 49	219
a) Fragestellung: Ermittlung des Verhältnisses der Drehmomente der inneren und der äußeren Kräfte. Graphische Untersuchungsmethodik 219. —	
b) Statik des hakenartigen und des umklammernden Faustschlusses 220. —	
c) Nochmals die passive Faustschlußhilfe und die Wirtschaftlichkeit des	

	Seite
Faustschlusses 224. — d) Statik des Fingerspitzenschlusses 225. — e) Statische Verhältnisse beim Öffnen der Finger 226. — g) Unsichere Voraussetzungen unserer Berechnungen 227.	
Wirkungen und Aufgaben der kurzen Muskeln: Kompensation der Wirkung der langen Beuger an den Interphalangealgelenken. Die Beugewirkung am Grundgelenk ist nebensächlich. DUCHENNES abweichende Auffassung § 50	228
Der Höchstdruck des klemmenden Faustschlusses am Dynamometer . . . § 51	229
Phoronomie (Bewegungslehre) der Finger.	
Spezielle Phoronomie der vier Finger, erster Teil. Gleichungen zwischen der Längenänderung der Muskeln und den Drehungen der Gelenke. Ableitung der vier ersten Endstellungen der Finger aus diesen Gleichungen . . . § 52	231
Phoronomie einer Kette hintereinander geschalteter Scharniergelenke. Mehr Gleichungen als Unbekannte. Versorgung eines Gelenks durch zwei Muskeln und zweier Gelenke durch zwei, drei, vier Muskeln. Die Gefahr der Unbestimmtheit der Gelenkdrehungen wird behoben durch möglichst verschiedene Hebel, durch überschüssige Muskeln, durch Kopplung der Gelenke § 53	233
Spezielle Phoronomie der vier Finger, zweiter Teil. Die funktionelle Kopplung der beiden langen Beugemuskeln. Der Zweck ihrer anatomischen Trennung ist die Abstufung der an den drei Fingergelenken ausgeübten Drehmomente. Der Zweck der Sehnendurchkreuzung ist möglichste Ausnutzung der verfügbaren Verkürzungsstrecke. Die Kopplung ermöglicht die Führung beider Sehnen in einer einzigen Scheide. Die Einfachheit des Sehnenapparates und die Betriebssicherheit § 54	237
Die allgemeinen Gleichungen für die Bewegung einer Kette hintereinander geschalteter Scharniergelenke durch mehrgelenkige Muskeln § 55	252
Beiträge zur Mechanik des Fußes beim Gang.	
Beschreibung der Bewegungen des Fußes beim Gang. Die Beugung und Streckung des Fußes und die Änderungen des Fußwinkels während eines Doppelschrittes. Die Kantung des Fußes § 56	244
Gliedermechanische Analyse der Bewegungen des schwingenden Fußes. Die inneren Kräfte und ihr Drehmoment. Die Kurve dieses Drehmoments und ihre drei Abschnitte. Formeln zur Berechnung der Drehmomente der einzelnen Muskeln und die so erhaltenen Kurven. Die Reflexzuckung des Gastrocnemius. Die Innervationsstärke der Fußspitzenheber § 57	250
Berechnungen zur gliedermechanischen Analyse der Fußbewegungen beim Gang § 58	257
a) Fußwinkel und Sohlenwinkel. Die Absatzhöhe 257. — b) Das Drehmoment der inneren Kräfte. Die Berechnung der Beschleunigung aus den Wegpunkten 258. — c) Die Drehmomente der entspannten Muskeln 260. — d) Das Drehmoment der tätigen Fußspitzenheber 261. — e) Das Drehmoment der Fußspitzenheber im dritten Abschnitt und die Reflexzuckung des Gastrocnemius. Teleologische Bedeutung derselben 262. — g) Der Innervationsgrad der Fußspitzenheber 264.	
Wie O. FISCHER die Kurve des Drehmoments der inneren Kräfte ermittelt und deutet. Kritik seines Verfahrens. Das vergessene Gewicht des Schuhs. Die Ermittlung der Beschleunigung aus gegebenen Lagebeobachtungen mittels des FISCHERSCHEN zeichnerischen Verfahrens der Kurvenführung in möglichst gleichmäßig geschwungener Linie. Das rechnerische (algebraische) Verfahren. Vergleich der Ergebnisse verschiedener Verfahren an Hand der Figur 49. Der beim Aufsetzen der Ferse auf den Fußboden erteilte Stoß und die Unmöglichkeit, die Beschleunigung in diesem Zeitpunkte festzustellen. FISCHERS physiologische Deutung der Kurve der inneren Drehmomente § 59	264

Tabellen.

	Seite
Vorbemerkungen	§ 60 272
a) Maßeinheiten, Normalstellungen, eigene Winkelmessungen 272. — b) ED. WEBERS Faserlängen der ausgeschnittenen Muskeln an Stelle der natürlichen Länge verwendet 273. — c) Die natürliche Länge der langen Fingermuskeln aus ED. WEBERS Messungen am eingespannten Muskel berechnet. Unstimmigkeiten der ED. WEBERSchen Werte 273. — d) Ergänzung der ED. WEBERSchen Werte für die einzelnen Fingerportionen durch die Zahlen von FROHSE und FRÄNKEL 274. — Die spezifischen Verlängerungen nach EM. WEBER. Korrekturen 274. — g) Annahmen über die langen Muskeln der Finger in Tabelle 17 275. — h) Die Werte für fiktives Gelenk in Tabelle 17 275.	
Gelenke.	
Tab. 1. Endstellungen, Mittelstellungen, Gesamtausschlag des Handgelenks und der Gelenke des Mittelfingers	276
Tab. 2. Passive und aktive Endstellungen des Handgelenks	276
Muskeln überhaupt.	
Tab. 3. Generelle Konstanten der Skelettmuskulatur des Menschen	277
Muskeln des Handgelenks.	
Tab. 4. Entspannungslängen und Entspannungswinkel der eigentlichen Handgelenksmuskeln	278
Tab. 5. Natürliche Länge und Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels bei den eigentlichen Handgelenksmuskeln	279
Tab. 6. Hebel und Drehmomente der einzelnen Muskeln am Handgelenk	280
Tab. 7. Drehmomente am Handgelenk für die Hauptbewegungsrichtungen	281
Tab. 8. Koordinaten und Neigungen der Winkel-Momentenkurven der eigentlichen Handgelenksmuskeln	282
Muskeln der Finger.	
Tab. 9. Entspannungslängen der langen Muskeln des Mittelfingers	283
Tab. 10. Längenänderungen der langen Muskeln des Mittelfingers bei gleichzeitiger stärkster Beugung und bei gleichzeitiger stärkster Streckung aller Gelenke	284
Tab. 11. Längenänderung der langen Muskeln des Mittelfingers durch die Fingerhaltung	286
Tab. 12. Längen-Spannungsbeziehungen des stärkst innervierten Musculus flexor sublimis digiti III	288
Tab. 13. Längen-Spannungsbeziehungen des erschlafften Musculus flexor sublimis digiti III	289
Tab. 14. Natürliche Länge einiger langen Fingermuskeln	289
Tab. 15. Hebel und Drehmomente der einzelnen Muskeln der vier Finger	290
Tab. 16. Drehmomente und Verhältnisse der Drehmomente durch die Muskel-tätigkeit und durch die äußeren Kräfte bei einigen wichtigen Verrichtungen der Finger	292
Tab. 17. Koordinaten und Neigungen der Winkel-Momentenkurven der langen Fingermuskeln	293
Muskeln des Fußes.	
Tab. 18. Fußwinkel bei aktiver Endstellung	294
Tab. 19. Entspannungswinkel einiger Muskeln am Fußgelenk	294
Tab. 20. Entspannungswinkel des Soleus, Gastrocnemius, Tibialis anterior I: Einzelmessungen	295
Tab. 21. Entspannungswinkel des Soleus, Gastrocnemius, Tibialis anterior II: Zusammenstellung der Meßergebnisse	299
Tab. 22. Höchst- und Mindestwerte des Fußwinkels beim Gang, Sprung und Lauf	299
Tab. 23. Berechnungen zur Mechanik des Fußes beim Gang I: Fußwinkel, Sohlenwinkel, Kniewinkel, Drehmomente der inneren Kräfte	300
Tab. 24. Berechnungen zur Mechanik des Fußes beim Gang II: Drehmomente und Innervationsstärke einzelner Muskeln und Muskelgruppen	302

	Seite
Verschiedene Muskeln.	
Tab. 25. Gemeinsame Gebiete der Spannung oder Entspannung antagonistischer Muskeln	304
Tab. 26. Relative Gesamtverkürzung und WEBERScher Quotient verschiedener Muskeln	305
Sämtliche Teile betreffend.	
Tab. 27. Verschiedene Verfahren, um aus den nacheinander beobachteten Lagen eines Punktes seine Beschleunigung zu ermitteln	306
Tab. 28. Zusammenstellung der mathematischen Bezeichnungen und wichtigeren Formeln	308

Anhang.

Gliedermechanische Anatomie der Muskeln. Eine Selbstanzeige dieses Werkes, zugleich eine Einführung und eine Zusammenfassung	313
1. Veranlassung und Ziel der Untersuchung 313. — I. Allgemeiner Teil. 2. Die veränderlichen Größen (Zustandsmerkmale) und die Konstanten des Muskels 314. — 3. Die Längen-Spannungsbeziehungen und die Winkel-Momentenbeziehungen samt ihren Kurven 316. — 4. Messungen und Experimente zur Ermittlung der Konstanten 318. — 5. Teleologische Betrachtung des Muskels. Die Anforderungen an den Muskel und die kombinierten individuellen Konstanten als Maßstäbe seiner Güte 320. — 6. Komplexmechanik 323. — 7. Das gemeinsame Gebiet der Spannung oder Entspannung und die Ruhelage 324. — 8. Die relative Gesamtverkürzung und der Gesamtausschlag bei muskulärer Hemmung und bei Arretierung 324. — 9. Insuffizienz oder Übersuffizienz des Muskels für den Spielraum seiner Gelenke. WEBERSches Gesetz 326. — 10. Arbeitsgemeinschaften der Muskeln 327. — 11. Pathologische Gliedermechanik 328. — II. Spezieller Teil. 12. Das Handgelenk 329. — 13. Die vier Finger 331. — 14. Der Fuß 336. — 15. Schlußwort 337.	
Literatur	338
Sachverzeichnis	342

GLIEDERMECHANIK
UND
LÄHMUNGSPROTHESEN

VON

HEINRICH VON RECKLINGHAUSEN

IN ZWEI BÄNDEN
MIT 230 TEXTFIGUREN

BAND II

(KLINISCH-TECHNISCHE HÄLFTE)

DIE SCHLAFEN
LÄHMUNGEN
VON HAND UND FUSS UND DIE
LÄHMUNGSPROTHESEN



SPRINGER-VERLAG BERLIN HEIDELBERG GMBH
1920

ISBN 978-3-642-50365-8

ISBN 978-3-642-50674-1 (eBook)

DOI 10.1007/978-3-642-50674-1

Alle Rechte, insbesondere das der Übersetzung
in fremde Sprachen, vorbehalten.

Copyright 1920 by Springer-Verlag Berlin Heidelberg
Ursprünglich erschienen bei Julius Springer in Berlin 1920.
Softcover reprint of the hardcover 1st edition 1920

Inhalt des zweiten Bandes.

Klinisch-technische Hälfte.

Die schlaffen Lähmungen von Hand und Fuß und die Lähmungsprothesen.

Einleitung: Rückblick und Vorblick	§ 61	345
--	------	-----

Allgemeiner Teil.

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Arztes betrachtet.

Die durch die Prothese zu leistende Hilfe und die Schranken derselben. Der nur die Haltung verbessernde starre Apparat. Der bewegliche Apparat mit elastischem Zug: künstlicher Muskel. Die Leistungen des künstlichen Muskels stehen an Mannigfaltigkeit und Unmittelbarkeit hinter denen der ersetzten natürlichen Muskeln zurück	§ 62	347
Allgemeine Auswahl der Ziele. Der künstliche Muskel soll als Gegenspieler der noch arbeitenden natürlichen Muskeln gestaltet werden. Die letzten Ziele und die Hauptarten der Prothesen: Arbeitsprothese (Leistungsprothese), Vorbeugungsprothese, Mobilisationsprothese, ästhetische Prothese. Höchstleistung als Hauptziel	§ 63	350
Bilanz der Prothese und individuelle Auswahl	§ 64	352
a) Die mit der Prothese verknüpften Nachteile 352. — b) Bilanz der Prothese. Ursache ärztlicher Mißerfolge 354. — c) Individuelle Auswahl und Notwendigkeit verschiedener Apparate für dieselbe Lähmungsart 355. — d) Praktische Erprobung der Prothese und Speziallazarette für Nervengelähmte 356. — e) Diagnostik in psychischer und somatischer Beziehung. Verrichtungen und Hantierungen 358. — g) Prothesen bei unvollkommener Lähmung (Parese) 359.		

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Technikers betrachtet.

Mechanische Grundlagen. Zugbahnen und Gerüstwerke. Ein- und mehrgelenkige Apparate. Die Angriffspunkte (Auflagestellen, Druckpunkte). Tragendes und getragenes oder angegriffenes Glied. Physiologische und unphysiologische Achse. Verschiebungsfehler: die Verschiebungskorrektur. Echte und unechte Apparategelenke. Halbgerüste: Spannwerk und Kran. Übersichtstabelle. Druckverteilung an den Auflagerstellen, Schleuder	§ 65	360
Die Federung, allgemeine Gesichtspunkte. Biegende, drillende und ziehende Feder. Das Prinzip der eben noch genügenden Federkraft: wohlabgepaßte Federung. Die Federkraft soll mit der Verkürzung des Gegenmuskels nicht wachsen, womöglich abnehmen: ausgeglichene Federung. Herstellung derselben: Angriff mit kleiner werdendem Hebel, Prinzip der späten Federstrecke. Gestauchte Federn § 66		369
Orthopädisch wichtige Federarten. Anforderungen: Festigkeit, Nachgiebigkeit (Weichheit), Verwendbarkeit als unechtes Gelenk. Die dreierlei Beanspruchungen auf Druck oder Zug, auf Biegung, auf Drillung. Stabfeder. Blattfeder und Blattfederwerk. Schraubenfedern. Gestauchte Biege-Schraubenfeder. Spiralfeder. Serpentinfeder. Flachwickelfeder. Kombinierte Serpentin-Blattfeder und Flachwickel-Blattfeder. Gerollte Federn	§ 67	375

	Seite
Federformeln	§ 68 380
<p>a) Nachgiebigkeit und Festigkeit als Funktionen der physikalischen Konstanten und der Abmessungen der Federn. Umrechnungsformeln 380. — b) Unzulänglichkeit der bisher vorhandenen Formeln 382. — c) Der Federungsweg. 1. Die Grundgleichung. 2. Der Fall des konstanten Trägheitsmoments. 3. Der Fall des gleichmäßig abnehmenden Trägheitsmoments. 4. Zickzackfeder; Drahtlänge und Federlänge. 5. Zickzackfeder mit Beanspruchung der einzelnen Drahtstücke auf Drillung. 6. Formeln für Federn aus rundem Draht: Biege- und Drill-Stabfeder, Biege-Serpentinfeder und Biege-Flachwickelfeder. 7. Formeln für die Zug- und Druck-Schraubenfeder. 8. Blattfedern: Rechteck- und Dreieckfeder 384. — d) Zulässige Belastung und zulässiges Drehmoment 395. — e) Kombinationsformeln für zusammengesetzte Federn. 1. Nebeneinanderschaltung. 2. Hintereinanderschaltung. 3. Beispiel einer dreigliedrigen Feder. 4. Zickzackfedern. 5. Biege-Schraubenfeder und Biege-Spiralfeder 396. — g) Drill-Schraubenfeder und Drill-Spiralfeder 402. — h) Gewickelte Federn mit gestützten Windungen 404. — i) Länge der dicht gewickelten Schraubenfeder. Unvollkommenheitskoeffizient der dichten Wicklung 405. — k) Gestauchte Schraubenfeder. Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung 406. — l) An drei Stellen gehaltene Biegefeder. Zerlegung derselben in zwei Halbfedern 407.</p>	
Zulässige Beanspruchung und Hochbeanspruchung. Elastizitäts- und Proportionalitätsgrenze. Fließgrenze. Abhängigkeit der Elastizitätsgrenze von der Vorbehandlung der Feder. Formierung des Stahls. Der Beanspruchungsgrad	§ 69 409
Tabelle 31: Elastizitätsgrenzen eines Stahlblechstreifens	412
Dimensionierung der Federung	§ 70 415
<p>a) Die drei aus dem orthopädischen Problem sich ergebenden gliedermechanischen Anforderungen: Gesamtwinkelausschlag, initiales Drehmoment und abschließendes Drehmoment 415. — b) Entwicklung der Gleichungen für den Fall einer Biegefeder 416. — c) Die gegebenen und die zu erreichenden Größen in diesen Gleichungen. Die Drahtstärke bzw. Blechdicke als die eine, der Beanspruchungsgrad als die andere Unbekannte. Weitere unbestimmte und halbbestimmte Größen. Die mathematische Überlegung ist durch das technische Taktgefühl zu ergänzen. Die Technik als Kunst 417. — d) Berechnungsbeispiel: die Biege-Schraubenfeder des Modells RHb 419. — e) Zweites Beispiel: die Zug-Schraubenfeder der Modelle RHa und RHc 421. — g) Anhang: die Justierung der Feder 423.</p>	
Technische Prüfungen	§ 71 424
<p>a) Prüfung des Federmaterials auf Festigkeit durch Beanspruchung auf Biegung 424. — b) Prüfung der Zugfedern auf Weichheit 425. — c) Prüfung der Biegefedern und der fertigen Apparate auf Weichheit. Prinzip der Prüfung. Konstruktion des Prüfapparates. Prüfungsverfahren: aufsteigende und absteigende Prüfung; Einfluß der festen Reibung 426. — d) Prüfung fertiger Apparate auf Festigkeit 430.</p>	

* Tabellen zum allgemeinen Teil.

Tab. 32. Bezeichnungen und grundlegende Formeln zur Berechnung der Sprungfedern	431
Tab. 33. Formeln für fertige Sprungfedern	434
Tab. 34. Federprüfungen I: Federungswege gestauchter Zug-Schraubenfedern	436
Tab. 35. Federprüfungen II: Drehmomente einiger Federn bei Biegung	437
Tab. 36. Apparateprüfungen I: Drehmomente einiger Handgelenk-Streckapparate	439
Tab. 37. Apparateprüfungen II: Drehmomente eines Vierfinger-Streckapparates	443

Spezieller Teil.

Die Strecklähmung der Hand und der Finger (Radialislähmung).

	Seite
Klinischer Teil: die Motilität des Radialisgelähmten.	
Die Motilität der einzelnen Glieder § 72	444
a) Die Ellenbogenstreckung und die Supination des Vorderarms. —	
b) Die Haltung von Hand und Fingern. Tropfhand. — c) Die Hand-	
gelenksbewegungen. Streckung der Hand vermöge dreierlei Ersatzbewegun-	
gen. — d) Die Fingerbewegungen. Streckung der vier Finger im Grund-	
gelenk und des Daumens mittels Ersatzbewegungen. Ulnarisstreckung	
Verrichtungen und Hantierungen § 73	448
Das Öffnen der Finger. Knöpfen, Schreiben, Nähen, schwere Arbeit.	
Die Wichtigkeit der Handgelenksbewegungen insbesondere für den Radialis-	
gelähmten. Die Hand als Gelenkkopf. Passive Streckung der Hand beim	
Hantieren mit schwerem Werkzeug. Das Hämmern § 74	449
Krankengeschichte: traumatische Radialislähmung, Nervennaht bleibt ohne Er-	
folg, dagegen werden Ersatzbewegungen ausgebildet, welche irrtümlich als	
wiederkehrende Innervation angesprochen werden § 75	452
Technischer Teil: Prothesen für den Radialisgelähmten.	
Unsre neuen Modelle.	
Die Ziele und das System unsrer Prothesen § 76	454
Die Beweglichkeit des Handgelenks. Die Erhaltung der vollen Beuge-	
fähigkeit ist wichtig für die Greifweite. Der künstliche Muskel soll strecken	
und radial abduzieren. Die Prothese soll rasch an- und abgelegt werden	
können. Trennung der für das Handgelenk und der für die Finger be-	
stimmten Apparatur. Übersichtstabelle.	
Einzelbeschreibungen.	
Handgelenk-Streckapparate: Modelle RH.	
Modell RHa mit Doppelbügel in CARDANISCHER Aufhängung § 77	458
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Verpassung und Handhabung.	
Modell RHb mit Biege-Schraubenfedern, welche zugleich als unechtes Ge-	
lenk dienen § 78	463
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Variante.	
Modell RHc, von der Hand getragen mit Zug-Schraubenfedern und Roll-	
bahn als Verschiebungskorrektur § 79	466
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Variante Modell	
RHcc mit seitlich angreifendem Zug.	
Modell RHd, von der Hand getragen, mit Drill-Schraubenfedern, die zu-	
gleich als unechtes Gelenk dienen § 80	471
Modell RHv: Handgelenk-Streckapparat mit volarer federnder Latte § 81	477
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Variante: Modell	
RHvv mit ausgiebiger Verschiebungskorrektur.	
Der Steg in der Hohlhand und die Anhebung der vier Finger bei den Hand-	
gelenk-Streckapparaten.	
Prinzipielle Fragen § 82	481
a) Die Lagen des Steges: unter der Randfläche der Hand, unter der	
Hauptfläche derselben oder unter den Fingergrundgliedern. Die	
distale Lage bewirkt Mitanehebung der Finger, erfordert aber ein	
weiteres Gelenk 481. — b) Starrer oder biegsamer Steg. Der starre	
Steg behindert den Faustschluß, der biegsame hebt die mittleren	
Finger zu wenig 482. — c) Der Druck des Steges. Er hängt ab von	
der Fläche des Steges und der Lage, d. h. dem Hebel. 484 — d) Das	
Rotationsbestreben der Prothese. Mittel um die Rotation zu ver-	
hindern: Daumenballenband, starrer Steg, Umgreifen des Kleinfinger-	
rands durch den Steg, Handrückenband 486.	

	Seite
Besondere Gestaltungen des Steges	§ 83 488
a) Schräger Steg. — b) Halbstarrer Steg. — c) Federnder Steg. — d) Gespannte Stege mit dorsalem und volarem Spannbügel. — e) Unterbrochene Stege.	
Praktisches Ergebnis: Übersicht empfehlenswerter Stege	§ 84 492
Streckapparate für die Grundgelenke der vier Finger: Modelle RF.	
Modell RFf mit Flachwickel-Blattfeder, die auf dem Knöchel aufliegt	§ 85 494
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Varianten: Modelle RFf(a) und RFf(c).	
Modell RFr mit zurückgebogener Rechteckfeder und echtem Gelenk, vom Finger getragen	§ 86 498
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten.	
Daumen-Streckapparate: Modelle RD	§ 87 502
a) Prinzip. Modell RDs mit Drill-Schraubenfeder. — b) Einzel- heiten. Das Traggestell bei isolierter Daumenlähmung. Modelle RDf und RDzs. — c) Varianten.	
Berechnungen der Federungen.	
Handgelenk-Streckapparate	§ 88 504
Berechnung der streckenden Federung des Modells RHa. Gliedermecha- nische Anforderungen. Geometrische Beziehungen. Ausrechnung.	
Berechnung der seitwärts drehenden Federung des Modells RHa	§ 89 507
Anforderungen an die Federung des Modells RHb	§ 90 508
Berechnung der Federung des Modells RHc	§ 91 510
a) Vergleich mit der Federung des Modells RHa 510. — b) Die Ver- änderung des Drehmoments der Federung durch unphysiologische Achsenlage 511. — c) Abliegen des ersten Gliedes der Zugkette zwecks Verhinderung einer übermäßigen Verkleinerung des Hebels bei starker Beugung 511. — d) Berechnung (auf Tabelle 38) der Drehmomente bei verschiedenen Winkelstellungen 513.	
Berechnung der Federung des Modells RHd	§ 92 516
Berechnung der Federung des Modells RHv und RHvv	§ 93 518
Finger- und Daumenstreckapparate.	
Berechnung und Herstellung der Federungen der Modelle RFf u. RDf	§ 94 520
Berechnung der Federung des Modells RDs	§ 95 524
Geschichtlicher Überblick der zur Zeit vorhandenen Apparate.	
Prothesen für das Handgelenk des Radialisgelähmten	§ 96 524
a) Starre Apparate. Walklederhülsen, Stabwerke und Mitteldinge zwischen diesen beiden 524. — b) Bewegliche Apparate. Zerschnittene Walklederhülsen und bewegliche Stabwerke. Physiologische oder unphysiologische Achsen- lage; letztere erfordert Verschiebungskorrektur. Echte oder unechte Ge- lenke. Doppelscharniergelenke. Die Anpassung der Federung und die Arten der Federn. Festmachen des Apparates auf der Hand als tragendem Glied, statt auf dem Vorderarm 528.	
Prothesen für die vier Finger des Radialisgelähmten	§ 97 531
a) Zugbahnen. Schwierigkeiten der Festmachung am Finger 531. — b) Ge- rüstwerke. Unphysiologische Achsenlage verlangt Verschiebungskorrektur. Echte oder unechte Gelenke. DELACROIX' Apparat 532.	
Prothesen, welche die Hand vermittelt der vier Finger anheben. Vorteile und Nachteile dieser Konstruktion	§ 98 536
Prothesen für den Daumen	§ 99 537
Anhang: Sehnenverpflanzung und verwandte Operationen bei Radialislähmung.	
Die FRANKESche Operation und die Mängel ihres Ergebnisses	§ 100 538
Anderweitige Operationsverfahren. Aussicht derselben	§ 101 542
Krankengeschichte: traumatische Radialislähmung, Sehnenverpflanzung nach FRANKE, spontane Wiederkehr der Innervation. Funktionelles Ergebnis der Operation	§ 102 544

**Die Beugelähmungen der Hand und der Finger
(Ulnaris- und Medianuslähmung).**

	Seite
Klinischer Teil: die Motilität des Beugegelähmten.	
Die Ulnarislähmung § 103	546
Die Bewegungen des Handgelenks. Die Knickfinger. Dreifingerfaust und Dreifinger-Spitzenzange, Schwäche des Daumens dabei.	
Die Medianuslähmung § 104	548
Die Pronation des Vorderarms vermöge dreifacher Ersatzbewegungen. Mangel an Beugefähigkeit im Zeigefinger und Daumen: die Hand des Eins-zwei-Zählenden. Ersatz-Fingerspitzenschluß. Dreifingerfaust.	
Die vollständige Beugelähmung (gleichzeitige Ulnaris- und Radialislähmung) § 105	550
Die Ruhehaltung: klaffende Hand. Die Beugemöglichkeiten der vier Finger und des Daumens. Leistungen fehlen.	
Die Lähmung der kurzen Fingermuskeln § 106	553
Ätiologie. Die Ruhehaltung: Krallenhand. Der Daumen-Zeigefingerseiten-schluß mit umgekipptem Daumenendglied. Anhang: Lähmung der langen Fingermuskeln.	
Krankengeschichte: Vollständige Lähmung der von Narben umwachsenen beiden Beugenerven, Neurolyse, Wiederkehr der Tätigkeit der langen Muskeln, es bleibt eine Lähmung der kurzen Fingermuskeln § 107	556
Technischer Teil: Prothesen für den Beugegelähmten.	
Allgemeine Übersicht über die für die verschiedenen Lähmungsformen angezeigten Apparate § 108	558
a) Apparate für Ulnarisgelähmte: Streckfingerling, Knickfinger-Gerade-richter 558. — b) Apparate für total Beugegelähmte: Halte-Handschuh und Halte-Handklotz; Greif-Handschuh; Handrückenstütze 559. c) Apparat für Patienten mit Lähmung der kurzen Fingermuskeln: Streck- und Greifspange 561. — d) Fingerbeugesehnen-Dehnapparat 561. — e) Lite-ratur 561.	
Beschreibung der einzelnen Apparate.	
Der Streckfingerling § 109	564
Der Halte-Handschuh für Beugegelähmte. Vervollkommnung desselben zum Greif-Handschuh § 110	564
Der Halte-Handklotz für Beugegelähmte § 111	565
Die Handrückenstütze für Beugegelähmte § 112	568
Die Streck- und Greifspange für Beugegelähmte § 113	568
Der Knickfinger-Geraderichter § 114	572
Der Fingerbeugesehnen-Dehnapparat § 115	572

**Die schlaffen Lähmungen des Fußes
(Peroneus- und Tibialislähmung).**

Klinischer Teil.	
Die Motilität des Peroneusgelähmten. Der hängende Fuß und die fünf Hilfs-bewegungen. Die Einwärtskantung § 116	573
Gesichtspunkte für die Behandlung des Peroneusgelähmten mittel; Prothesen § 117	574
a) Die unelastische Anhebung der Fußspitze. Ihr Nöchteil ist die Vermin-derung des Gelenkausschlags und die ruckweise Arretierung 574. — b) Die federnde Anhebung und ihre Vorzüge. Unvollkommenheiten auch dieser Hilfe. Die Umschaltung des Apparates beim Bergsteigen, Aussetzen seiner Wirkung bei Nichtbedarf. Weitere Anforderungen 576. — c) Das Hängen des äußeren Fußrandes. Fehlerhafte Gewohnheiten des Gelähmten 578. — o) Die Frage der seitlichen Feststellung des gelähmten Fußes 579. — e) Ver-suche über die Spurlängen beim Gang des Gelähmten 579.	
Gleichzeitige Lähmung der Nervi peroneus und tibialis § 118	580

	Seite
Technischer Teil: Prothesen für den Peroneusgelähmten.	
Übersicht über die vorhandenen Apparate (einschließlich unserer neuen Modelle)	§ 119 582
a) Zugbahnen: 1. mit Halt über den Knöcheln; 2. mit Halt über der Wade oder über dem Knie; 3. mit Halt über der Hüfte oder auf der Schulter 582. —	
b) Spannwerk 586. — c) Gerüstwerke mit physiologischer Achse und echten Gelenken: 1. mit einfacher Sperrvorrichtung; 2. mit Federung zwischen den beiden Schienenhälften durch eingebaute Zugbahn oder durch angehängte Zugbahn; 3. Kritik dieser Apparate 586. — d) Gerüstwerke mit unphysiologischer Achse und unechten Gelenken 591. — e) Einige weitere Apparate von besonderem Bau 593.	
Unsre neuen Modelle.	
Beschreibungen.	
Spitzfußapparat mit Schultertraggurt Modell PT	§ 120 594
a) Prinzip des Apparates. — b) Einzelheiten und Verpassung. Die Federn und ihre Befestigung. Der Traggurt. Der Kniebügel. Der Knie-latz.	
Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten, Modell PL	§ 121 599
a) Prinzip. — b) Einzelheiten.	
Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp § 122	602
a) Prinzip. — b) Einzelheiten.	
Zusammenfassender Vergleich der neuen Apparate. Auswahl . . .	§ 123 606
Berechnungen.	
Die Anhebung des schwingenden Fußes beim Gang als das orthopädische Problem der Spitzfußprothese und die Berechnung der Federung des Modells PT	§ 124 606
a) Empirische Ermittlung der zu ausreichender Anhebung der Fußspitze erforderlichen Einstellung des Apparates und Berechnung der während der einzelnen Phasen des Schwingens vom Apparat ausgeübten Drehmomente (auf Tabelle 39) 606. — b) Das Drehmoment des Apparates ist geringer als das der fußspitzenhebenden Muskeln, welche er ersetzt. Ursache dieses Verhaltens 608. — c) Die weiteren Anforderungen an den Apparat und ihre Erfüllung. Weichheit und große Dehnbarkeit der Längeneinheit 611.	
Berechnung der Federung des Modells PL	§ 125 612
Anhang.	
Richtlinien für den Bau von Lähmungsprothesen. Eine zusammenfassende Übersicht	616
1. Persönliches. — 2. Neurologische Vorkenntnisse sind erforderlich. —	
3. Gliedermechanische Vorkenntnisse sind erforderlich. — 4. Bisherige orthopädische Behandlung der Radialislähmung. — 5. Gewinn- und Verlustkonto der Prothese. — 6. Hauptaufgabe der Lähmungsprothese ist die Wiederherstellung der Arbeitstüchtigkeit. — 7. Der künstliche Muskel. — 8. Bedeutung der passiven Beweglichkeit und Ersatzbewegungsmöglichkeiten. — 9. Wohlabgeglichenheit der Federung. — 10. Ein System bester Apparate für jede Lähmungsform. — 11. Der Arzt als Techniker. — 12. Die konstruktiven Grundideen. — 13. Die Herstellung der Sprungfedern. — 14. Technische Prüfungen. — 15. Andeutungen über den Inhalt des speziellen Teils.	
Literatur	625
Sachverzeichnis zu § 61—§ 71	630

Physiologische Hälfte.

Studien über Gliedermechanik insbesondere der Hand und der Finger.

§ 1. Einleitung.

Der menschliche Leib und besonders deutlich die Extremitäten desselben bestehen aus einzelnen Gliedern, welche gelenkig verbunden sind und durch Muskeln in diesen Gelenken willkürlich gegeneinander bewegt oder in beliebigen Stellungen festgehalten werden können. Welche Bewegungen und Stellungen möglich sind, das hängt ab von dem Bau der Gelenke, von der Beschaffenheit und Arbeitsweise der Muskeln, endlich von der Art wie jeder Muskel mit den von ihm versorgten Gliedern und insbesondere den Knochen und Gelenken derselben zu einem „System“ zusammengebaut ist und wie mehrere Systeme zu „Komplexen“ von Systemen ineinandergefügt sind.

Wir können die hiervon handelnde Wissenschaft als Mechanik der Glieder, Gliedermechanik, bezeichnen, indem wir unter Mechanik eine Lehre verstehen, welche die gegenseitige Lage und Bewegung von Raumgebilden als Wirkungen ziehender oder stoßender Kräfte begreift. Unsrer Wissenschaft zerfällt in einen allgemeinen Teil, dessen Sätze sich auf viele oder sämtliche Glieder und Systeme beziehen, und einen speziellen Teil, welcher die Mechanik der einzelnen Glieder in ihrer Besonderheit zum Gegenstand hat. Dem praktischen Endzweck unsrer Untersuchung entsprechend werden wir hier nur einen kleinen Ausschnitt des Gesamtumfanges dieser Wissenschaft behandeln, nämlich aus dem speziellen Teil nur die Mechanik der Hand und der Finger sowie beiläufig einige Abschnitte aus der Mechanik des Fußes und vom allgemeinen Teil nur jene Kapitel, welche zum Verständnis dieser Spezialgebiete nötig erscheinen. Dadurch wird unsre Aufgabe sehr vereinfacht, da wir unsre Betrachtung im wesentlichen beschränken können auf Gelenke einfachster Art, nämlich Scharniergelenke, und auf Systeme einfachster Art: nämlich solche, die nur aus zwei Gliedern bestehen.

Da die Gliedermechanik Kräftewirkungen zwischen Raumgebilden untersuchen soll, so erwächst ihr als Vorarbeit die doppelte Aufgabe, erstens die Beschaffenheit dieser Raumgebilde festzustellen, indem sie mit den Mitteln der anatomischen, d. h. „zerlegenden“ Forschung den Bau der Glieder und insbesondere der Muskeln, Gelenke und Knochen aufdeckt, zweitens die tatsächlich stattfindenden Stellungen und Bewegungen der Glieder als Ganzes „holographisch“ zu beschreiben, eine Aufgabe, welche,

falls es sich um rasch ablaufende Bewegungen handelt, oft nicht leicht zu lösen ist. Sodann tritt sie an die Hauptaufgabe heran, die in entsprechender Weise zweigegliedert ist. Erstens nämlich gilt es auf Grund der von den Physikern entwickelten mechanischen Gesetze darzutun, welche Stellungen und Bewegungen die so beschaffenen Glieder unter der Einwirkung bestimmter Kräfte, die wir in ihnen und an ihnen wirkend voraussetzen, annehmen müssen, zweitens die tatsächlich beobachteten Stellungen und Bewegungen derselben als durch diese mechanischen Gesetze gefordert zu erkennen und zu begreifen. Die Gliedermechanik schließt sich somit als angewandte Mechanik an die reine oder physikalische Mechanik an.

Bei dem höchstverwickelten und kunstvollen Bau des menschlichen Leibes sind die hier sich ergebenden Probleme zum Teil recht schwierig und in strenger, d. h. mathematischer Form nur dann zu lösen, wenn man weitgehende Vereinfachungen einführt. Zweierlei Vereinfachungen sind zu unterscheiden, erstens solche anatomischer Art, insofern man beispielsweise statt des wirklichen Gelenkes, wie es die anatomische Forschung festgestellt hat, ein einfacher gebautes Gelenk der Berechnung zugrunde legt, zweitens solche funktioneller Art, insofern man an Stelle der komplizierten Kräfte, welche man als in Wirklichkeit wirksam annehmen muß, vorübergehend Kräfte in die Betrachtung und Berechnung einstellt, welche einfacher sind oder doch die gerade vorliegende Überlegung vereinfachen.

Auf Grund dieser letzteren Vereinfachung zerfällt die Gliedermechanik in eine Anzahl Abteilungen. Da haben wir zuerst eine Gelenkmechanik, d. h. eine Lehre von den Bewegungen, welche die Gelenke zulassen, wobei von den diese Bewegungen bewirkenden Kräften ganz abgesehen wird, wie man gewöhnlich sagt, richtiger: bei der die Annahme gemacht wird, daß zur Ausführung jeder vom Gelenk erlaubten Bewegung die geeigneten Kräfte stets zur Verfügung stehen. Sodann haben wir eine Muskelmechanik, welche die Kraftwirkung des isolierten Muskels untersucht, d. h. des Muskels, der, aus seinem natürlichen Zusammenhang herausgenommen, willkürlich eingespannt und einem willkürlich gewählten Widerstand entgegengestellt wird, wobei wir insbesondere auf die Abhängigkeit der Kraft oder Spannung des Muskels von seiner Länge, auf die „Längen-Spannungsbeziehungen“, unsre Aufmerksamkeit richten. Ferner haben wir die Systemmechanik, welche den im natürlichen System, so wie es die Anatomie uns kennen lehrt, arbeitenden Muskel betrachtet. Hier sind nochmals zwei Stufen zu unterscheiden. Auf der ersten nimmt man vereinfachend an, daß die Kraft, mit welcher der Muskel im System wirkt, jederzeit dieselbe oder jederzeit die benötigte ist; auf der zweiten berücksichtigt man die Abhängigkeit der Muskelkraft von den äußeren Bedingungen und die mit jeder Änderung in der Stellung des Systems auf Grund der Längen-Spannungsbeziehungen des Muskels verknüpften Änderungen seiner Kraft. Endlich faßt die Komplexmechanik eine Mehrzahl von Systemen zu einer mechanischen Einheit höherer Ordnung zusammen.

Nun aber ist die Gliedermechanik nicht nur eine Naturwissenschaft, sondern eine biologische Naturwissenschaft, und als solche darf sie sich

nicht, wie die sogenannten exakten Naturwissenschaften, damit begnügen, die Wirklichkeit festzustellen und auf einfachste, d. h. physikalische und womöglich mechanische Urvorgänge zurückzuführen, sondern darüber hinaus erwächst ihr die weitere Aufgabe, die gegebenen Wirklichkeiten zu sinn- und bedeutungsvollen Ganzheiten, zu Organisationen und Organismen zusammenschauen, aus dem blindwirkenden Mechanismus eine absichtsvoll arbeitende Maschine herauszuerkennen und die einzelnen Teile und Apparate als zweckmäßig oder unzweckmäßig für den Gesamtbau zu bewerten. Diese Aufgabe ist so unabweisbar, daß auch diejenigen, welche sie theoretisch leugnen — „alle Physiologie ist nur angewandte Physik und Chemie“, beginnt eines der Lehrbücher unsrer Disziplin —, praktisch sich ihr nicht entziehen können. Andererseits ist hier in der Tat insofern größte Vorsicht und Zurückhaltung geboten, als ein nicht durch Kritik und wissenschaftliches Taktgefühl gezügelter Anthropomorphismus zu bedenklichen Phantastereien führen kann. Dies hat darin seinen Grund, daß der menschliche Verstand einen Apparat nur dann als zweckmäßig zu beurteilen vermag, wenn er seinen Zweck kennt, und sieht ob und wie er diesen erfüllt, und außerdem auch darüber Bescheid weiß, ob aus dem vorhandenen Baustoff und unter den gegebenen Bedingungen sich nicht noch eine leistungsfähigere Vorrichtung hätte herstellen lassen.

In allen diesen Beziehungen sind wir in der Biologie meist auf reine Vermutungen angewiesen. Gerade in der Gliedermechanik aber sind wir verhältnismäßig günstig gestellt und zu einigermaßen zuverlässigen Schlüssen befähigt. Denn der Zweck meiner „willkürlichen“ Muskeln ist offenbar, daß sie meinem Willen gehorchend die Glieder meines Leibes bewegen, und daß sie diesen Zweck erfüllen, liegt gleichfalls auf der Hand. Der Baustoff, aus dem sie gefertigt sind, ist die kontraktile Substanz oder Muskelsubstanz, deren Eigenschaften wir durch geeignete Experimente erforschen, die Bedingungen, unter denen die Muskeln arbeiten müssen, sind in der anatomischen Beschaffenheit meines Leibes gegeben. Dann können wir uns als Mechaniker und Konstrukteure fragen, ob gerade diese Verteilung der Muskulatur zur Erzielung gerade dieser mechanischen Wirkungen zweckmäßig ist, und können ähnliche Überlegungen und Berechnungen anstellen wie der prüfende Ingenieur, der ein Gutachten über den Wert einer Maschinenkonstruktion abgeben soll.

Freilich ist es nur ein kleiner Ausschnitt aus der Gesamtheit der möglichen teleologischen Fragen, welchen wir auf diesem Wege in Angriff nehmen. Denn wir betrachten bei unsrer Überlegung einerseits die Beschaffenheit der kontraktilen Substanz, andererseits den Bau der Glieder im ganzen und insbesondere den Bau der Knochen und Gelenke als fertig gegeben, nur die Verteilung der Muskulatur als der Wahl des Konstrukteurs überlassen. Dies ist offenbar kein letzter Standpunkt, denn auch das Skelettsystem ist veränderlich, anpaßbar und angepaßt. Auf die schwierige Frage, was denn dann als gegebene Bedingung anzusehen sei, können wir hier nicht eingehen. Auch sehen wir natürlich davon ab, die Arbeitsweise der Nerven, die ja erst zusammen mit den Muskeln das

Ganze unsres Bewegungsapparates darstellen, in den Kreis unsrer Betrachtungen zu ziehen, nehmen vielmehr an, daß diese stets in zweckmäßiger Weise die Tätigkeit der Muskeln leiten und unterstützen.

Der teleologische Standpunkt nur ermöglicht es uns, richtiges und falsches Arbeiten der Apparate und damit gesunde und krankhafte, normale und pathologische Zustände zu unterscheiden. Beiderlei Zustände werden wir möglichst gleichmäßig berücksichtigen, ein Prinzip, das ich, vom praktischen Endzweck unsrer Untersuchung ganz abgesehen, für den Ausbau unsrer Wissenschaft als sehr wichtig ansehe, da die normalen Zustände aus den pathologischen und diese aus jenen vielfach Licht empfangen. Wenn nämlich gewisse Teile des Organismus versagen, so pflegen andre in die Bresche zu treten, und indem sie den bei dieser Gelegenheit an sie herantretenden höheren und zum Teil auch andersartigen Anforderungen zu genügen suchen und das letzte, was sie zu geben vermögen, aus sich herausholen, lassen sie uns Eigenschaften und Fähigkeiten erkennen, welche wir in gesunden Tagen nicht oder nicht mit dieser Deutlichkeit an ihnen wahrgenommen hatten. So sehen wir, wenn gewisse Bewegungen infolge von Lähmungen der betreffenden Muskeln ausfallen, Ersatzbewegungen an ihre Stelle treten und in ihnen eine eigentümliche Mischung normalen und pathologischen Geschehens sich abspielen.

Was endlich die Methode unsrer Forschung anlangt, so können wir manche Erkenntnis bereits aus der einfachen Betrachtung und Zusammenstellung von unmittelbar zutage liegenden Befunden gewinnen, insbesondere wenn wir messend und rechnend diesen Befunden nachgehen. Weitere Ergebnisse wird nur das Experiment „mit Hebeln und mit Schrauben“ uns offenbaren und endlich die streng mathematische Durcharbeitung des auf experimentellem Wege gewonnenen Zahlenmaterials.

Bei der Anordnung des zu besprechenden Stoffes werden wir von den verschiedenen Einteilungsprinzipien, die hiernach möglich sind, bald das eine, bald das andre bevorzugen, je nachdem wie es im Interesse einer knappen und übersichtlichen Darstellung wünschenswert scheint, und werden gerade auch den Gesichtspunkt der Untersuchungsmethode vielfach in den Vordergrund stellen, d. h. die Tatsachen so aneinander reihen, wie sie sich aus gewissen Experimenten und Betrachtungsweisen entwickeln.

Allgemeiner Teil.

Allgemeine Gliedermechanik des Gesunden.

§ 2. Bemerkungen über Gelenkmechanik.

Die Gelenke gestatten den Gliedern, dem Muskelzug folgend, ihre gegenseitige Stellung zu ändern, legen anderseits dieser Bewegung gewisse Schranken auf und lassen nur bestimmte Änderungen der Stellung zu. Je nach der Zahl der möglichen Änderungsarten sprechen wir von verschiedenen Graden der Bewegungsfreiheit. Ein Gelenk, welches nur Drehung und diese Drehung nur in einer Richtung, wiewohl in doppeltem Sinn, d. h. vor- und rückwärts, gestattet und damit nur einen ersten Grad von Bewegungsfreiheit gibt, nennen wir ein Scharniergelenk (Ginglymus). Die beiden Bewegungssinne pflegen wir als Beugung und Streckung zu unterscheiden. Ellenbogen und Knie können annähernd als Scharniergelenke angesehen werden. Kommt zu der ersten Drehungsmöglichkeit im gleichen Gelenk noch eine weitere senkrecht zur ersten, die sich mit ihr beliebig kombinieren kann, hinzu, so sprechen wir von Doppelscharniergelenk und einem zweiten Grad der Freiheit. Wir bezeichnen diese weitere Bewegung als seitliche Bewegung (Seitwärtsbewegung) oder Abduktion. Als Doppelscharniergelenke können wir mit für unsre Zwecke ausreichender Genauigkeit die Fingergrundgelenke (Metakarpophalangealgelenke) auffassen, und auch das in Wirklichkeit komplizierter gebaute Handgelenk, auf welches wir später noch zurückkommen (§ 43), dürfen wir uns für unsre Betrachtung durch ein Doppelscharniergelenk ersetzt denken. Kugelgelenke, wie z. B. Schulter- und Hüftgelenk, geben dreierlei Bewegungsmöglichkeiten und drei Grade der Freiheit. Zu der Beugung—Streckung sowie der seitlichen Bewegung kommt hier noch die Rollung des Oberarms und Oberschenkels um seine eigne Längsachse. Durch Kombination mehrerer Gelenke zu einem Komplex von Gelenken ergeben sich noch höhere Grade der Freiheit. Über alle diese Dinge findet man in den trefflichen Handbüchern von O. FISCHER, STRASSER, R. FICK, DU BOIS-REYMOND genaue Auskunft. Für unsre Zwecke genügt obige primitive Betrachtungsweise.

Die Drehungsmöglichkeit der Gelenke ist stets eine beschränkte, d. h. die Bewegung kann stets nur innerhalb eines bestimmten Winkelausschnittes stattfinden und findet an den Grenzen dieses Winkels angelangt ihr Ende durch alsdann in Wirksamkeit tretende Hemmungen. Als Hemmungen dienen entweder Knochenteile, welche sich gegeneinander anstemmend eine weitergehende Bewegung verhindern, oder Weichteile, welche in gleicher Weise wirksam werden, oder aber Bänder, welche sich spannen, oder endlich Muskeln, welche in gleicher Weise wie Bänder sich betätigen.

Die Stellungen, bei welchen die Hemmungen in Tätigkeit treten, bezeichnen wir als Endstellungen und als entgegengesetzte Endstellungen solche, welche durch Bewegung in gleicher Richtung, aber entgegengesetztem Sinn erreicht werden. Mittelstellung nennen wir die zwischen zwei entgegengesetzten Endstellungen in der Mitte liegende Stellung. Als Normalstellung eines Gelenks bezeichnen wir eine willkürlich gewählte, und zwar so gewählte Stellung, daß sie leicht genau hergestellt und kontrolliert werden kann und deshalb als Ausgangsstellung für Messungen der Gelenkausschläge sich eignet. Im allgemeinen wählen wir als Normalstellung jene Stellung, bei welcher die Längsachsen der beiden im Gelenk zusammenstoßenden Knochen eine gerade Linie bilden, der eine Knochen also in der Verlängerung des andern liegt und das Gelenk gerade gestreckt ist. Den dann bestehenden Gelenkwinkel bezeichnen wir als Winkel Null und rechnen von ihm ausgehend die zur Beugung führenden Winkelausschläge als positiv, die zur Überstreckung führenden als negativ.

Muskelmechanik.

§ 3. Anatomische Vorbemerkungen.

Der Muskel, wie ihn der Anatom umgrenzt, ist aufgebaut aus einzelnen Muskelfasern, jede Faser besteht aus einer Anzahl parallel laufender Fibrillen, jede Fibrille aus zahlreichen hintereinander geschalteten Querscheibchen oder Muskelkästchen. Diese sind die Urelemente des Muskels. Ihre mechanischen Eigenschaften zu erforschen ist die Aufgabe der Muskelmechanik. Da jedoch das einzelne Urelement viel zu klein ist, um mit den Methoden der physikalischen Untersuchung geprüft zu werden, müssen wir uns an die gröberen Gebilde halten. Dies können wir auch, vorausgesetzt, daß sie in gleichmäßiger und leicht übersehbarer Weise aus den Urelementen sich aufbauen. Ein Bündel völlig gleichartiger, parallel nebeneinander laufender Muskelfasern hat durchweg gleichen Querschnitt Q , und zwar ist dieser Querschnitt gleich dem Querschnitt Q_U des einzelnen Urelementes, multipliziert mit der Zahl ν der nebeneinander stehenden Urelemente:

$$Q = Q_U \cdot \nu .$$

Es hat durchweg gleiche Länge L , und zwar ist die Länge gleich der Länge L_U des einzelnen Urelementes, multipliziert mit der Zahl n der hintereinander geschalteten Urelemente:

$$L = L_U \cdot n .$$

Endlich ist das Volumen V des Bündels gleich dem Volumen V_U des einzelnen Urelementes, multipliziert mit der Gesamtzahl n der vorhandenen Urelemente, außerdem natürlich gleich dem Produkt aus Querschnitt und Länge:

$$V = QL = Q_U L_U \cdot n = V_U \cdot n .$$

Die Länge der Muskelfasern ist, wie wir alsbald genauer sehen werden, sehr veränderlich. Als natürliche Länge der Faser L und als natürliche Länge des Urelementes L_U definieren wir jene Länge, welche diese Gebilde einnehmen, wenn sie nicht innerviert und nicht belastet sind, d. h. wenn weder die inneren Kräfte der Kontraktion verkürzend noch

äußere dehnende Kräfte verlängernd auf sie einwirken. Das Volumen des Muskels ist so gut wie unveränderlich. Daraus folgt, daß der Querschnitt sich jeweils der Länge umgekehrt proportional verändert. Als natürlichen Querschnitt Q und Q_v wollen wir den Querschnitt bei natürlicher Länge bezeichnen.

Die uns interessierenden Muskeln unsres Leibes setzen sich jeweils aus außerordentlich vielen und verschieden gebauten einzelnen Fasern zusammen. Es wird daher bei den meisten mechanischen Betrachtungen ganz unmöglich sein, jede einzelne Faser zu verfolgen oder die Zusammenfassung auf vollkommen gleichmäßig gebaute Muskelbündel, wie wir sie oben beschrieben, zu beschränken. Wir werden daher, dem Beispiel des Anatomen folgend, uns bestreben müssen, verschieden gebaute Fasern und Bündel zu Einheiten zusammenzunehmen. Ob und wie das möglich ist, wird sich erst entscheiden lassen, wenn wir die wesentlichen mechanischen Eigenschaften der Muskelfaser uns klargemacht haben, denn erst dann werden wir sagen können, welche Bedingungen erfüllt sein müssen, damit eine Mehrzahl von Muskelfasern eine mechanische Muskeleinheit darstellt. Von vornherein ist anzunehmen, daß mechanische und anatomische Einheit, mechanischer und anatomischer Muskel, vielfach sich nicht decken werden, da ja Anatom und Mechaniker bei ihren Betrachtungen von ganz verschiedenen Gesichtspunkten ausgehen. Es sei als Beispiel darauf hingewiesen, daß von den im Musculus cucullaris zu einer anatomischen Einheit zusammengefaßten Fasern die oberen das Schulterblatt an der Wirbelsäule emporziehen, die unteren es senken.

Einstweilen können unsre nachfolgenden Darlegungen nur für einzelne Muskelfasern und Muskelbündel Geltung beanspruchen oder für solche Muskeln, die als einfache Muskelbündel angesehen werden dürfen. Solche Muskeln sind beispielsweise die Musculi lumbricales.

§ 4. Die Längen-Spannungsbeziehungen des Muskels.

a) Die Länge der Muskelfasern ist sehr veränderlich, und wir wollen jetzt die Beziehungen der Länge zu den sie verändernden Größen betrachten, wobei wir die Ergebnisse von später ausführlich zu beschreibenden neuen Versuchen vorwegnehmen, welche mich zu einer von der bisherigen vielfach abweichenden Auffassung geführt haben. Die die Länge der Muskelfaser verändernden Größen sind die Innervation und der von außen wirkende Zug. Wir sehen zunächst von ersterer ab, betrachten also bloß die nicht innervierte oder erschlaffte Muskelfaser. Ein in der Richtung der Faser angreifender Zug dehnt diese so weit, bis die in ihr auftretende Spannung dem Zug das Gleichgewicht hält. Wenn wir also ein bestimmtes Gewicht an die Faser anhängen, nimmt sie eine bestimmte Länge an, und diese Länge wird gerade durch dieses Gewicht bewirkt. Die Länge ist eine Funktion der Spannung und diese eine Funktion der Länge, eine aus der Physik uns bekannte Wechselbeziehung.

Bei den meisten festen Körpern sind nun diese Längen-Spannungsbeziehungen derart, daß Längenzuwachs und Spannungszuwachs sehr annähernd proportional erfolgen (HOOKES Gesetz). Beim nicht innervierten

Muskel beobachten wir gleichfalls diese Proportionalität, jedoch nur innerhalb eines beschränkten Bezirks der Länge und Spannung. Steigern wir diese Größen über ein gewisses Maß hinaus, so findet plötzlich eine Änderung dahin statt, daß der Spannungszuwachs bei gleichem Längenzuwachs größer wird. Die neue Proportionalität bleibt dann bei weiterer Steigerung zunächst unverändert, um dann abermals einer sprungweisen Änderung in gleichem Sinn zu verfallen. Wenn wir die Längen-Spannungsbeziehungen graphisch darstellen, indem wir die Längen als Abszissen, die Spannungen als Ordinaten in ein Koordinatennetz eintragen, so erhalten wir eine gebrochene Kurve, welche aus drei geraden Teilstücken besteht, von denen das erste flach, das letzte steil ansteigt.

Die Fig. 1, in welcher die Ergebnisse der später zu beschreibenden Versuche graphisch dargestellt sind, zeigt diese Kurve des erschlafte Muskels; außerdem noch die Kurve des stärkst innervierten Muskels.

Man bezeichnet solche Kurven gewöhnlich als Dehnungskurven, indem man annimmt, daß sie dadurch zustande kommen, daß man den durch steigende Belastungen allmählich immer mehr gedehnten Muskel seine Länge aufzeichnen läßt. Da sie aber geradeso gut und besser mittels anderer Versuchsanordnungen gewonnen werden können und tatsächlich gewonnen werden, so ziehe ich den umständlicheren, aber richtigeren Ausdruck: Längen-Spannungskurven vor. Über die bisher von anderer Seite mitgeteilten Kurven dieser Art vgl. später § 22 h.

Der Muskel unterscheidet sich von allen andern physikalischen Körpern dadurch, daß durch willkürliche Innervation seine Längen-Spannungsbeziehungen jederzeit momentan verändert werden können. Wir bezeichnen den damit eintretenden neuen Zustand als tätiges (aktives) Verhalten, den Erfolg der Tätigkeit je nachdem als Zusammenziehung (Kontraktion) oder als Anspannung, den andern Zustand der Nichtinnervation als Erschlaffung oder untätiges (passives) Verhalten, wobei durch einen etwaigen Zug von außen Spannung bewirkt werden kann. Die tätige Muskelfaser hält bei gleicher Länge einem größeren Gewicht die Wage, und bei gleichbleibendem Gewicht verringert sie ihre Länge gegenüber dem erschlafte Zustand, in welchem sie bloß passiv gespannt ist. Der Grad der Veränderung gegenüber dem erschlafte Zustand hängt ab von dem Grad (der Stärke) der Innervation. Jedem Innervationsgrad entspricht eine neue Längen-Spannungsbeziehung und bei graphischer Darstellung eine eigne Längen-Spannungskurve. Die Gesamtheit dieser Kurven bildet eine Fläche, das Längen-Spannungsfeld. Dieses Feld ist begrenzt einerseits von der Kurve der stärkst innervierten, andererseits von der Kurve der nicht innervierten Muskelfaser. Die Kurve der stärkst innervierten Muskelfaser bildet, wie unsre Fig. 1 zeigt, eine gerade Linie, d. h. der Spannungszuwachs ist dem Längenzuwachs proportional. Dieselbe Kurvenform, d. h. gleichfalls eine gerade Linie, nehmen wir für die Kurven geringerer Innervationsgrade an. Bei der Feststellung dieser Kurven sind wir allerdings insofern in Verlegenheit, als wir ein objektives Maß für den Innervationsgrad nicht besitzen. Wir wissen zwar, daß wir jetzt stärker und nunmehr schwächer innervieren, können aber nicht genau

angeben, um wieviel, es sei denn, daß wir eben den erzielten Erfolg, d. h. die im Muskel erzeugte Anspannung und die Größe des gehobenen Gewichtes, als Maß verwenden. Wir kommen hierauf alsbald zurück.

Auf die Länge und Spannung des Muskels haben außerdem noch zwei mit der Zeit sich ändernde Größen Einfluß, nämlich erstens die auch bei andern festen Körpern uns bekannte elastische Nachwirkung und zweitens, wenn es sich um den innervierten Muskel handelt, die Ermüdung. Doch sehen wir von diesen Einflüssen bei all unsern Betrachtungen ab und nehmen an, daß wir es stets nur mit gleichmäßig ausgeherten, frischen Muskeln zu tun haben.

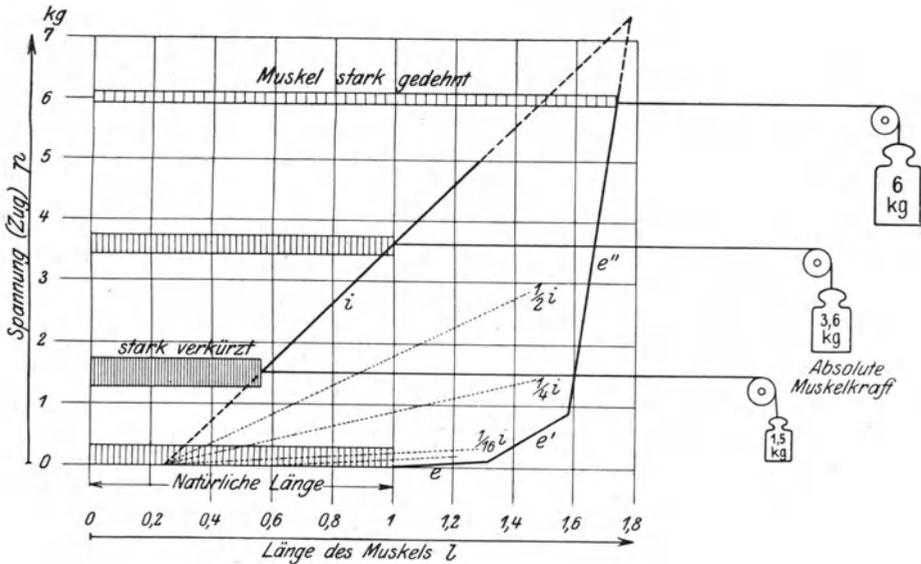


Fig. 1. Längen-Spannungskurven des Muskels von der natürlichen Länge l und dem natürlichen Querschnitt 1 .

i Kurve des stärkst innervierten Muskels, e e' e'' Kurve des erschlafften Muskels. Zwischen beiden befindet sich das Längen-Spannungsfeld. Das Längen-Spannungsfeld ist von den Kurven des untermaximal innervierten Muskels erfüllt zu denken. Vier dieser letzteren Kurven, und zwar vom Innervationsgrad $i = \frac{1}{2}$, $i = \frac{1}{4}$, $i = \frac{1}{16}$, $i = \frac{1}{25}$ sind punktiert angedeutet. Ausgezogene Kurvenstücke beobachtet, gestrichelte und punktierte gemutmaßt. Konstruiert auf Grund der Zahlenwerte der Tabelle 3.

Dann ist für uns der jeweilige Zustand der Muskelfaser vollkommen charakterisiert durch das Verhalten der drei Zustandsmerkmale: Länge, Spannung, Innervation. Zustand und Zustandsmerkmale können sich momentan ändern. Ihre gegenseitigen Beziehungen dagegen sind Ausdruck dauernder Eigenschaften der Muskelfaser. Diese Beziehungen bringen die Kurven unser graphischen Darstellung zur Anschauung. Wir können dieselben noch in andrer Weise darstellen, indem wir die Gleichungen dieser Kurven ermitteln.

b) Gleichungen und Kurve des nicht innervierten (erschlafften) Muskels. Wir bezeichnen mit \hat{p} die Spannung des Muskels bei Länge l oder den Zug des ihn bis zu dieser Länge l dehrenden Gewichtes, so lange sich die Dehnung innerhalb des ersten Teilstückes der Kurve be-

wegt, mit \check{p} und \check{p} die Spannungen im zweiten und dritten Teilstück, indem wir durch einen kleinen Kreis über dem Buchstaben andeuten, daß die Innervation gleich Null ist. Wir bezeichnen mit E das Gewicht, welches unter den innerhalb des ersten Teilstücks geltenden Bedingungen genügen würde, um die Muskelfaser vom Querschnitt 1 um ihre eigne Länge zu verlängern, eine Größe, welcher die Physik bekanntlich den Namen Elastizitätsmodul gibt, mit E' und E'' die Gewichte, welche bei den beiden andern Teilstücken noch hinzukommen müssen, um solche Längenverdopplung zu bewirken. Dann sind EQ , $E'Q$, $E''Q$ die Gewichte, welche bei einer Muskelfaser vom Querschnitt Q diese Verdopplungen der Länge herbeiführen. Die natürliche Länge L ist diejenige Länge, bei welcher das erste Teilstück beginnt, mit βL bezeichnen wir die Länge, bei welcher das zweite, mit γL jene, bei welcher das dritte Teilstück anfängt.

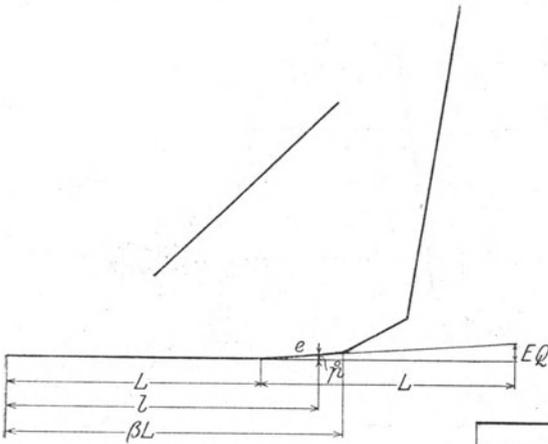


Fig. 2. Ableitung der Gleichung für das erste Teilstück e der Kurve des erschlafften Muskels:

$$\frac{\check{p}}{EQ} = \frac{l-L}{L}.$$

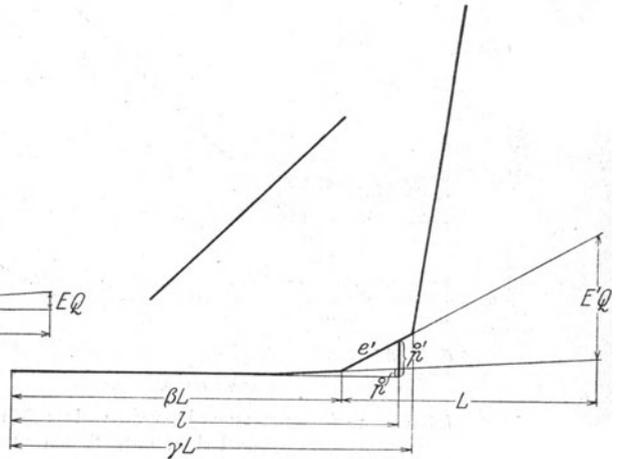


Fig. 3. Ableitung der Gleichung für das zweite Teilstück e' der Kurve des erschlafften Muskels:

$$\frac{\check{p} - \check{p}}{E'Q} = \frac{l - \beta L}{L}.$$

Durch Einsetzen des für \check{p} geltenden Wertes folgt:

$$\check{p} - EQ \frac{l-L}{L} = E'Q \frac{l - \beta L}{L}.$$

Aus den geometrischen Beziehungen, welche die Figuren 2 und 3 darstellen, ergeben sich dann leicht folgende Gleichungen, von welchen nur die erste für uns größere Wichtigkeit hat:

$$\check{p} = EQ \frac{l-L}{L} = \frac{Q}{L} (l-L)E,$$

$$\check{p} = EQ \frac{l-L}{L} + E'Q \frac{l-\beta L}{L} = \frac{Q}{L} (l(E+E') - L(E+\beta E')),$$

$$\begin{aligned} \check{p} &= EQ \frac{l-L}{L} + E'Q \frac{l-\beta L}{L} + E''Q \frac{l-\gamma L}{L} \\ &= \frac{Q}{L} (l(E+E'+E'') - L(E+\beta E'+\gamma E'')). \end{aligned}$$

Die Länge γL ist zugleich diejenige, bis zu welcher der Muskel verhältnismäßig leicht gedehnt werden kann, über die hinaus jedoch eine wesentliche Verlängerung nurmehr mit großem Kraftaufwand möglich ist. Von dieser Länge an wirkt der Muskel daher als festes Band und als Hemmung des Gelenkausschlages. Wir schreiben daher, indem wir mit L_a die äußerste oder maximale Länge bezeichnen, welche der Muskel ohne Schwierigkeit erreichen kann:

$$L_a \sim \gamma L.$$

(Hierbei verbinden wir die beiden Seiten der Gleichung, statt durch das Gleichheitszeichen = durch das Ähnlichkeitszeichen \sim , um anzudeuten, daß die Übereinstimmung nur eine ungefähre ist.)

c) Gleichungen und Kurven des kräftig innervierten (tätigen) Muskels. Wir bezeichnen mit l die wechselnde Länge der Muskelfaser, sodann mit p die wechselnde Kraft der Anspannung der innervierten Faser oder, was ja auf das gleiche herauskommt, das wechselnde Gewicht (Last), welchem diese Anspannung die Wage hält, endlich mit k die spezifische Kraft oder die Kraft einer Faser bzw. eines Bündels paralleler Fasern vom natürlichen Querschnitt 1 (wobei also der Buchstabe k eine veränderliche, nicht wie sonst meistens eine konstante Größe anzeigt).

Die Kraft p , welche die Faser ausübt, ist unter sonst gleichen Verhältnissen ihrem Querschnitt proportional und unabhängig von ihrer natürlichen Länge. Dieser grundlegende Satz leuchtet wohl ohne weiteres ein; er wurde schon von BORELLI, dem ersten Forscher, der über diese Dinge nachgedacht hat, ausgesprochen. Er ist das Gegenstück zu dem bekannten Grundsatz der Physik, von welchem wir vorhin beim nicht innervierten Muskel Gebrauch machten, daß nämlich der Zug, welcher einen stabförmigen Körper um einen bestimmten Bruchteil seiner eignen Länge dehnt und welchem der gedehnte Körper das Gleichgewicht hält, dem Querschnitt des Körpers proportional ist. Wir haben also die Gleichung:

$$p = k \cdot Q \quad \text{und} \quad k = \frac{p}{Q}.$$

Wir bezeichnen wie bisher mit L und Q die natürliche Länge und den natürlichen Querschnitt, ferner mit P und K die Kraft und die spezifische Kraft bei natürlicher Länge (und natürlichem Querschnitt, was ja stets miteinander geht). Dann gilt die weitere Gleichung:

$$P = KQ.$$

Wir wollen nun annehmen, die Innervation sei die stärkst mögliche, und wollen die dann auftretenden Kräfte durch einen über den betreffenden Buchstaben übergelegten wagrechten Balken in unsern Formeln kenntlich machen. Wir haben dann

$$\bar{P} = \bar{K}Q.$$

Den Wert \bar{K} , d. h. die Höchstkraft eines Muskels vom natürlichen Querschnitt 1 bei natürlicher Länge bezeichnen wir auch als absolute Muskelkraft. \bar{K} ist natürlich eine Konstante, welche jederzeit und für jeden Muskel den gleichen Wert besitzt.

Um nun die Höchstkraft \bar{p} bei beliebiger Länge l der stärkst inner-
vierten Muskelfaser zu berechnen, machen wir Gebrauch von unser
obigen Feststellung, daß Längenzuwachs und Spannungszuwachs propor-
tional erfolgen und daß die Längen-Spannungskurve demgemäß eine
grade Linie ist. Hieraus ergibt sich auf Grund der in der Fig. 4 er-
sichtlichen geometrischen Beziehun-
gen die Proportion:

$$\frac{\bar{p}}{P} = \frac{l - (1 - \alpha)L}{\alpha L}$$

und folglich

$$\bar{p} = \bar{K}Q \left(1 + \frac{l - L}{\alpha L} \right).$$

Die Größe $(1 - \alpha)L$ bezeichnet die
Länge, welche die Muskelfaser dann
noch besitzt, wenn sie sich soweit
verkürzt hat, daß sie aufhört nach
außen Kraft auszuüben, die Größe αL
also die Länge, um welche die Muskel-
faser in diesem Augenblick kürzer
ist als bei natürlicher Länge.

Um nun die Innervation in unsre
Gleichung einzuführen, definieren wir
als verhältnismäßige Innervations-
stärke oder als Innervationsgrad i

Fig. 4. Ableitung der Gleichung für die
Längen-Spannungskurve des stärkst inner-
vierten Muskels:

$$\frac{\bar{p}}{P} = \frac{l - (1 - \alpha)L}{\alpha L}$$

das Verhältnis der ausgeübten Kraft zu der bei derselben Länge mög-
lichen Höchstkraft:

$$i = \frac{k}{\bar{k}} = \frac{p}{\bar{p}} \quad \left(\text{und bei natürlicher Länge: } i = \frac{K}{\bar{K}} = \frac{P}{\bar{P}} \right).$$

Dann haben wir

$$p = i \bar{p}$$

und

$$p = i \bar{K}Q \left(1 + \frac{l - L}{\alpha L} \right).$$

Damit haben wir die allgemeine Gleichung gefunden, welche unsre drei
veränderlichen Zustandsmerkmale, die Spannung p , die Länge l und den
Innervationsgrad i miteinander verbindet. Alle in der Gleichung enthaltenen
Größen außer diesen dreien sind Konstante. Wenn also zwei Zustands-
merkmale gegeben sind, so läßt sich das dritte aus unsrer Gleichung berechnen.
(Dabei nehmen wir an, daß die Kraft des tätigen Muskels nur von seiner
Innervation herrührt, bzw. daß der Einfluß einer etwaigen gleichzeitigen
passiven Spannung vernachlässigt werden darf. Denn für $i = 0$ ver-
schwindet auch p .)

Wir können diese Gleichung noch etwas übersichtlicher gestalten, indem
wir statt der Veränderlichen l , die von ihr nur um einen konstanten Posten
verschiedene neue Veränderliche l einführen, auf Grund der Gleichung:

$$l = l - (1 - \alpha)L.$$

Dann lautet unsre allgemeine Gleichung:

$$p = \frac{\bar{K}Q}{\alpha L} iI.$$

Die Länge I ist in Fig. 4 angezeichnet. Sie stellt, wie aus dieser Figur leicht zu entnehmen ist, denjenigen Teil der Muskelfaserlänge l dar, um welchen die Faser sich verkürzt, wenn sie sich aufs stärkste zusammenzieht, d. h. also denjenigen Teil ihrer Länge, welcher im günstigsten Fall zum Verschwinden gebracht werden kann. Wir wollen die Größe I daher als die schwindfähige Länge der Muskelfaser bezeichnen. Unsre allgemeine Gleichung können wir nun in Worten folgendermaßen formulieren: Die Anspannung des Muskels ist gleich dem Produkt aus dem Innervationsgrad und der schwindfähigen Länge multipliziert mit einem konstanten Faktor, der selber gleich ist dem Produkt aus der absoluten Muskelkraft mit dem natürlichen Querschnitt dividiert durch die mit dem Faktor α ($= \frac{3}{4}$) multiplizierte natürliche Länge.

Die den verschiedenen Innervationsgraden entsprechenden verschiedenen Längen-Spannungskurven sind unsrer Gleichung gemäß gerade Linien, welche sämtlich den Anfangspunkt auf der Abszisse gemein haben und von ihm wie ein Strahlenbüschel sich ausbreiten; die Steilheit, mit welcher die einzelne Linie ansteigt, entspricht dem zugehörigen Innervationsgrad.

Dieser gemeinsame Anfangspunkt begrenzt zugleich die Mindestlänge oder minimale Länge oder innere Endlänge des Muskels L_i , d. h. jene Länge, bei welcher der Muskel aufhört nach außen Zug auszuüben und bis zu welcher er sich verkürzt, wenn keinerlei äußere Kraft ihn dehnt und seine Verkürzung behindert. Sie bemißt sich, wie ein Blick auf Fig. 4 lehrt, auf

$$L_i = (1 - \alpha)L.$$

Nun hatten wir oben gefunden, daß die maximale Länge oder äußere Endlänge L_a , bis zu welcher der Muskel ohne Schwierigkeit gedehnt werden kann, beträgt $L_a \sim \gamma L$. Für die freie Gesamtverkürzung, d. h. die ganze Strecke, innerhalb welcher der Muskel sich betätigen kann, haben wir also:

$$L_a - L_i \sim (\alpha + \gamma - 1)L.$$

Die Mindestlänge ist also ein und dieselbe, gleichgültig wie stark die Innervation ist. Sie stellt im übrigen das Seitenstück zu der natürlichen Länge L dar, welche der nicht innervierte Muskel einnimmt, wenn keinerlei äußere Kraft ihn dehnt.

d) Gleichung und Kurven des schwach innervierten Muskels. Unsre eben aufgestellte Gleichung für den innervierten Muskel entspricht den Beobachtungstatsachen nur dann, wenn der Innervationsgrad nicht allzu gering ist. Sinkt dieser unter einen gewissen Grenzwert J herunter, dann ist die Formel nicht mehr zutreffend. Das zeigt sich darin, daß der schwach innervierte Muskel, wie wir später sehen werden (§ 14), sich nicht bis zur Mindestlänge $L_i = (1 - \alpha)L$, von der wir eben sprachen, verkürzt, sondern nur bis zu einer Länge, welche zwischen dieser und der

natürlichen Länge L liegt, letzterer um so näher, je geringer der Innervationsgrad ist.

Diesem Umstand suchen wir dadurch Rechnung zu tragen, daß wir für den schwach innervierten Muskel eine neue Längen-Spannungsgleichung aufstellen, welche den bei schwacher Innervation anzunehmenden allmählichen Übergang zwischen den Verhältnissen beim nicht innervierten Muskel und denen beim kräftig innervierten zur Geltung bringt. Sie lautet:

$$\text{Gleichung 1)} \quad \check{p} = i\bar{K}Q \left[\frac{i}{J} + \frac{l-L}{\alpha L} \left(1 + \frac{\alpha E}{\bar{K}} \left(\frac{1}{i} - \frac{1}{J} \right) \right) \right],$$

gültig für $0 \cong i \cong J$. Wir kommen auf sie, weil sie die Eigenschaft hat, daß sie für den Wert $i = 0$ in die Gleichung für den nicht innervierten Muskel im ersten Teilstücke der Längen-Spannungskurve übergeht:

$$\check{p} = EQ \frac{l-L}{L} = \check{p},$$

und für den Wert $i = J$ in die für den kräftig innervierten Muskel geltende Gleichung:

$$\check{p} = i\bar{K}Q \left(1 + \frac{l-L}{\alpha L} \right) = \check{p}.$$

Der kleine Halbkreis über dem Buchstaben \check{p} in unserer neuen Gleichung soll andeuten, daß es sich um eine Kraft handelt, welche bei schwacher Innervation zustande kommt.

Unsere Gleichung vereinfacht sich wesentlich, wenn wir die Annahme machen, daß $J = \frac{\alpha E}{\bar{K}}$ ist, und nimmt dann die Form an:

$$\text{Gleichung 2)} \quad \check{p} = i^2 \frac{\bar{K}^2 Q}{\alpha E} + EQ \frac{l-L}{L},$$

gültig für $0 \cong i \cong \frac{\alpha E}{\bar{K}}$.

Von den beiden, die rechte Seite dieser Gleichung ausmachenden Posten enthält der erste nur die Veränderliche i , der zweite nur die Veränderliche l ; der zweite ist im übrigen identisch mit dem für \check{p} gefundenen Ausdruck. Bei gleichbleibendem Innervationsgrad wandelt sich also nur der zweite Posten, und die wechselnden Werte von \check{p} sind von den entsprechenden Werten für \check{p} nur um einen konstanten Betrag verschieden. Das bedeutet, daß, wenn wir wieder in Längen-Spannungskurven die Abhängigkeit der Spannung von der Länge graphisch veranschaulichen, sämtliche Kurven für \check{p} der Kurve für \check{p} parallel laufen. Auch stellen sie wie diese gerade Linien dar. Auf Fig. 1 sind zwei von ihnen punktiert eingezeichnet, auf der oberen ist der Innervationsgrad $i = \frac{1}{16}$ angeschrieben. Dieser entspricht dem angenommenen Grenzwert $\frac{\alpha E}{\bar{K}}$ (vgl. unten), die betreffende Linie kann also sowohl als letzte Kurve des stark innervierten als erste des schwach innervierten Muskels angesehen werden.

Die Länge, bis zu welcher der schwach innervierte Muskel, wenn nicht von außen gehemmt, sich verkürzt und bei der er aufhört, nach außen zu wirken, bezeichnen wir in Anlehnung an das für die natürliche Länge ge-

wählte Symbol L mit \check{L} und erhalten für sie, indem wir in der letzten Gleichung $\check{p} = 0$ und $l = \check{L}$ setzen, die Formel

$$0 = \frac{i^2 \bar{K}^2 Q}{\alpha E} + EQ \frac{\check{L} - L}{L}$$

$$\check{L} = L \left(1 - \frac{i^2 \bar{K}^2}{\alpha E^2} \right).$$

Indem wir \check{L} in unsere ursprüngliche Gleichung 2 einführen, bringen wir dieselbe schließlich auf die einfache Form

Gleichung 3)
$$\check{p} = EQ \frac{l - \check{L}}{L}.$$

Zu den beiden ersten neuen Gleichungen ist noch folgendes anzumerken. Wir hatten früher den Innervationsgrad i definiert als das Verhältnis zwischen der ausgeübten Kraft p und der stärksten bei der gegebenen Länge möglichen Kraftenfaltung \bar{p} , indem wir schrieben $i = \frac{p}{\bar{p}}$. Diese Definition setzt voraus, daß das Verhältnis von Kraft und Innervationsgrad konstant ist; und zwar gleich der gleichbleibenden möglichen Höchstkraft: $\frac{p}{i} = \bar{p}$. Dieser Voraussetzung entspricht unsere erste, für starke Innervation entwickelte Längen-Spannungsgleichung, aber nicht unsere neue, für schwache Innervation aufgestellte Formel.

Wir müssen also unsere Definition ergänzen und hinzusetzen, daß für Werte von i , welche unter den Grenzwert J hinuntergehen, kompliziertere Beziehungen zwischen der Spannung und dem zugehörigen Innervationsgrad bestehen, die in unseren obigen Gleichungen enthalten sind und hier nicht weiter verfolgt zu werden brauchen. Im übrigen vermuten wir, daß beiderlei Beziehungen einen gemeinsamen und einfachen Grund haben, den wir uns etwa so denken können, daß wir annehmen, die der Innervation zugrunde liegende physiologische Ursache, etwa ein elektrischer Strom in den Nervenfibrillen, besitze eine der Größe nach abstufbare physikalische Eigenschaft, etwa eine Stromstärke, deren jeweilige Größe sich zur Maximalgröße verhalte wie i zu 1, und diese Ursache erzeuge, wenn kräftig wirkend, Spannungen, welche dieser Größe proportional sind, wenn schwach wirkend, Spannungen, welche in der durch die neue Längen-Spannungsgleichung gekennzeichneten Weise von i abhängen. (Mit dieser lassen wir übrigens auch die Annahme fallen, die wir beim kräftig innervierten Muskel hatten machen müssen, daß nämlich der Einfluß der passiven Spannung gegenüber der aktiven Anspannung verschwindet. Denn \check{p} wird nicht Null, wenn i Null wird.)

e) **Nachbemerkungen.** 1. Unsere in den obigen Längen-Spannungsgleichungen für den innervierten Muskel zum klarsten Ausdruck gebrachte Annahme, daß der Zustand des tätigen Muskels jederzeit durch die drei Zustandsmerkmale völlig charakterisiert sei, läßt sich auch so formulieren, daß wir sagen, durch die Innervation gerät der Muskel in einen neuen Zustand, der sich von dem erschlafte Zustand lediglich durch veränderte elastische Eigenschaften unterscheidet. Kontraktion also bedeutet Änderung der Elastizität. Diese schon von ED. WEBER aufgestellte

Theorie vom Wesen der Muskelkontraktion bedarf jedoch einer Einschränkung. Sie kann nämlich als zutreffende Beschreibung der Beobachtungstatsachen nur dann gelten, wenn es sich um Zustände des Muskels von nicht allzu kurzer Dauer handelt, wenn also dem in gleichbleibender Weise innervierten Muskel Zeit gelassen wird, sich mit seiner Länge auf eine bestimmte Last einzurichten oder bei gleichbleibender Länge die dieser Innervation entsprechende Zugkraft zu entwickeln. Ist dagegen der Muskel in rascher Änderung begriffen, so liegen die Verhältnisse nicht so einfach, daß bei gegebener Innervation die Länge sich aus der Spannung und die Spannung aus der Länge ergibt. Vielmehr hängt dann der gegenwärtige Zustand des Muskels jeweils auch noch von den Zuständen ab, welche er bis dahin durchlaufen hat. So zieht zum Beispiel der sich verkürzende Muskel in dem Augenblick, wo er eine bestimmte Länge erreicht hat, weniger stark als der in Dehnung begriffene bei derselben Länge und bei gleicher Innervation. Und der durch einen elektrischen Stromstoß zu einer einzelnen Zuckung gereizte Muskel entwickelt in einem bestimmten Zeitpunkt nach Eintritt des Reizes bei gleicher Länge höhere Spannung, wenn seine Zusammenziehung bis dahin verhindert wurde, als wenn er, von Anfang an durch Federkraft gedehnt, sich dieser entgegen hat verkürzen können. (A. FICK 1882, S. 138, 1895.)

Diese verwickelten Verhältnisse restlos aufzuklären und mathematisch zu formulieren, ist trotz der emsigen Bemühungen einer Reihe vortrefflicher Forscher bisher noch nicht gelungen. Für uns aber folgt daraus, daß unsre obigen Formeln nur für statische Probleme der Muskelmechanik ohne weiteres anwendbar sind, nicht für kinetische, wenigstens nicht, falls es sich bei diesen um einzelne rasch ablaufende Zuckungen handelt.

Andererseits ist es noch die Frage, ob die Einzelzuckung des Muskels nicht ein Kunstprodukt des physiologischen Experiments ist, das in der Natur gar nicht vorkommt. In diesem Falle würden die aus diesen Experimenten sich ergebenden Einwände und Einschränkungen ihre Bedeutung für uns wohl verlieren, und unsre Formeln würden auf die Vorgänge am unverletzten Tier und Menschen unbeschränkt anwendbar sein.

2. Über die experimentellen Beweise für unsere Gleichungen und Kurven und für die Zahlenwerte, welchen wir den in den Gleichungen auftretenden Konstanten zuschreiben (vgl. Tabelle 3), sei hier vorgreifend folgendes bemerkt. Die allgemeine Form der für den nicht innervierten Muskel angenommenen Kurve, ebenso wie die Werte der zugehörigen Konstanten, von welchen $E = 0,30 \text{ kg/qcm}$ und $\gamma = 1,6$ die wichtigsten sind, ergibt sich aus den in § 21 und 22 d sowie in Tabelle 13 und Fig. 18 mitgeteilten Versuchen am Flexor sublimis digiti III in Zusammenhang mit den in § 19 und 14 e beschriebenen Untersuchungen über den Bau und die Arbeitsweise dieses Muskels. Als Bestätigungen können hierhergehörige Messungen einiger andren Autoren, insbesondere WUNDT, LANGELAAN, TRIEPEL (§ 22 h) angesehen werden.

Dafür, daß die Kurve des stärkst innervierten Muskels eine Gerade ist, sprechen die am selben Muskel angestellten Versuche, über welche in § 21 und 22 a sowie in Tabelle 12 samt Fig. 18 berichtet ist.

Aus diesen Versuchen ergibt sich zugleich der Wert der absoluten Muskelkraft $\bar{K} = 3,6 \text{ kg/qcm}$ (vgl. § 22 b) und der Wert $\alpha = \frac{3}{4}$. Allerdings stimmen die Versuchsergebnisse, wie ein Blick auf Fig. 18 zeigt, hier weit weniger gut untereinander überein, wie beim erschlafften Muskel, so daß die Frage offenbleibt, ob nicht die Kurve statt gerade leicht gekrümmt zu zeichnen ist. Doch sprechen Versuche BETHES (§ 22 d) gleichfalls für die gerade Linienführung. Leider konnte bei den Versuchen nicht bis zur äußersten Verkürzung des Muskels gegangen werden; das Anfangsstück der Kurve konnte daher nur vermutungsweise ergänzt werden (und ist deshalb auf der Fig. 1 gestrichelt dargestellt). Auch die Lage des Anfangspunktes auf der Abszisse und der Wert $\alpha = \frac{3}{4}$ ist demnach nur Vermutung. Doch findet unsre Vermutung eine Stütze in den tierexperimentellen Messungen der maximalen Verkürzung des ausgeschnittenen Muskels (§ 22 e).

Was die Verhältnisse bei starker, aber nicht maximaler Innervation anlangt, so führen die Versuche von CHAUVEAU (§ 22 c) zu der Annahme, daß die betreffenden Kurven des Längen-Spannungsfeldes ungefähr gerade Linien darstellen, welche sich in einem Punkte schneiden.

Für die Richtigkeit unsrer gesamten Aufstellungen über den erschlafften sowie den kräftig und besonders den maximal innervierten Muskel spricht endlich die Tatsache, daß die aus diesen Aufstellungen abgeleiteten mancherlei Annahmen über das Verhalten der Hand-, Finger- und Fußmuskeln gut mit der unmittelbaren Beobachtung übereinstimmen. Man vergleiche besonders § 30, 44, 46, 51, 58.

Am wenigsten gesichert sind unsre Behauptungen über den schwach innervierten Muskel. Hier liegt bloß die eine Beobachtungstatsache vor, daß die Länge, bis zu welcher der nicht behinderte Muskel sich verkürzt, mit zunehmender Innervationsstärke (Tonus) rasch wächst (§ 14 k). Alles andre ist Vermutung; insbesondere ist der für den Grenzwert J angenommene Wert $J = \frac{\alpha E}{\bar{K}} = \frac{\frac{3}{4} \cdot 0,3}{3,6} = \frac{1}{16}$ nur durch die Einfachheit, welche er unsern Formeln gibt, empfohlen. Vielleicht werden weitere Versuche zeigen, daß der Übergang von der Arbeitsweise des schwach innervierten Muskels zu der des stark innervierten überhaupt kein plötzlicher, sondern ein ganz allmählicher ist, der über einen größeren Bezirk oder vielleicht sogar über die ganze Breite des Längen-Spannungsfeldes sich hinzieht. Trotzdem könnten unsre diesbezüglichen Aufstellungen als erste Annäherungen Wert behalten und unsre Formeln gerade wegen ihrer Einfachheit weiter nützlich sein. Einstweilen aber liegt es noch so, daß sämtliche bisher beobachteten Tatsachen sich ohne Zwang in den Rahmen unsrer theoretischen Aufstellungen und Formeln einfügen und durch sie erklären lassen. Die Fig. 1 zeigt diese Theorien graphisch veranschaulicht und läßt dabei ihren einfachen und übersichtlichen Aufbau erkennen.

Die Unsicherheit, beiläufig bemerkt, welche unsern Annahmen über den schwach innervierten Muskel anhaftet, ist deswegen für unsre besonderen Zwecke ohne Belang, weil wir von diesen Annahmen im weiteren Verlauf unsrer Untersuchungen keinen Gebrauch mehr machen werden. Deswegen

ist bei den weiteren Entwicklungen unsrer Formeln, besonders in § 10, der schwach innervierte Muskel im allgemeinen gar nicht berücksichtigt worden und ist unter dem innervierten Muskel kurzweg stets der stark innervierte verstanden.

Im übrigen wird es dem Leser im Bedarfsfall deshalb leicht fallen, das Fehlende zu ergänzen, weil die Formel, auf welche wir zuletzt die Gleichung für den schwach innervierten Muskel gebracht haben, mit der für den nicht innervierten im ersten Teilstück der Kurve so nahe übereinstimmt, daß die für den einen durchgeführten Entwicklungen nach geringfügiger Abänderung auch für den andern gelten. Schließlich sei noch auf das in § 55 Schluß sowie im Anhang Abschnitt 12 über die Spärlichkeit des unsren Theorien zugrunde liegenden Beobachtungsmaterials Gesagte hingewiesen.

3. Allen unsern Betrachtungen liegt die Annahme zugrunde, daß die Zahlenwerte der in unsern Gleichungen auftretenden Konstanten E , E' , E'' , \bar{K} , α , β , γ für alle menschlichen Skelettmuskeln ein und dieselben sind.

Wir bezeichnen sie daher als generelle Konstanten im Gegensatz zu den nur jeweils für den einzelnen Muskel geltenden individuellen Konstanten, von denen wir zwei, nämlich L und Q , bisher kennengelernt haben, weitere alsbald kennenlernen werden.

Die Vermutung, daß die uns hier interessierenden physikalischen Eigenschaften und damit die generellen Konstanten, in welchen sie ihren Ausdruck finden, für alle Skelettmuskeln des Menschen ein und dieselben sind, dürfen wir einstweilen als wahrscheinlich betrachten und unsern weiteren Untersuchungen zugrunde legen. Doch soll nicht verschwiegen werden, daß man bei einigen Wirbeltieren zweierlei Skelettmuskeln von etwas verschiedener physikalischer und histologischer Beschaffenheit hat trennen können, die man als flinke und träge Muskeln unterscheidet (RANVIER 1874 und andre).

4. Um Mißverständnisse zu verhüten, sei schließlich in betreff der Nomenklatur noch auf folgendes hingewiesen: Erschlaffung und Entspannung des Muskels sind für uns ganz verschiedene Dinge. Zwei Paare gegensätzlichen Verhaltens des Muskels sind zu unterscheiden, die sich untereinander wieder beliebig kombinieren können. Der Muskel kann innerviert, d. h. tätig, aktiv sein oder aber nicht innerviert, d. i. erschlafft, untätig, passiv. Außerdem kann er angespannt (so sagen wir beim tätigen Muskel) bzw. gespannt (so nennen wir's beim erschlafften) sein oder aber entspannt. Der erschlaffte Muskel ist gespannt, wenn seine beiden Anheftpunkte am Skelett so weit auseinandergerückt sind, daß er über seine natürliche Länge L gestreckt ist, andernfalls ist er entspannt. Der tätige Muskel ist für gewöhnlich angespannt, kann aber ausnahmsweise auch entspannt sein, wenn die Anheftpunkte so nah zusammenkommen, daß er bis zu seiner Mindestlänge, welche gemäß Fig. 4 gleich ist $(1 - \alpha) L$, sich verkürzen kann, ohne Widerstand zu finden. Andererseits kann der Muskel, obgleich tätig und bestrebt, sich zu verkürzen, über seine natürliche Länge gedehnt sein und bleiben, falls ein übermächtiger Widerstand sich

seinem Zug entgegenstellt. Ja er kann während seiner Tätigkeit durch das Entgegenwirken stärkerer Kräfte länger statt kürzer werden. Als Zusammenziehung (Kontraktion) tut man gut, die Tätigkeit des Muskels nur dann zu bezeichnen, wenn sein Verkürzungsbestreben Erfolg hat. Andernfalls käme man zu der ungereimt klingenden Rede, daß ein Muskel verlängert werden kann, während er sich zusammenzieht.

Aus dem Gesagten ergibt sich folgende Übersicht über die Länge l der Muskelfaser oder des dieser durch die Lage der Anheftpunkte gelassenen Raums.

Muskel	(an)gespannt	entspannt
tätig . . .	$l > (1 - \alpha) L$	$l < (1 - \alpha) L$
erschläfft	$l > L$	$l < L$

Den Ausdruck Spannung und Anspannung des Muskels haben wir als gleichbedeutend mit Kraft oder Zug des Muskels p gebraucht, wie das auch sonst in der Physiologie geschieht (A. FICK 1882). In der Technik wird unter Spannung der Zug der Querschnittseinheit verstanden, also das was wir spezifische Muskelkraft k genannt haben.

Systemmechanik.

§ 5. Rein mechanische Betrachtung.

a) Arten der Systeme. In einem Gelenk sind zwei Glieder zusammengefügt und dabei gegeneinander beweglich. Dadurch, daß an das eine dieser Glieder ein weiteres drittes Glied gelenkig angeschlossen ist, an dieses vielleicht noch ein viertes und so fort, entstehen Gliederketten, als deren Hauptvertreter wir einerseits die Wirbelsäule, andererseits die oberen und unteren Extremitäten betrachten können. Die Bewegung der Glieder gegeneinander geschieht durch Muskeln. Ein Muskel kann entweder von einem Glied zum unmittelbar benachbarten ziehen, d. h. mit seinen beiden Enden, welche der Anatom als Ursprung und Ansatz unterscheidet, an zwei in einem Gelenk zusammenstoßenden Knochen festgemacht sein, oder er kann innerhalb einer Gliederkette zwischen entfernteren Gliedern ausgespannt sein, indem er dabei ein oder mehrere Glieder, ohne an ihnen sich anzuheften, überspringt. Im ersteren Fall nennen wir ihn einen eingelenkigen, im letzteren einen zwei- oder mehrgelenkigen Muskel. Wir bezeichnen den Muskel samt den Gliedern, zwischen welchen er ausgespannt ist oder welche er überspannt, nebst den zugehörigen Gelenken als (gliedermechanisches) System. (Vgl. auch O. FISCHER 1906, S. 3, STRASSER 1908, S. 144.) Zieht der Muskel als eingelenkiger Muskel von einem Glied zum unmittelbar benachbarten, so ist das System zweigliedrig, andernfalls drei- oder mehrgliedrig. Außer den beiden Anheftgliedern haben wir dann noch ein oder mehrere Zwischenglieder. So zieht der *Musculus anconaeus longus* vom Schulterblatt zum Vorderarm; der Oberarm ist für ihn Zwischenglied.

Ein mehrgelenkiger Muskel wirkt stets auf sämtliche Gelenke, die er überzieht, und auf alle durch diese verknüpften Glieder, einerlei ob sie Anheftglied oder Zwischenglied sind. Es ist ja auch leicht einzusehen, daß der von dem Muskel auf die Anheftglieder ausgeübte Zug und Druck sich

durch die Gelenke hindurch auf die Zwischenglieder fortsetzen muß. O. FISCHER (1894, 1906) hat diese Verhältnisse eingehend untersucht und auf seine Darlegungen sei deshalb verwiesen.

Die Wirkungen der Muskeln an einem drei- und mehrgliedrigen System sind wesentlich mannigfaltiger und daher schwerer zu analysieren als am zweigliedrigen System. Falls jedoch der Muskel oder seine Verlängerung, die Muskelsehne, am Zwischenglied in fester Bahn geführt wird, so ist die Wirkung dieselbe, wie wenn wir zwei zweigliedrige Systeme hätten (vgl. Fig. 5). Der lange Kopf des *Musculus biceps brachii* zieht gleichfalls vom

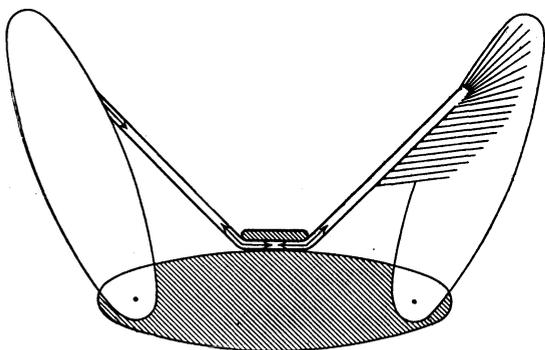


Fig. 5. Zweigelenkiger Muskel an einem dreigliedrigen System arbeitend mit Führung am mittleren Glied. Die Führung zerlegt das System in zwei zweigliedrige Systeme, indem von den Kräften, welche die Sehne auf das mittlere Glied ausübt, die in der Richtung der Führung verlaufenden sich gegenseitig aufheben und nur jene Kräfte übrigbleiben, welche je ein eingelenkiger Muskel ausüben würde.

Schulterblatt zum Vorderarm, aber da er am Oberarmknochen in einer Rinne geführt wird, liegt der Fall mechanisch so, als ob eine erste Zugkraft den Oberarm gegen die Schulter und eine zweite gleichstarke Kraft den Vorderarm gegen den Oberarm zöge. Wir dürfen daher hier von einem nur scheinbar dreigliedrigen System sprechen, das in Wirklichkeit für die mechanische Betrachtung als ein Doppelsystem zweier zweigliedriger Systeme mit gemeinsamer Zugkraft sich darstellt. Die langen Fingerbeweger sind vielgelenkige Muskeln mit jeweils zwei oder drei Zwischengliedern.

Aber ihre Sehnen sind an diesen Zwischengliedern jedesmal geführt. Wir haben also mechanisch gesehen Ketten von zweigliedrigen Systemen vor uns und haben daher an Hand und Fingern überhaupt nur mit zweigliedrigen Systemen zu tun. Dadurch wird unsere Aufgabe außerordentlich erleichtert und vor allem der benötigte mathematische Apparat sehr vereinfacht. Die schwierigeren Probleme, vor welche uns die wahren drei- und mehrgliedrigen Systeme stellen, sind besonders von O. FISCHER durchgearbeitet worden. (Vgl. O. FISCHER 1906, STRASSER 1908.)

Damit eine Führung im mechanischen Sinn zustande kommt, braucht keineswegs anatomisch gesehen eine völlige Einscheidung der Muskelsehne stattzufinden. Vielmehr ist Führung bereits überall da vorhanden, wo der Muskel oder seine Sehne sich dem Skelett fest auflegt, auch wenn dies nicht in einer besonderen anatomischen Einrichtung sich ausdrückt. Dementsprechend kann die Führung auch auf einen gewissen Ausschnitt des Gesamtgelenkausschlags beschränkt sein, indem die Sehne anfangs dem Knochen anliegt, später sich von ihm abhebt.

b) Das Drehmoment. Wir wollen nun die Wirkung des Muskels in einem zweigliedrigen System näher betrachten. Der Muskel sucht beide

Glieder, welche ja an ihrem einen Ende durch das Gelenk schon in ganz bestimmter Weise verknüpft sind, auch mit dem andern freien Ende gegeneinander zu bewegen. Falls sich diesem Zug des Muskels kein zu großer Widerstand entgegenstellt, wird diese Bewegung eintreten. Im allgemeinen werden dabei beide Glieder sich bewegen, oft auch nur entweder das eine oder das andre. Wenn Oberkörper und Schultergelenk etwa durch geeignete Muskeltätigkeit festgestellt sind, so wird ein von den Ellenbogenbeugern ausgeübter Zug den Vorderarm an den Oberarm heranholen. Ist dagegen der Vorderarm, etwa dadurch, daß ich mit der Faust eine über meinem Kopf befindliche Reckstange umklammert halte, fixiert, so wird der Muskelzug, wenn er kräftig genug ist, meinen ganzen Körper emporheben und dem Vorderarm nähern.

Wie wir noch des genaueren sehen werden, ist fast nie ein einzelner Muskel, es sind stets viele Muskeln tätig, denen sich gleichfalls eine Vielzahl von Widerständen oder Gegenkräften entgegensetzen pflegt. Um die durch das Zusammenwirken so mannigfacher Kräfte und Gegenkräfte zustande kommende Wirkung verstehen und vorhersagen zu können, ist vor allem eines nötig: daß wir ein Maß für die Wirkung besitzen, welche der einzelne Muskel auf das System ausübt. Dieses Maß ist das Drehmoment, welches der Muskel am Gelenk ausübt. Aus dem Begriff des Drehmoments, wie ihn die Physik des näheren entwickelt, folgt, daß die Wirkung zweier Muskeln auf ein gemeinschaftliches Gliedersystem genau die gleiche ist, wenn ihre Drehmomente gleichgroß sind, einerlei, welche Verschiedenheiten sonst vorhanden sein mögen, daß ferner die gleichzeitige Wirkung mehrerer Muskeln gleich ist der algebraischen Summe der betreffenden Drehmomente, und daß, wenn die Drehmomente zweier Muskeln oder Muskelgruppen entgegengesetzt gleich sind, d. h. auf das System gleichstark, aber in entgegengesetztem Sinn drehend einwirken, ihre Wirkungen sich aufheben.

Das Drehmoment nun ist gleich dem Produkt aus der wirksamen Kraft multipliziert mit dem Hebel:

$$m = p \cdot r.$$

Für den Fall, daß der Muskel natürliche Länge hat, bezeichnen wir sein Drehmoment mit einem großen Buchstaben und schreiben:

$$M = P \cdot r$$

und für den weiteren Fall stärkster Innervation

$$\bar{M} = \bar{P} \cdot r.$$

Da dem § 4c zufolge $P = KQ$ und $i = \frac{K}{\bar{K}}$ ist, so haben wir weiter:

$$M = KQr$$

und

$$M = i \bar{K} Q r.$$

Bei der Berechnung des Drehmomentes können wir übrigens auch so verfahren, daß wir die wirksame Kraft zunächst in Komponenten zerlegen.

Nur die in der Bewegungsrichtung ziehende Komponente wirkt drehend. Vgl. Fig. 8, S. 29 nebst Figurenerklärung.

c) Betrachten wir zunächst den Hebel. Der Hebel, auch Hebelarm, Arm, virtueller Hebel genannt, ist gleich dem Abstand der Zugrichtung von der Drehachse, und dieser Abstand wieder ist offenbar von zwei Umständen abhängig, nämlich von der Lage der Anheftpunkte des Muskels an den beiden Knochen, insbesondere davon, wie nahe oder wie fern diese dem Gelenk liegen, und sodann von der jeweiligen Stellung des Gelenkes. Von letzterer Tatsache kann man sich bei vielen Muskeln am eignen Körper leicht Rechenschaft geben. Wenn man beispielsweise das Ellenbogengelenk im rechten Winkel kräftig feststellt, die Handfläche in der Bewegungsebene des Ellenbogens haltend, dann hebt sich der Bauch des *Musculus brachioradialis* weit vom Ellenbogengelenk ab, streckt man das Gelenk völlig, so legt er sich der Gelenkrolle nahe an; vgl. Fig. 6. Die Anordnung der Teile kann aber auch derart sein, daß der Muskel oder seine Sehne in allen Gelenkstellungen dem Gelenk nahe anliegt, und daß damit der Hebelabstand bei allen Stellungen nahezu derselbe bleibt. Ein Blick auf die Fig. 7 wird das ohne weiteres klarmachen. Im ersten Fall arbeitet der Muskel mit wechselndem im zweiten mit gleichbleibendem (konstantem) Hebel.

Vom Standpunkt des Geometers aus können wir die beiden Fälle auch folgendermaßen beschreiben: Im ersten Fall entsprechen die Zugrichtungen des Muskels und der Muskelsehne, welche während der Gelenkdrehung zur Beobachtung kommen, den Sehnen des Kreisbogens, welchen der Anheftpunkt des Muskels bei der Gelenkdrehung durchläuft; der Abstand der Zugrichtungen von der Drehachse wechselt daher beständig; der Anheftpunkt des Muskels ist zugleich sein Angriffspunkt am Gelenk. In der Technik finden wir das gleiche Verhältnis beim Angriff der Schubstange an einer Kurbel.

Im zweiten Fall sind diese beiden Punkte getrennt. Der Angriffspunkt bleibt stets an derselben Stelle des Kreisbogens, seine Lage zur Gelenkachse und damit die Länge des Hebels ist unveränderlich, während der Anheftpunkt auf dem Kreisbogen entlangwandert. Die Muskelsehne verhält sich ähnlich wie eine Kette, die über eine Walze gezogen wird, oder wie ein Seil, das eine Trommel hin und her dreht, indem es sich auf dieselbe aufwickelt oder von ihr abrollt. Beide Fälle sind häufig nicht rein verwirklicht, vielmehr finden sich alle möglichen Zwischenstufen derart, daß der eine Teil des Gelenkausschlags in der einen, der andre in der andern Weise versorgt wird. Die Sehne des *Musculus extensor pollicis longus* beispielsweise greift, solange der Daumen gebeugt ist, mit konstantem Hebel an dessen Wurzelgelenk, an dem sie gleichmäßig aufliegt; hat sie es aber bis zu einem gewissen Punkt gestreckt; dann hebt sie sich von ihm ab und ihr Hebel nimmt dabei rasch zu.

Der zweite Fall eines konstanten Hebels scheint für die langen Sehnen an den Gelenken der vier Finger und am Handgelenk annähernd verwirklicht, wenigstens dürfte die Änderung des Abstandes, zumal bei kleinem Winkelausschlag so gering sein, daß wir sie bei unsrer Rechnung meist

ohne großen Fehler vernachlässigen können. Diese Rechnung wird dadurch natürlich wesentlich vereinfacht, ja vielfach überhaupt erst praktisch durchführbar gemacht. Wir werden uns aber dessen bewußt bleiben, daß wir durch die Annahme konstanter Hebellängen eine Ungenauigkeit in unsre Rechnung einführen, deren Zulässigkeit im einzelnen Fall der Prüfung bedarf, und werden gegebenenfalls eine Korrektur an unserm Berechnungsergebnis vornehmen (vgl. § 30 a, 46 d).

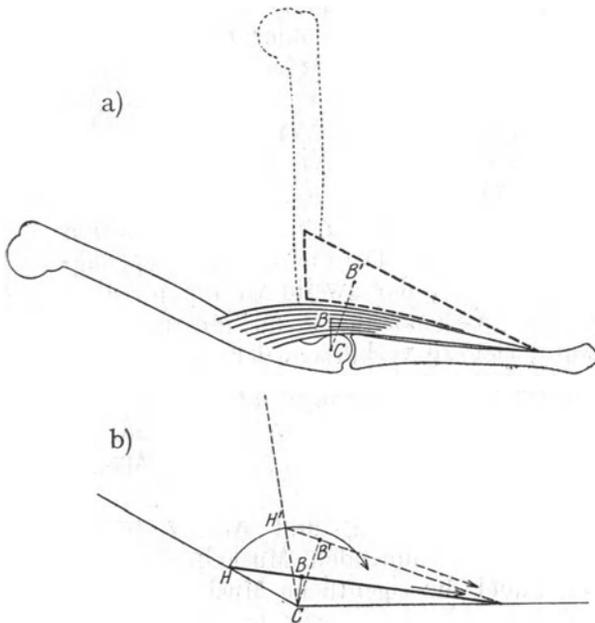


Fig. 6. Stark wechselnde Länge des Hebels, mit welchem der Muskel am Gelenk angreift. Die Hebellänge beträgt bei gestrecktem Gelenk CB , bei gebeugtem CB' .

a) anatomisches Präparat,
b) mechanisches Prinzip. H, H' Anhefte- und Angriffspunkt.

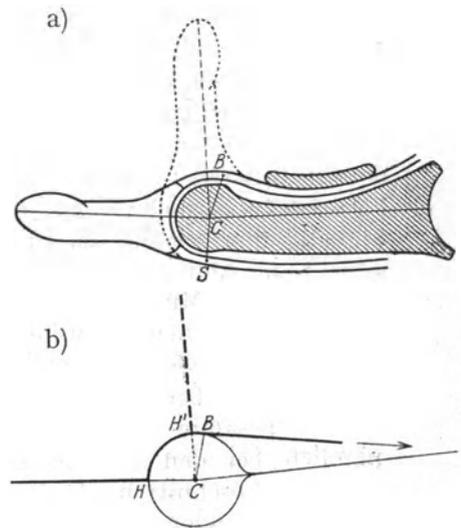


Fig. 7. Gleichbleibende Länge des Hebels, mit welchem die Sehne des Muskels am Gelenk angreift. CB Hebel der Sehne des Beugemuskels, CS Hebel der Sehne des Streckmuskels.

a) anatomisches Präparat,
b) mechanisches Prinzip. H, H' Anheftpunkt, B Angriffspunkt.

Im Übrigen muß man sich darüber klar sein, daß jede mathematische Formulierung physiologischer Tatsachen bloß eine näherungsweise ist, daß stets die ungemein komplizierte Wirklichkeit künstlich vereinfacht und, wenn man so will, vergewaltigt werden muß, um in das mathematische Kleid zu passen. Wer die ungeheuren Vorteile, welche die mathematische Behandlung für viele Probleme gewährt, sich zunutze machen will, muß diese Vereinfachung in den Kauf nehmen. Es kommt dabei nur darauf an, die richtige Mittelstraße einzuhalten, d. h. so weit zu vereinfachen, daß eine mathematische Behandlung nicht nur möglich, sondern auch leicht und übersichtlich durchführbar ist (andernfalls sie ihren Zweck verfehlt), aber nicht so weit, daß das Wesentliche der physiologischen Vorgänge entstellt wird.

d) Die Zusatzlänge. Wir wenden uns nun dem ändern der beiden das Drehmoment ausmachenden Faktoren zu, der vom Muskel ausgeübten Zugkraft. Diese setzt sich zusammen aus den von den einzelnen Muskelfasern erzeugten Kräften, welche, falls sie wie gewöhnlich in schräger Richtung an der gemeinsamen Sehne sich anheften, nach dem Satz vom Parallelogramm der Kräfte sich addieren. Wir werden darauf später noch zurückkommen, wollen aber einstweilen die vereinfachende Annahme machen, der Muskel bestehe aus lauter gleichlangen und genau in der Richtung der Sehne verlaufenden und ziehenden Fasern oder Faserbündeln. (Vgl. oben § 3 Schluß.) Die Kraft des einzelnen Bündels ist, wie wir wissen, abhängig von seinem natürlichen Querschnitt und von der Stärke der Innervation, außerdem von der jeweiligen Länge im Vergleich zur natürlichen Länge, d. h. von der etwaigen Streckung oder Verkürzung des Muskels. Die jeweilige Länge wird durch dreierlei Umstände bestimmt und ihre Abhängigkeit von diesen drei Umständen zu erforschen, sie als Funktion derselben darzustellen wird unsre Aufgabe sein. Der erste ist die ursprüngliche oder natürliche Länge der Muskelfaser, der zweite ist die jeweilige Stellung des Gelenks, da Drehung des Gelenks in einem Sinn die Faser streckt, im andern Sinn ihr erlaubt, sich zu verkürzen, der dritte ist die Art, wie die Muskelfaser in das Skelettsystem eingesetzt, „einjustiert“ ist. Was das heißt, wird erst später ganz deutlich werden (S. 28, 37). Einstweilen wollen wir uns klar machen, daß hier die Länge der Muskelsehne eine maßgebende Rolle spielt.

Die gesamte Muskellänge zwischen Ursprung und Ansatz besteht nämlich bei den für uns in Betracht kommenden Muskeln stets aus zweierlei Abschnitten. Den einen bildet die eigentliche Muskelfaser oder Fleischfaser oder kontraktile Substanz; diese, die wir bisher allein betrachtet haben, ist sehr dehnbar, außerdem durch Kontraktion beeinflussbar. Den andern Abschnitt bilden die sehnigen Strecken, welche meistens die kontraktile Substanz von beiden Seiten einschließen. Die Sehnenfaser ist sehr wenig dehnbar, nicht innervierbar, ihre Länge kann praktisch als unveränderlich betrachtet werden, so daß die bei Änderung der Gelenkstellung nötig werdenden Änderungen der Muskellänge stets von der Fleischfaser geleistet werden müssen und also die Gesamtmuskellänge sich scharf gliedert in eine während der Arbeit des Muskels ihre Länge ändernde und eine oder zwei gleichlang bleibende Strecken.

Fassen wir nun eine bestimmte ausgezeichnete Stellung des Gelenks, etwa die Normalstellung (§ 2 Schluß) ins Auge! Dann ist die Länge der Muskelfaser bei dieser Stellung abhängig einmal von der natürlichen Länge der Faser, zweitens aber von der Länge der Sehnenstrecken, mittels deren der Muskel an seinen beiden Anheftungspunkten, welche wir samt dem ganzen Skelettsystem als fertig gegeben voraussetzen, angebracht ist. Sind die Sehnenstrecken kurz, so wird die Muskelfaser bei Normalstellung des Gelenks bereits über ihre natürliche Länge gedehnt sein, je kürzer sie sind, um so mehr, sind sie lang, so wird die Länge bei dieser Stellung nur wenig oder gar nicht über die natürliche Länge hinausgehen oder (bei innerviertem Muskel) sogar hinter derselben zurückbleiben. Entsprechendes gilt von

der Länge des Muskels bei einer beliebigen Gelenkstellung. Der Chirurg ist bekanntlich imstande, die Sehne willkürlich zu verkürzen oder zu verlängern.

Wir haben uns vorhin die Aufgabe gesetzt, die wechselnde Länge der Muskelfasser durch den jeweiligen Gelenkwinkel auszudrücken. Da wir die Gelenkwinkel von der Normalstellung aus messen, empfiehlt es sich nunmehr auch für die Muskelmessung als Ausgangslänge nicht, wie wir das beim isolierten Muskel getan haben, die natürliche Länge zu wählen, sondern die Länge bei Normalstellung des Gelenks. Wir bezeichnen die Länge, um welche der Muskel jeweils über seine Länge bei Normalstellung gestreckt oder unter diese verkürzt ist, als Zusatzlänge. Anders gesagt: die Zusatzlänge für irgendeine gegebene Länge des Muskels ist diejenige Länge, welche wir seiner Länge bei Normalstellung noch zulegen müssen, damit eben jene gegebene Länge herauskommt. Die Zusatzlänge kann eine positive oder eine negative Größe sein, je nachdem, ob die Muskelfaserlänge, auf welche wir zu gelangen wünschen, größer oder geringer ist als die Länge bei Normalstellung. Wir können die Zusatzlänge auch als den Unterschied zwischen der gerade ins Auge gefaßten Länge der Muskelfaser und ihrer Länge bei Normalstellung bezeichnen.

Der neu eingeführte Begriff der Zusatzlänge, welcher für unsere weiteren Überlegungen grundlegend ist, erinnert an die von den Mathematikern Inkrement genannte und durch das Symbol Δ (Delta) bezeichnete Größe; auch wählen wir für unsre Zusatzlänge ein einigermaßen ähnliches Symbol Σ , das außerdem an die Buchstaben Z und S im Wort Zusatz erinnert. Jedoch sind die beiden Begriffe durchaus getrennt zu halten. Das Inkrement Δl ist die der Länge l zugelegte Länge (wodurch die neue Gesamtlänge $l + \Delta l$ erreicht wird); die Zusatzlänge für l dagegen, welche wir also Σl schreiben und „Zusatzlänge für l “ oder kurz „Zusatz l “ aussprechen, ist die der Normalstellungslänge L_{no} zugelegte Länge, welche bewirkt, daß l erreicht wird. Entsprechend ist ΣL diejenige Länge, welche wir L_{no} zulegen müssen, damit die natürliche Länge L entsteht. Wir haben also die Gleichungen:

$$l = L_{no} + \Sigma l$$

$$L = L_{no} + \Sigma L$$

und mithin:

$$l - L = \Sigma l - \Sigma L,$$

woraus weiter folgt:

$$l = L + \Sigma l - \Sigma L$$

und

$$L = l + \Sigma L - \Sigma l.$$

Die Zusatzlänge für die natürliche Länge ΣL wollen wir auch als Entspannungslänge bezeichnen, damit andeutend, daß es diejenige Länge ist, durch deren Hinzufügung zur Normalstellungslänge wir bewirken, daß der bisher gedehnte erschlaffte Muskel sich entspannt, worüber später noch des genaueren zu reden sein wird (§ 14, über Erschlaffung und Entspannung vgl. auch § 4 Ende).

Für zwei beliebige Längen l_1 und l_2 ein und desselben Muskels gilt

$$l_1 - l_2 = \Sigma l_1 - \Sigma l_2.$$

In Worten: Der Unterschied zweier Längen, welche dieselbe Muskelfaser zu verschiedenen Zeiten einnimmt, ist gleich dem Unterschied der Zusatzlängen für diese zwei Längen.

Wenn die Sehne eines Muskels, etwa durch einen chirurgischen Eingriff, um ein bestimmtes Stück verkürzt wird, während alle andern Verhältnisse ungeändert bleiben, dann werden sämtliche Zusatzlängen um ein gleiches Stück verlängert, umgekehrt bewirkt Verlängerung der Sehne offenbar eine entsprechende Verkürzung aller Zusatzlängen. Wenn wir statt der bisherigen eine neue Normalstellung wählen, werden ebenfalls alle Zusatzlängen des Muskels um den gleichen Betrag gemehrt oder gemindert. Der Unterschied zweier Zusatzlängen aber bleibt bei der Verlegung der Normalstellung ungeändert; er ist von ihr unabhängig.

e) Die spezifische Verlängerung. Ebenso wie die Zusatzlänge rechnen wir früherer Festsetzung gemäß auch die Winkelausschläge unseres Gelenks von der Normalstellung ab, indem wir den bei dieser Stellung stattfindenden Winkel gleich Null setzen. Die durch eine bestimmte Drehung bewirkte Längenänderung ist jeweils gleich dem Produkt aus dem Drehungswinkel und der spezifischen Verlängerung, d. i. der Längenänderung bei Drehung um die Winkleinheit, eine Größe, welche wir als im ganzen Bereich der Drehung konstant annehmen wollen, vielmehr als konstant annehmen müssen, falls wir früherer Übereinkunft gemäß den Hebel als unveränderlich betrachten, ein Zusammenhang, auf welchen wir später noch zu sprechen kommen. Wenn wir nun mit s die Längenänderung bezeichnen, welche der Muskel durch die Drehung des Gelenks erfährt, mit φ den Drehungswinkel, so stellt der Quotient $\frac{s}{\varphi}$ die spezifische Verlängerung dar. Um anzudeuten, daß dieser Quotient eine konstante Größe darstellt, werden wir ihn gelegentlich in einer Klammer zusammenfassen: $(\frac{s}{\varphi})$, dadurch zugleich den Unterschied gegen den nicht eingeklammerten veränderlichen Wert φ kennzeichnend.

Indem wir nun die Längenänderung, welche der Muskel beim Verlassen der Normalstellung erfährt, auf beiderlei Art ausdrücken, haben wir:

$$\Delta l = s = \varphi \cdot \left(\frac{s}{\varphi} \right)$$

und ferner, indem wir mit Φ den Spannungswinkel bezeichnen, d. h. denjenigen Winkel, bei welchem der Muskel natürliche Länge hat, und folglich, falls er bisher gedehnt, jedoch nicht innerviert war, sich entspannt:

$$\Delta L = \Phi \cdot \left(\frac{s}{\varphi} \right).$$

In Worten: Die Entspannungslänge ist gleich dem Spannungswinkel multipliziert mit der spezifischen Verlängerung.

Diese Gleichungen gelten für den Fall des eingelenkigen Muskels. Überzieht der Muskel mehrere Gelenke, deren Winkel wir mit $\varphi_I, \varphi_{II}, \varphi_{III}$ bezeichnen, während wir die dort stattfindenden Längenänderungen mit s_I, s_{II}, s_{III} kenntlich machen, dann gilt

$$\Delta l = s_I + s_{II} + s_{III} = \varphi_I \left(\frac{s_I}{\varphi_I} \right) + \varphi_{II} \left(\frac{s_{II}}{\varphi_{II}} \right) + \varphi_{III} \left(\frac{s_{III}}{\varphi_{III}} \right).$$

Der Begriff des Entspannungswinkels ist in diesem Fall kein eindeutiger, da ja die Entspannung nach Willkür durch Drehung in dem einen oder in einem andern Gelenk oder in mehreren zugleich bewirkt werden kann. Wir können ihn jedoch zu einem eindeutigen machen, indem wir festsetzen, daß die Drehung bloß in einem bestimmten Gelenk erfolgen darf, während die andern in Normalstellung verharren (vgl. später § 14 a), oder dadurch, daß wir die vielen Gelenke durch ein einziges fiktives ersetzen, wie wir das alsbald (§ 5 i) sehen werden.

Die Längenänderungen s , s' , s'' , s''' geben den Weg an, welchen das Ansatzende des Muskels infolge einer Drehung der betreffenden Gelenke zurücklegt, weshalb wir sie auch kurz als den Weg des Muskels an dem betreffenden Gelenk bezeichnen.

Wir haben bisher stillschweigend angenommen, daß dieser Weg des Muskels am Gelenk eindeutig bestimmt sei, d. h. daß Drehung im Gelenk nur in einer Richtung stattfinden könne, das Gelenk also ein einfaches Scharniergelenk sei oder nur als solches in Funktion trete. Betrachten wir nun den Fall, daß es sich um ein Doppelscharniergelenk (als solches fassen wir beispielsweise das Handgelenk auf, vgl. § 43) handle, mit zwei senkrecht aufeinander stehenden Hauptbewegungsrichtungen, die wir als Biegung-Streckung und als Seitwärtsbewegung bezeichnen, während wir die zugehörigen Winkelausschläge φ und ψ und die Längenänderungen s und \mathfrak{s} benennen. Dann dürfen wir für den Fall, daß es sich um kleine Ausschläge handelt, ohne einen großen Fehler zu begehen, schreiben

$$\Delta l = s + \mathfrak{s} = \varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \psi \left(\frac{\mathfrak{s}}{\psi} \right).$$

In Worten ausgedrückt: Die Längenänderung des Muskels durch eine aus der Normalstellung heraus in beliebiger Richtung erfolgende Drehung ist gleich der Summe der beiden Längenänderungen, welche durch die zur gleichen Endstellung führenden Drehungen in den beiden Hauptbewegungsrichtungen bewirkt werden. D. h. wir können annehmen, daß, wenn die Drehung nicht in einer der beiden Hauptbewegungsrichtungen, sondern in einer beliebigen Richtung zwischen diesen stattfindet, die Längenänderung bei kleinen Ausschlägen um die Normalstellung herum annähernd so erfolgt, als ob wir von der Ausgangsstellung in die Endstellung dadurch gelangten, daß wir das Gelenk erst in der einen, dann in der andern Hauptbewegungsrichtung drehen.

Genau zutreffen würde unsre Annahme in dem Fall, daß der Ansatz der Muskelsehne in der die beiden Hauptdrehachsen des Doppelscharniergelenks enthaltenden Ebene stattfände und daß die Zugrichtung auf dieser Ebene stets senkrecht stände. Letztere Bedingung ist bei Bewegungen um die Normalstellung herum dann annähernd erfüllt, wenn der Muskel an einem langen geraden Glied weit vom Gelenk entfernt entspringt, wie das beispielsweise bei den eigentlichen Handgelenksbewegern der Fall ist. Wir kommen auf diese später zurück (§ 14 a).

Wir kehren zu dem Fall zurück, daß wir nur mit einem einzigen, sei es wirklichen, sei es fiktiven Gelenk zu tun haben, das nur in einer Richtung

sich dreht. Wir führen in die vorhin gefundene Gleichung für die Muskel-
länge $l - L = \Sigma l - \Sigma L$ die neuen Werte ein. Dann folgt:

$$l - L = (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi}$$

und

$$l = L + (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi}.$$

Durch diese Gleichung ist die früher (S. 24) gestellte Aufgabe gelöst, die jeweilige Faserlänge l darzustellen als Funktion der natürlichen Länge L , des Gelenkwinkels φ und der Art der Einjustierung des Muskels ins Skelett. Letztere erfassen wir durch die spezifische Verlängerung $\frac{s}{\varphi}$ und den Entspannungswinkel Φ . Dieser wiederum hängt von der Länge der Sehne ab, denn er ändert sich (zusammen mit der Entspannungslänge), wenn der Chirurg die Sehne verkürzt oder verlängert, was zu unsern damaligen Überlegungen stimmt.

Wenn wir den neuen Wert für l einsetzen in die früher für die Kraft des innervierten Muskels gefundene Gleichung (§ 4 c):

$$p = i\bar{K}Q \left(1 + \frac{l-L}{\alpha L} \right),$$

so erhalten wir:

$$p = i\bar{K}Q \left(1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L \right).$$

Für das entsprechende Drehmoment ergibt sich:

$$m = p r = i\bar{K}Q r \left(1 + \frac{l-L}{\alpha L} \right) = i\bar{K}Q r \left(1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L \right).$$

Wir haben ferner für das Drehmoment bei natürlicher Länge (§ 5 b):

$$M = P r = i\bar{K}Q r$$

und folglich für das Verhältnis der Drehmomente bei beliebiger Länge und bei natürlicher Länge oder, wie wir später sagen werden, bei Nebenstellung und bei Hauptarbeitsstellung:

$$\frac{m}{M} = 1 - \frac{L-l}{\alpha L} = 1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L.$$

g) Die spezifische Verlängerung $\frac{s}{\varphi}$ und der Hebel r stehen zueinander in enger Beziehung, vielmehr ihr Wert ist numerisch ein und derselbe, falls wir den Winkel im Bogenmaß messen. Diese Identität wird, hoffe ich, durch die Fig. 8 nebst Legende dem Leser ohne weiteres klar sein. Im übrigen sind über diese Frage ausführliche Erörterungen in der Literatur geführt worden, auf welche ich verweise (E. FICK und EM. WEBER 1878, E. FICK, A. FICK, BRAUNE und FISCHER, sämtlich im Archiv für Anatomie, Suppl. 1889). Aus der numerischen Gleichheit der beiden

Größen folgt auch, daß, wenn wir den Hebel als konstant annehmen, wir für die spezifische Verlängerung dieselbe Annahme machen müssen.

Fig. 8. Hebel, spezifische Verlängerung und Drehmoment. p Kraft (Zug) des Muskels, C Drehachse, A Angriffspunkt, R Abstand des Angriffspunktes von der Drehachse, r Hebel oder Abstand der Zugrichtung von der Drehachse, $-ds$ Wegkomponente in der Richtung der Kraft bei der Drehung $d\varphi$; durch das negative Vorzeichen zeigen wir an, daß bei wachsendem Winkel φ die Muskelänge abnimmt.

Aus der Ähnlichkeit der beiden durch das Zeichen * kenntlich gemachten Dreiecke folgt:

$$\frac{r}{R} = \frac{-ds}{R d\varphi}, \quad \text{also} \quad r = -\frac{ds}{d\varphi}$$

und falls r konstant ist:

$$r = -\frac{s}{\varphi},$$

d. h. der Hebel ist gleich der negativen spezifischen Verlängerung letztere in Bogenmaß gemessen. Voraussetzung ist, daß die Richtung der Kraft während der Drehung sich nicht ändert, d. h. daß der Ursprung des Muskels genügend weit abliegt.

Drehmoment

$$m = p \cdot r.$$

Diese Gleichung ergibt sich auch wenn wir die Kraft p nach dem Satz vom Parallelogramm der Kräfte in eine radiale und eine tangentielle Komponente zerlegen. Das Drehmoment der ersteren ist Null, das der letzteren $m = p \cos \varphi \cdot R$. Aus dem großen mit * versehenen Dreieck ist zu entnehmen: $R \cos \varphi = r$.

Wir wollen die Festsetzung treffen, daß der Hebel der Beuger und damit auch ihr Drehmoment als positiv gerechnet werden soll, ebenso wie die Drehung im Sinn dieser Muskeln, während die entsprechenden Größen der Strecker negativ sein sollen. Früher haben wir bereits bestimmt, daß Winkelausschläge im Sinne der Beugung als positiv gerechnet werden sollen, solche im Sinne der Streckung als negativ (§ 2 Schluß). Die spezifische Verlängerung der Beugemuskeln ist dann natürlich negativ, d. h. bei Zunahme des Winkels wird der Beugemuskel kürzer, bei Abnahme desselben länger, während für den Streckmuskel das Umgekehrte gilt. Daraus ergibt sich, daß Hebel und spezifische Verlängerung nicht direkt, sondern mit Umkehrung des Vorzeichens einander gleichzusetzen sind. Indem wir die im Bogenmaß ausgedrückten Winkelwerte durch einen kleinen, über dem Winkelsymbol angebrachten Bogen kenntlich machen, schreiben wir also

$$r = -\frac{s}{\overset{\curvearrowright}{\varphi}}.$$

Statt den Winkel im Bogenmaß zu messen (d. h. die Länge des zugehörigen Kreisbogens vom Halbmesser r als sein Maß zu benützen), pflegt man ihn meist in Graden auszudrücken, von welchen 180 auf einen halben Kreisumfang entfallen. Insbesondere pflegen unsre Winkelmeßinstrumente nach Graden geteilt zu sein, weshalb wir uns auch einstweilen an dieses Maß halten müssen, wiewohl das andre für unsre Zwecke vielleicht be-

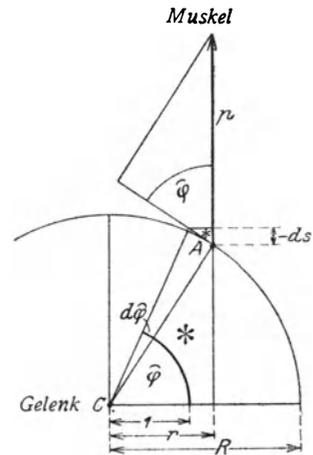


Fig. 8.

quemer wäre. Wir gehen von einem zum andern Maß über vermöge der Umrechnungsgleichung:

$$\hat{\varphi} = \frac{\pi}{180} \varphi \quad \text{und} \quad \hat{\Phi} = \frac{\pi}{180} \Phi.$$

Mithin gilt für die Beziehungen zwischen dem Hebel und der spezifischen Verlängerung, wenn wir die Winkel in Graden messen:

$$r = -\frac{180}{\pi} \frac{s}{\varphi} \quad \text{und} \quad \frac{s}{\varphi} = -\frac{\pi}{180} r.$$

Andererseits haben wir in Umformung der Gleichungen des vorhergehenden Abschnittes für den eingelenkigen Muskel:

$$\begin{aligned} \Delta l &= -r \hat{\varphi}, \\ \Delta L &= -r \hat{\Phi}, \\ \Delta l - \Delta L &= -r(\hat{\varphi} - \hat{\Phi}) = r(\hat{\Phi} - \hat{\varphi}), \\ l &= L + \Delta l - \Delta L = L + r(\hat{\Phi} - \hat{\varphi}) \end{aligned}$$

und für den mehrgelenkigen Muskel:

$$\begin{aligned} \Delta l &= -r \hat{\varphi} - r_{II} \hat{\varphi}_{II} - r_{III} \hat{\varphi}_{III}, \\ l &= L - \Delta L - r \hat{\varphi} - r_{II} \hat{\varphi}_{II} - r_{III} \hat{\varphi}_{III}. \end{aligned}$$

h) Die Endlängen. Der Ausschlag eines Gelenks ist, wie wir wissen, durch Hemmungen begrenzt, und damit sind auch der Verlängerung und Verkürzung des im System arbeitenden Muskels ganz bestimmte Schranken gesetzt; es sind bestimmte Endlängen des Muskels festgelegt, welche für seine Tätigkeit im System maßgebend und charakteristisch sind. Wir bezeichnen mit L_a die äußere Endlänge, d. i. die größte Länge, welche die im Skelett eingespannte Muskelfaser erreichen kann, mit Φ_a den zugehörigen Endstellungswinkel, mit L_i die geringste Länge oder innere Endlänge und mit Φ_i den entsprechenden Gelenkwinkel. Hierbei deuten wir durch den kleinen Buchstaben a den äußeren oder maximalen Wert an, durch den kleinen Buchstaben i den inneren oder minimalen.

Wir haben dann

$$\begin{aligned} L_a &= L_{no} + \Phi_a \left(\frac{s}{\varphi} \right), \\ L_i &= L_{no} + \Phi_i \left(\frac{s}{\varphi} \right), \\ L_a - L_i &= (\Phi_a - \Phi_i) \frac{s}{\varphi}, \\ \frac{L_a - L_i}{\Phi_a - \Phi_i} &= \frac{s}{\varphi}. \end{aligned}$$

Der Zähler des auf der linken Seite stehenden Bruches der letzten Gleichung ist die Gesamtverkürzung, welche innerhalb des Skeletts möglich ist, der Nenner ist der Gesamtausschlag des Gelenks. Der Quotient beider Größen ist also gleich der spezifischen Verlängerung.

Die Größen $\Phi_a\left(\frac{s}{\varphi}\right)$ und $\Phi_i\left(\frac{s}{\varphi}\right)$ bezeichnen diejenigen Längen, welche wir der Normalstellungslänge L_{no} hinzulegen müssen, um die Längen bei den Endstellungen L_a und L_i zu erhalten. Wir können sie demgemäß als Zusatzlängen für diese Endlängen bezeichnen und schreiben

$$\Delta L_a = \Phi_a\left(\frac{s}{\varphi}\right),$$

$$\Delta L_i = \Phi_i\left(\frac{s}{\varphi}\right).$$

Ferner gilt (gemäß § 5 d Ende):

$$L_a - L_i = \Delta L_a - \Delta L_i.$$

In Worten: Die Gesamtverkürzung ist gleich dem Unterschied der Zusatzlängen für die beiden Endstellungen.

Von obigen durch das System in welchem der Muskel arbeitet bedingten Endlängen sind jene Endlängen zu unterscheiden, welche durch die Beschaffenheit des Muskels an sich gesetzt sind und seine Längenänderung begrenzen, wenn weder Hemmung von außen sie behindert und verkleinert, noch Nachhilfe von außen sie über das hinaus vergrößert, was der Muskel aus eigener Kraft zu leisten vermag (§ 27 d). Wir können die einen die systemmechanischen, die andern die muskelmechanischen Endlängen nennen. Über letztere Endlängen haben wir bereits früher gesprochen (§ 4 b, c). Wir bezeichneten sie gleichfalls durch die Symbole L_a und L_i , ihren Unterschied $L_a - L_i$ nannten wir die freie Gesamtverkürzung, während wir jetzt für die durch das System gegebene größte Längenänderung die Benennung Gesamtverkürzung schlechtweg gewählt haben.

Endlich führen wir die Länge bei Mittelstellung L_m ein mit der Gleichung

$$L_m = \frac{L_a + L_i}{2}.$$

Aus dieser Gleichung und aus unsrer Definition der Zusatzlänge folgt:

$$\Delta L_m = \frac{\Delta L_a + \Delta L_i}{2}.$$

In Worten: Die Zusatzlänge für die Mittelstellung ist gleich der halben Summe der Zusatzlängen für die Endstellungen.

i) Fiktives Gelenk. Alle diese Gleichungen, soweit sie den Winkel φ enthalten, gelten nur für eingelenkige Muskeln. Aber auch für mehrgelenkige Muskeln, welche, wie die langen Beuger der vier Finger, an einer Kette hintereinander geschalteter Scharniergelenke arbeiten, können wir sie anwenden, falls wir uns die mehreren Gelenke durch ein einziges fiktives Gelenk ersetzt denken. Den Gesamtausschlag dieses Gelenks $\Phi_a - \Phi_i$ setzen wir willkürlich fest, ebenso die Normalstellung und damit die Lage des Winkels $\varphi = 0$. Die Längen des Muskels sind uns durch die messende Beobachtung gegeben.

Daraus ergeben sich dann die übrigen Größen unsrer Fiktion insbesondere die Winkelwerte auf Grund folgender Überlegungen. Wenn wir etwa den Gesamt-

ausschlag $\Phi_a - \Phi_i = 100^\circ$ setzen, so erhalten wir aus diesem und der gemessenen Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ die spezifische Verlängerung vermittels der Gleichung:

$$\frac{s}{\varphi} = \frac{L_a - L_i}{\Phi_a - \Phi_i} = \frac{L_a - L_i}{100}.$$

Aus der spezifischen Verlängerung finden wir sofort den Hebel (§ 5 g).

Zur Ermittlung des einer beliebigen Länge l entsprechenden Winkels φ haben wir die Gleichung (§ 5 e):

$$l - L = (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi},$$

in welcher jedoch der Entspannungswinkel Φ noch festzustellen ist. Nun wählen wir die Normalstellung, indem wir beispielsweise bestimmen, sie soll mit der einen Endstellung zusammenfallen, so daß wir bei der Endstellung $l = L_a$ den Winkel $\Phi_a = 0$ haben; dann sind sämtliche Winkel unsres Gelenks positiv. Indem wir diese Werte in die letzte Gleichung einsetzen, ergeben sich für den Entspannungswinkel Φ die Beziehungen:

$$L_a - L = (\Phi_a - \Phi) \frac{s}{\varphi},$$

$$\Phi \frac{s}{\varphi} = L - L_a,$$

$$\frac{\Phi}{\Phi_a - \Phi_i} = \frac{L - L_a}{L_a - L_i} = \frac{\Delta L - \Delta L_a}{L_a - L_i}.$$

Den Unterschied der Zusatzlängen in der letzten Gleichung haben wir gemäß § 5 d Ende eingeführt, indem wir dabei beachten, daß wir bei Messung derselben jede beliebige Normalstellung zugrunde legen dürfen (ebenda letzter Satz und § 24).

Ein andermal kann es zweckmäßig sein, die Normalstellung so zu wählen, daß die Entspannungsstellungen antagonistischer Muskeln gleichweit von ihr abliegen (§ 60 h, Fig. 24).

k) Die individuellen Konstanten. Werfen wir endlich einen zusammenfassenden Blick auf die Ergebnisse unsrer systemmechanischen Überlegungen. Die Muskelmechanik hatte uns die Eigenschaften der kontraktiven Substanz kennen gelehrt, und diese Eigenschaften fanden ihren mathematischen Ausdruck in einer Reihe von Konstanten: K , E , E' , E'' , α , β , γ . Diese bezeichneten wir als generelle Konstanten, weil wir vermuteten, daß sie für alle Muskeln gelten. Außerdem hatten wir zwei individuelle Konstanten kennengelernt, die jeweils nur dem einzelnen Muskel oder vielmehr dem einzelnen Muskelbündel zukommen und es charakterisieren, nämlich die natürliche Länge L und den natürlichen Querschnitt Q . Zu diesen beiden hat nun unsre jetzige Betrachtung drei weitere individuelle Konstanten hinzugefügt, welche die Beziehungen des Muskels zu seinem System betreffen und seine Anbringung im Rahmen dieses Systems, seine Einstufung in das Skelett kennzeichnen. Diese Konstanten oder vielmehr Konstantengruppen sind die Entspannungslänge ΔL , die beiden Endstellungslängen L_a und L_i und endlich der Hebel r oder die spezifische Längenänderung $\frac{s}{\varphi}$, welche beide letzten Größen sich ja nur durch einen

gleichbleibenden Faktor unterscheiden, also für unsre jetzige Überlegung nur eine einzige Konstante darstellen. Oder vielmehr eine Gruppe, eine Stufenfolge von Konstanten, da ja im allgemeinen der Hebel für jede Gelenkstellung ein etwas anderer ist. Wir haben jedoch oben besprochen, daß wir für die uns interessierenden Gelenke wohl ohne großen Fehler den Hebel als konstant annehmen dürfen. Im übrigen bleibt uns keine Wahl, da zuverlässige Messungen über die Änderungen desselben mit der Gelenkdrehung bei diesen Gelenken nicht vorliegen. Andererseits wird es da, wo solche Messungen ausgeführt sind, unschwer möglich sein, unsre Überlegungen so zu erweitern, daß sie dem Wechsel des Hebels Rechnung tragen. Endlich ist noch zu bemerken, daß bei den mehrgelenkigen Muskeln selbstverständlich für jedes Gelenk ein eigener Hebel oder genauer eine Stufenfolge von Hebeln vorhanden und zu berücksichtigen ist.

m) Endlich seien noch bezüglich der Vorzeichen unsrer Werte folgende Festsetzungen getroffen oder, soweit schon früher getroffen, nochmals ins Gedächtnis gerufen. Die Länge des Muskels rechnen wir stets positiv als $l, L, L_{no}, L_a, L_i, L_m$, ebenso natürlich den Querschnitt Q und das Volumen V , ferner die Kräfte k, K, p, P . Dagegen können die übrigen veränderlichen Größen positiv oder negativ sein, also insbesondere alle Winkel, ferner die Zusatzlängen $\Sigma l, \Sigma L$, ferner die Hebel r und die Drehmomente m, M . Stets positiv sind die unveränderlichen generellen Konstanten, welche die Eigenschaften der kontraktilen Substanz in mechanischer Hinsicht charakterisieren: $\bar{K}, E, E', E'', \alpha, \beta, \gamma$.

Bei Normalstellung rechnen wir den Gelenkwinkel als Null, von dieser ausgehend Winkelausschläge im Sinne der Beugung oder der radialen Abduktion als positiv, solche im Sinne der Streckung oder der ulnaren Abduktion als negativ. Wir rechnen ferner die Hebel und Drehmomente der Beuger und der radialen Abduktoren als positiv, die der Strecker und der ulnaren Abduktoren als negativ, spezifische Verlängerungen der ersteren demzufolge als negativ, die der letzteren als positiv.

§ 6. Die teleologische Fragestellung.

Unsre bisherige Untersuchung hat uns die mechanischen Eigenschaften der Muskelsubstanz kennen gelehrt und insbesondere in den fünferlei individuellen Konstanten den präzisen Ausdruck für diejenigen Eigenschaften finden lassen, welche dem einzelnen Muskel oder, genauer gesagt, dem einzelnen Muskelbündel eigentümlich sind und es von den übrigen Muskelbündeln unterscheiden, indem bei jedem der Wert dieser Konstanten ein anderer ist. Wir stellen die Frage, warum der einzelne Muskel oder das einzelne Bündel gerade diese Eigenschaften und diese Konstanten besitzt. Von unserm teleologischen Standpunkt aus vermuten wir, daß es die verschiedenen Aufgaben sind, die für die verschiedenen Werte der Konstanten maßgebend sind, und daß die Konstanten jedes Muskels seiner besonderen Aufgabe angepaßt und auf sie abgestellt sind.

Welches sind die Aufgaben, die der Muskel in seinem System und mit diesem System zu leisten hat, welches die Anforderungen, die an ihn ge-

stellt werden? Wir können, scheint mir, fünf Hauptanforderungen unterscheiden:

1. Eine bestimmte mechanische Leistung; diese besteht vorzüglich in der Erzeugung von bestimmten Drehmomenten.
2. Sparsamkeit im Energieverbrauch oder Betriebsökonomie (Wirtschaftlichkeit).
3. Festigkeit insbesondere gegen zerreißende Gewalt oder Betriebsicherheit.
4. Geringes Gewicht oder Bauökonomie; denn der ganze Apparat soll leicht transportiert werden können.
5. Geringes Volumen oder Raumökonomie (knappe Form).

Eine besondere Begründung dieser Anforderungen ist wohl nicht nötig; sie ergeben sich aus den Gesichtspunkten, aus welchen wir jeden Apparat und jede Maschine betrachten, von selbst, und gewisse Einzelheiten werden besser später gelegentlich besprochen. Unter Erfüllung dieser Anforderungen nun sollen in das System der Glieder, welches wir als gegeben annehmen und von dem wir insbesondere das tragende Knochengerüst mitsamt den Gelenken als bereits fertig vorhanden voraussetzen, Muskeln eingebaut werden, welche diese Glieder bewegen. Als Baustoff sind die Urelemente der kontraktiven Substanz, deren mechanische Eigenschaften wir soeben kennengelernt haben, sowie die nicht kontraktionsfähige Sehnensubstanz gegeben. Wir stellen uns nun vor, wir sollten den Bauplan entwerfen, und fragen: Welche Abmessungen müssen wir den aus diesen Substanzen aufzubauenden Muskeln geben, und wie müssen wir sie im Knochengerüst anbringen, d. h. wie müssen wir unsere fünferlei individuellen Konstanten wählen, damit die obigen Anforderungen erfüllt werden? Und andererseits stellen wir uns vor, wir sollten den fertigen Bau prüfen, und fragen: Wie passen die tatsächlich vorhandenen Konstanten zu diesen Anforderungen? Können wir ein Zusammenstimmen beider nachweisen und damit unsere Aufgabe erfüllen, Zweck und Zweckmäßigkeit der betreffenden Teile klarzulegen? Um hier uns zurechtzufinden, gilt es zunächst die mechanischen Beziehungen zwischen den Anforderungen und den Konstanten herauszustellen, d. h. zu ermitteln, von welchen Konstanten es abhängt, ob bestimmten Anforderungen Genüge geschieht, und so die Anforderungen gewissermaßen in die Sprache der Konstanten zu übertragen. Dann können wir bei den einzelnen Muskeln, welche wir später zu untersuchen haben, beiderlei Größen miteinander in Vergleich setzen.

Freilich wird es nicht möglich sein, die gestellte Aufgabe so glatt und vollständig zu lösen, daß wir für jeden Muskel Punkt für Punkt einerseits die Anforderungen; andererseits die Konstanten feststellen und miteinander konfrontieren. Schon die Feststellung der Konstanten wird nur in der Minderheit der Fälle mit einiger Sicherheit möglich sein. Was aber die Anforderungen anlangt, so ist die Zahl und Mannigfaltigkeit der Verrichtungen, welche unsere Glieder zu leisten haben, so außerordentlich groß, und selbst bei den einfachsten dieser Verrichtungen müssen so viele einzelne Teile ineinandergreifend zusammenwirken, daß wir nur ausnahmsweise aus diesem kunstvoll verschlungenen Netz eine einzelne Anforderung klar und rund

herauslösen können, meist froh sein müssen, wenn wir nur bestimmte Beziehungen zwischen den an einzelne Teile zu stellenden Anforderungen erkennen, etwa daß an dieser Stelle eine doppelt so große Leistung verlangt wird wie an jener, oder daß diese Bewegung mit derselben Kraft sollte ausgeführt werden können wie jene.

Wir haben bisher nur die Anforderungen an den einzelnen Muskel ins Auge gefaßt. Unsrer Aufgabe ist aber damit noch nicht erfüllt, daß wir nachweisen, warum ein Muskel so oder anders gebaut ist, vielmehr haben wir neben und vor der Frage nach der Beschaffenheit des Muskels die nach seiner Daseinsberechtigung zu prüfen, d. i. die Frage, warum überhaupt hier ein Muskel und dort keiner angeordnet ist, warum zum Bewegen dieses Gliedes gerade dieser Komplex von Muskeln gebraucht wird, warum nicht ein Mehr oder Weniger von Muskeln vorhanden und den Anforderungen entsprechend ist. Anders gesagt: Die Zweckmäßigkeit des einzelnen Muskels für sein System muß überbaut sein von der Zweckmäßigkeit der ganzen Muskelgruppe für das von ihr allseitig bewegte Glied, die systemmechanischen Anforderungen müssen aufgehen in die höhere Einheit der komplexmechanischen.

Nun werden wir gemäß dem Plan, nach welchem unsre Arbeit angelegt ist, erst in einem späteren Abschnitt auf die Komplexmechanik, d. i. auf das Zusammensein und Zusammenwirken mehrerer Muskeln, zu sprechen kommen. Vorgreifend sei aber bereits hier über die an solche Komplexe zu stellenden Anforderungen folgendes bemerkt: Offenbar sind an eine Gruppe von Muskeln zunächst einmal dieselben Anforderungen wie an den einzelnen Muskel zu stellen: hohe mechanische Leistung, Sparsamkeit, geringes Gewicht und Volumen, Betriebssicherheit, so wie wir ja auch an eine kompliziertere Maschine prinzipiell dieselben formalen Forderungen stellen wie an eine einfachere.

Diese Forderungen aber erhalten nun dadurch, daß wir es nicht mit einem Muskel, sondern mit mehreren zu tun haben, einen besonderen neuen Klang. Der einzelne Muskel kann immer nur eine Art von Leistung vollbringen, nämlich Zug in einer Richtung, und nur die Stärke des Zuges ist abstufbar. Eine Mehrzahl von Muskeln aber kann so angeordnet sein, daß sie abgestuften Zug nach mehreren Richtungen oder sogar nach sämtlichen Richtungen des Raumes betätigt, und sie soll so angeordnet sein, daß sie alle durch die Beschaffenheit des zu bewegenden Gelenks und die Aufgaben des betreffenden Gliedes geforderten Richtungen beherrscht. Und wenn die Muskelgruppe mehrere Gelenke versorgt, so sollen wiederum die verschiedenen Stärken und Richtungen des Zuges an einem Gelenk sich mit gleichartigen oder andersartigen Stärken und Richtungen an den andern Gelenken in verschiedener Weise kombinieren lassen. So tritt zur Höhe der Leistung die Mannigfaltigkeit der Leistungen als neue Möglichkeit und neue Aufgabe.

Der Forderung mannigfaltigster Leistungen aber tritt als neue Gegenforderung das Verlangen nach tunlichster Einfachheit der diese Leistungen vollbringenden Muskulatur gegenüber. Je einfacher der gesamte Muskelapparat ist, je weniger Muskeln und vor allem Sehnen wir brauchen, um so

weniger sind Störungen und Hemmungen zu befürchten. Die Einfachheit stellt sich damit als besondere komplexmechanische Abart der an den einzelnen Muskel gestellten systemmechanischen Forderung der Betriebsicherheit dar. Das Verlangen aber, daß Einfachheit des Baus sich mit Mannigfaltigkeit der Leistungen verbinde, führt uns wieder zu der zuerst gegebenen Formulierung der besonderen komplexmechanischen Forderungen zurück: Jeder Muskel soll an seinem Platz nötig, keiner überflüssig sein, keiner vermißt werden. Wir werden einen Komplex von Muskeln, den wir als zweckmäßiges Ganze zu verstehen vermögen, später als Arbeitsgemeinschaft bezeichnen. Der Komplex also soll uns zur Arbeitsgemeinschaft werden.

Es sei noch bemerkt, daß die Forderung nach Mannigfaltigkeit der Leistungen dem Techniker sehr viel ferner liegt als dem Biologen und daß wir mit ihr wohl schon über den Kreis der der Technik mit der Biologie gemeinsamen Aufgaben hinüberschreiten zu den einzig der Lebewelt eigentlichen Zielen. Für den Techniker ist es im allgemeinen ausreichend, wenn eine Maschine eine einzige oder ganz wenige Leistungen gut vollbringt. Für eine neue Aufgabe baut er eine neue Maschine, und daß eine Lokomotive gleichzeitig noch als Lokomobile oder Schiffsmotor verwendet werden könne, dünkt ihm kein besonderer Vorzug. Anders in der Lebewelt. Hier erscheint jede neue Betätigungsmöglichkeit wertvoll, weil sie dem damit Ausgestatteten neue Aussichten im Kampf ums Dasein eröffnet, neue Anpassungsmöglichkeiten gewährt. Außerdem scheint die biogenetische Entwicklung dahin zu streben, immer komplizierter gebaute und mannigfaltiger begabte Arten hervorzubringen und innerhalb jeder Art wieder die einzelnen Exemplare immer individueller auszugestalten. Die Mannigfaltigkeit der Formen scheint hier Selbstzweck. Den Techniker sehen wir im Gegenteil überall bemüht, zu schematisieren, allgemeingültige Normalformen, Einheitstypen für Fahrräder, Schiffe usw., Einheitsprofile, Einheitsgewinde, einzuführen. Nach dieser Abschweifung kehren wir zu dem einzelnen Muskel und seinen Konstanten zurück.

§ 7. Der eingelenkige Muskel mechanisch-teleologisch betrachtet.

a) Die Entspannungslänge und die Hauptarbeitsstellung. Wir betrachten zunächst den isolierten eingelenkigen Muskel und beginnen damit, daß wir unsre obige Behauptung, daß wir über die mechanischen Eigenschaften der kontraktile Substanz Bescheid wissen, wesentlich einschränken. Wir kennen allerdings die Beziehungen der vom Muskel entwickelten Kraft und Spannung zur Länge, aber wir sind über die Ökonomie der Kraftentwicklung nur sehr unvollkommen unterrichtet. Zwar liegen treffliche Untersuchungen über den Wirkungsgrad der Muskelmaschine als Ganzes vor, d. h. über das Verhältnis der verbrauchten Energie zu derjenigen, welche als äußere Arbeit nutzbringend verwertet werden kann, aber diese Untersuchungen berücksichtigen nicht oder nur ganz beiläufig die Frage, wie der Wirkungsgrad mit der Länge und Spannung des Muskels sich ändert. Daß er sich ändert, ist sicher, denn bei sehr starker Verkürzung leistet der Muskel, wie ja auch unsre Kurve Fig. 1

zeigt, überhaupt keine äußere Arbeit mehr, während der Energieverbrauch, der sich in der Erwärmung und Ermüdung des Muskels kundgibt, bei kräftiger Innervation auch dann groß ist. Es ist daher zu vermuten, daß die Ökonomie des Muskels eine Funktion seiner Länge ebenso wie seiner Spannung ist, entsprechend der bekannten Tatsache, daß der Wirkungsgrad unserer technischen Motore von der „Belastung“ der Maschine abhängt.

Vielleicht ist es erlaubt, diese Lücke unsres Wissens durch eine Vermutung zu überbrücken, die uns auf die wichtigste, hierhergehörige Frage Antwort gibt, nämlich auf die Frage, bei welcher Länge des Muskels der höchste Wirkungsgrad und damit das wirtschaftliche Optimum erzielt wird. Diese Vermutung baut sich auf folgender, später genauer zu besprechenden Tatsache auf, die ich bei der allerdings nur kleinen Zahl von Muskeln, welche ich daraufhin zu beurteilen in der Lage bin, durchweg feststellen kann: Der Muskel ist derart in das Skelett einjustiert, daß er in derjenigen Gelenkstellung, in welcher er vorzugsweise schwer und anhaltend zu arbeiten hat (wir wollen sie die Hauptarbeitsstellung nennen), etwa natürliche Länge besitzt. Von vornherein würde man eher vermuten, daß er über diese Länge gedehnt sei, da ja mit der Länge die Kraft zunimmt. Die auffallende Tatsache, daß die Länge gerade die natürliche ist, erklären wir uns durch die aus der Voraussetzung der allgemeinen Zweckmäßigkeit der Muskelmaschine fließende Annahme, daß diese Länge die ökonomische günstigste ist, d. h. diejenige, in welcher der Muskel am sparsamsten arbeitet. Damit wäre dann das Prinzip, nach welchem eine erste unserer Muskelkonstanten zu justieren ist, gefunden: Die Entspannungslänge der Faser ΣL ist so abzapassen, daß bei der Hauptarbeitsstellung des Muskels seine Länge die natürliche ist. Anders gesagt: Entspannungsstellung und Hauptarbeitsstellung sollen zusammenfallen, der Winkel der Hauptarbeitsstellung soll mit dem Entspannungswinkel übereinstimmen. Indem wir an den Chirurgen denken, der eine Sehne nach Bedarf verkürzt oder verlängert, können wir auch sagen: die Länge der Sehne ist entsprechend obigen Anforderungen zu justieren.

Es wäre selbstverständlich sehr erwünscht, wenn unsre Annahme über die Beziehungen der Muskellänge zur Wirtschaftlichkeit seiner Arbeit einer experimentellen Prüfung unterzogen würde. Stoffwechseluntersuchungen bei verschiedener Länge der arbeitenden Muskeln, ähnlich wie sie JOHANSSON ausgeführt hat, oder thermodynamische Messungen nach der Art von A. FICK und HEIDENHAIN (vgl. FRANKS Referat) kämen als Untersuchungsmethoden in Betracht. Einwandfreie Ergebnisse zu erhalten, wird freilich schwer und mühsam sein. Auf die Beziehungen des Innervationsgrades und damit auch der Spannung zur Wirtschaftlichkeit kommen wir später noch kurz zu sprechen (§ 57 gegen Ende).

b) Die relative natürliche Länge oder der natürliche Ausschlag und die Versorgung der Nebenstellungen. Das Wichtigste, was wir vom Muskel verlangen, ist, daß er eine bestimmte mechanische Leistung vollbringen und ein bestimmtes Drehmoment erzeugen soll, und zwar soll er das vor allem in der wichtigsten, der Hauptarbeitsstellung.

In dieser Stellung hat der Muskel natürliche Länge, und für das Drehmoment bei dieser Länge gilt die Gleichung (§ 5 b):

$$M = i \bar{K} Q r .$$

In Worten: Das Drehmoment bei natürlicher Länge ist gleich dem Produkt aus dem Innervationsgrad, der absoluten Muskelkraft, dem natürlichen Querschnitt und dem Hebel. In dieser Gleichung ist die natürliche Länge L nicht enthalten. Die Leistung des Muskels bei natürlicher Länge ist also von dieser Länge selbst unabhängig. Das ist leicht verständlich: Die Kraft, mit welcher die Muskelfaser zieht, wird nicht geändert, wenn wir sie verlängern, indem wir ein Stück Sehne durch Fleischfaser, oder verkürzen, indem wir Fleischfaser durch Sehne ersetzen.

Dies führt auf die Frage, welche Bedeutung die größere oder geringere natürliche Länge für die Leistungen des Muskels hat, und nach welchen Gesichtspunkten sie zu bemessen ist. Um Energie und Gewicht zu sparen, erscheint es vorteilhaft, die Länge des Muskels möglichst gering zu wählen. Aber dieser Sparsamkeitsbestrebung ist eine enge Grenze gesetzt. Denn wenn auch die Leistung des Muskels in der Hauptarbeitsstellung durch eine Verkürzung der Länge nicht berührt wird, so leidet dafür die Brauchbarkeit des Muskels in allen andern Stellungen. Die Arbeit des Muskels in diesen Nebenstellungen, wie wir sie nennen wollen, geschieht ja stets unter weniger günstigen Bedingungen, aber unter um so ungünstigeren, je weiter der Muskel sich von seiner natürlichen Länge entfernt hat und je stärker damit das einzelne Urelement im Vergleich zu seiner natürlichen Länge deformiert ist. Diese Deformation wiederum ist bei gegebenem Winkelausschlag umgekehrt proportional der natürlichen Länge. Denn je kürzer die Muskelfaser ist, je weniger Urelemente hintereinander geschaltet sind, um so größer ist die Deformation, welche jedes einzelne erfährt, wenn der ganze Muskel bei einer bestimmten Gelenkdrehung eine bestimmte Längenänderung erleidet.

Dreifach äußert sich die durch die Deformation des Urelements bedingte Verschlechterung der Muskelleistung: Erstens, bei aktiver Verkürzung nimmt die Kraft des Muskels ab, und je geringer die natürliche Länge ist, um so rascher nimmt sie bei gleicher Gelenkdrehung ab, um so eher wird der Punkt erreicht, wo der Muskel überhaupt keine äußere Arbeit mehr zu leisten vermag. Zweitens, bei einer Verlängerung, wie sie durch die Tätigkeit der Antagonisten bewirkt wird, spannt sich der Muskel passiv an und behindert dadurch die Gelenkdrehung mehr und mehr, bis schließlich der Punkt erreicht wird, wo er ihr ein absolutes Halt gebietet. Je geringer nun die natürliche Länge, um so stärker ist die Behinderung, um so eher tritt die völlige Hemmung ein. Allerdings steht diesem Nachteil ein Vorteil gegenüber: bei Gelenkstellungen, in welchen der Muskel über seine natürliche Länge gedehnt ist, kann er bei der Zusammenziehung, weil stärker gedehnt, größere Kraft entwickeln. Aber dieser Vorteil gleicht jenen Nachteil nicht aus. Denn daß die Kraft, mit welcher die Nebenstellungen bedient werden, über diejenige Kraft, welche in der Hauptarbeitsstellung ausreicht, hinaus gesteigert werden kann, ist im allgemeinen nicht nötig und bedeutet

keinen wesentlichen Gewinn. Dagegen ist die zuvor erwähnte Verminderung der Kraft unter jene in der Hauptarbeitsstellung bei aktiver Verkürzung oft sehr von Belang und kann zu vollständiger Lahmlegung des Muskels führen. Wir werden solche Fälle als aktive Insuffizienz später besprechen. Es kommt also nicht sowohl darauf an, daß und inwieweit die Kraft bei Verlängerung des Muskels über die natürliche Länge zunimmt, als darauf, um wie wenig sie bei Verkürzung unter diese Länge herabsinkt. Drittens: wenn unsre Annahme zutrifft, daß der Muskel bei natürlicher Länge am sparsamsten arbeitet, so ist weiter zu vermuten, daß die Sparsamkeit in dem Maße sich vermindert, als der Muskel sich von der natürlichen Länge entfernt, als die Deformation des Urelements wächst. Diese aber nimmt, wie gesagt, um so rascher zu, je geringer die natürliche Länge ist.

Also Gesamtergebnis: Das Ausmaß des brauchbaren Gelenkausschlags nimmt mit der natürlichen Länge des Muskels zu und ab. Damit haben wir das gesuchte Prinzip für die Justierung der natürlichen Länge gefunden: es ist die Größe des gewünschten Gelenkausschlags und die Höhe der Leistungen, welche bei irgendeiner beliebigen Nebenstellung noch verlangt wird, anders gesagt, das Maß, in welchem mit der Entfernung aus der Hauptarbeitsstellung eine Minderung in der Güte der Muskelleistung zulässig ist. (Ist diese Leistung in zwei Stellungen gegeben, so ist sie für alle übrigen gleichfalls festgelegt, da ja dann die Länge des Muskels für alle Stellungen bestimmt ist.)

Vorausgesetzt ist bei dieser ganzen Überlegung, daß der Hebelarm, mit welchem der Muskel angreift, bereits gewählt und gegeben sei, denn eine Änderung dieser Größe ändert gleichfalls das Ausmaß des brauchbaren Gelenkausschlags, auch wenn die natürliche Länge dieselbe bleibt. Offenbar ist ja bei gleicher natürlicher Länge und gleichem Gelenkausschlag die Längenänderung und die Deformation des Muskels klein, wenn sein Hebel klein, groß, wenn er groß ist. Nicht auf die natürliche Länge allein, sondern auf die natürliche Länge in ihrem Verhältnis zum Hebel kommt es an, und unsre obige Überlegung und Feststellung trifft nicht auf die natürliche Länge an sich zu, sondern auf die natürliche Länge dividiert durch den Hebelarm oder dividiert durch die spezifische Verlängerung — beide Größen sind ja einander proportional (§ 5 g) — also nicht auf die Größe L , sondern auf den Quotienten L/r oder $L/\frac{s}{\phi}$. Diesen letzteren Quotienten nennen wir die relative natürliche Länge des Muskels in seinem gliedermechanischen System und verwenden für ihn das Zeichen $A = L/\frac{s}{\phi}$. Er ist also das Maß für die Güte der muskulären Versorgung der Nebenstellungen verglichen mit der Versorgung der Hauptarbeitsstellung.

Wir können uns nun von dieser Größe A eine anschauliche geometrische Vorstellung machen. Die spezifische Verlängerung $\frac{s}{\phi}$ gibt die Verlängerung an, welche der Muskel erfährt, wenn das Gelenk sich um die Winkleinheit dreht, der reziproke Ausdruck $\frac{\phi}{s}$ den Winkelausschlag des Gelenks bei Verlängerung des Muskels um die Längeneinheit, der Ausdruck $L\frac{\phi}{s}$ also den Ausschlag bei Verlängerung um die natürliche Länge. Diesen Ausschlag wollen wir kurz den „natürlichen Ausschlag“ des Gelenks für den betreffenden Muskel nennen. Nun ist $L\frac{\phi}{s} = L/\frac{s}{\phi}$, der natürliche Ausschlag also

identisch mit unsrer relativen natürlichen Länge von vorhin. Auch auf Grund dieser neuen Auffassung unsrer Größe können wir uns ihre Bedeutung als Maß für die Güte der Versorgung der Nebenstellungen klarmachen: Je größer der Winkel ist, um den das Gelenk ausschlagen kann, ehe der Muskel um seine natürliche Länge oder um einen bestimmten Bruchteil derselben sich dehnt oder zusammenzieht, um so größer ist das Winkelgebiet, innerhalb dessen er vorteilhaft, d. h. mit annähernd natürlicher Länge, zu arbeiten vermag. Auf die bildliche Darstellung unsrer Größe kommen wir später zu sprechen (§ 10 c Ende).

Die neue Bezeichnung: natürlicher Ausschlag ist insofern der zuerst eingeführten Benennung: relative natürliche Länge vorzuziehen, als sie darauf hinweist, daß unsre Größe, geometrisch betrachtet, keine Länge, sondern ein Winkel ist und die physikalische Dimension eines solchen besitzt, weshalb wir auch dem Gebrauch der Geometer folgend einen griechischen Buchstaben zu ihrer Bezeichnung gewählt haben. Nur muß man bei Benützung dieses zweiten Namens stets dessen eingedenk bleiben, daß ein und dasselbe Gelenk für die verschiedenen Muskeln, welche es überspannen, im allgemeinen ganz verschiedene natürliche Ausschläge besitzt. Ein Irrtum in dieser Hinsicht ist dagegen bei der erstgewählten Bezeichnung: relative natürliche Länge ausgeschlossen. Deshalb hat es mir zweckmäßig geschienen, beide Namen festzuhalten und je nach Bedarf bald den einen, bald den andern zu verwenden, da jeder eine andre Wesensseite unsrer Größe zum Ausdruck bringt, einer den andern ergänzt und erst beide zusammen uns das Ganze geben. Sollte jemand diese doppelte Benennung beanstanden, so würde ich darauf hinweisen, daß eine solche auch sonst bei mathematischen Ausdrücken üblich und bewährt ist. Beispielsweise pflegen wir den Ausdruck $\frac{2}{3}$ bald als Verhältnis (Proportion) der beiden Zahlen 2 und 3 aufzufassen und zu lesen, bald als echten Bruch (Fraktion), d. i. Teilbetrag der Eins oder der Einheit zu verstehen und zu benennen.

c) Um korrekt zu sein, wollen wir für unsre obige Aufstellung auch den streng mathematischen Nachweis erbringen. Bei dieser Gelegenheit wollen wir zugleich die erste unsrer Hauptanforderungen, die der mechanischen Leistung, etwas schärfer fassen und in Unterforderungen gliedern. Der Muskel, sahen wir, soll Drehmomente erzeugen, und diese sollen erstens groß, zweitens ausgebreitet sein, d. h. innerhalb eines weiten Gelenkausschlags erzielt werden können. Über die Größe des in der Hauptarbeitsstellung erzeugten Moments sprachen wir vorhin. Für das Verhältnis des Drehmoments bei Nebenstellung zu dem bei der Hauptarbeitsstellung fanden wir schon früher (§ 5 e Ende) die Gleichung:

$$\frac{m}{M} = 1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \cdot \frac{s}{\varphi} / L.$$

Der zweite Posten auf der rechten Seite dieser Gleichung ist bei Verlängerung des Muskels über die natürliche Länge positiv, bei Verkürzung unter dieselbe negativ, denn $\varphi \left(\frac{s}{\varphi}\right) = \Delta l$ ist kleiner als $\Phi \left(\frac{s}{\Phi}\right) = \Delta L$, wenn der Muskel sich unter seine natürliche Länge verkürzt hat, größer, wenn er über diese hinaus verlängert ist. Unsre Gleichung lehrt also: Das Verhältnis des Drehmoments bei einem beliebigen Winkelausschlag φ zum Drehmoment in der Hauptarbeitsstellung Φ ist abhängig von der relativen natürlichen Länge $L/\frac{s}{\Phi}$. Wenn diese

abnimmt, so wird das Verhältnis kleiner und damit ungünstiger, falls wir es mit einem unter die natürliche Länge verkürzten Muskel zu tun haben, während bei einem über die natürliche Länge gedehnten Muskel das Gegenteil stattfindet. Das Verhalten des verkürzten Muskels aber ist aus den oben besprochenen Gründen für unsre Beurteilung maßgebend.

Zweitens sagten wir, sollen die Leistungen des Muskels ausgebreitet sein, d. h. über einen großen Gelenkausschlag hin vollbracht werden können. Nun haben wir früher (§ 4 c Ende) für die Gesamtlängenänderung des Muskels, innerhalb deren er sich zu betätigen vermag, die Gleichung gefunden:

$$L_a - L_i = (\alpha + \gamma - 1) L$$

und für das Verhältnis der Gesamtlängenänderung zum Gesamtausschlag (welche Größen wir hierbei als nur durch die Beschaffenheit und Leistungsfähigkeit unsres Muskels bedingt annehmen, vgl. § 5 h):

$$\frac{L_a - L_i}{\Phi_a - \Phi_i} = \frac{s}{\varphi}.$$

Durch Kombination beider Gleichungen ergibt sich:

$$\Phi_a - \Phi_i = (\alpha + \gamma - 1) \cdot L / \frac{s}{\varphi}.$$

Also der Gesamtausschlag, innerhalb dessen der Muskel leistungsfähig ist, erweist sich als direkt proportional der relativen natürlichen Länge. Die relative natürliche Länge ist das Maß für die Reichweite der Muskelleistung.

Drittens: Als Maßstab für Betriebsökonomie bei Erzeugung von Drehmomenten betrachten wir die Größe oder vielmehr die Kleinheit der Deformation des Urelementes, welche bei einer bestimmten Winkeldrehung stattfindet, durch die der Muskel aus der Entspannungsstellung entfernt und seine Länge von der natürlichen Länge, bei welcher er am ökonomischsten arbeitet, verschieden gemacht wird. Die Längenänderung gegenüber der natürlichen Länge ist für die ganze Faser gleich $l - L$ und für das einzelne Urelement gleich $l_U - L_U$. Jede Längenänderung des Urelements ist gleich der entsprechenden Längenänderung der ganzen Faser, dividiert durch die Zahl der in der Faser hintereinander geschalteten Urelemente. Das heißt:

$$l_U - L_U = \frac{l - L}{n}.$$

Nun können wir die Unterschiede der Längen durch die der entsprechenden Winkel und die spezifische Längenänderung ersetzen (§ 5 e gegen Ende)

$$l - L = (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi}$$

und die Zahl der Elemente durch das Verhältnis der Längen

$$n = \frac{L}{L_U}.$$

So erhalten wir schließlich für das gesuchte Verhältnis der Längenänderung des Urelements zu dem Winkel, bei dem sie stattfindet,

$$\frac{l_U - L_U}{\varphi - \Phi} = L_U \cdot \frac{s}{\varphi} / L.$$

Damit erweist sich also die Deformation des Urelements bei gegebenem Winkelausschlag als umgekehrt proportional der relativen natürlichen Länge. Diese ist also das Maß der Wirtschaftlichkeit bei der Erzeugung von Drehmomenten in Nebenstellungen.

Wir haben bisher die Güte des Muskels nur bewertet nach der Größe, Reichweite und Wirtschaftlichkeit der erzeugbaren Drehmomente, also nach der Eignung des Muskels zum Festhalten einer Gelenkstellung. Er soll aber auch das Gelenk bewegen, er soll nicht nur statisch, sondern auch kinetisch tüchtig sein. Das heißt, er soll äußere Arbeit leisten, und seine Güte bemißt sich dabei, wie bei jeder Arbeitsmaschine, erstens nach dem Effekt oder der Leistung im streng physikalischen Sinn (wir gebrauchen das Wort sonst in allgemeinerer Bedeutung), d. i. nach der Arbeit, welche er in der Zeiteinheit zu leisten vermag, und zweitens nach der Wirtschaftlichkeit dieser Leistung oder dem Wirkungsgrad. Also Raschheit und Sparsamkeit der Arbeit sind hier das Maß der Güte. In der Raschheit der Arbeit oder dem Effekt erfassen wir zugleich die dritte Unterforderung unserer ersten Hauptanforderung, guter mechanischer Leistung, nachdem wir zuvor die Größe der erzeugbaren Drehmomente und ihre Reichweite als erste und zweite Unterforderung erkannt haben.

Wir haben gesehen, daß der Muskel vermutlich um so sparsamer arbeitet, je weniger seine Länge von der natürlichen Länge sich entfernt, je weniger er deformiert wird. Je weniger er sich zu deformieren braucht, um eine gewisse Arbeit zu leisten, um so rascher wird er andererseits mit der Arbeit fertig sein. Also ist die Größe der Deformation des Urelements, verglichen mit der von demselben geleisteten Arbeit, das Maß der kinetischen Güte sowohl was Raschheit, als was Sparsamkeit anlangt. Je geringer der Quotient dieser beiden Größen ist, um so besser ist die Arbeitsweise. Die Deformation des Urelements, d. h. die Entfernung von der bisherigen Länge, welche bei einer bestimmten kleinen Arbeitsleistung stattfindet, bezeichnen wir mit $-dl_V$, die kleine geleistete Arbeit selbst mit dA_V . Den Quotient dieser beiden Größen $-\frac{dl_V}{dA_V}$ gilt es also zu ermitteln.

Die Arbeit ist gleich Kraft mal Weg. Der Weg, den der Angriffspunkt des ganzen Muskels zurücklegt, ist gleich seiner Längenverkürzung $-dl$, die Kraft seiner Anspannung ist p . Für die kleine Arbeitsleistung dA des ganzen Muskels haben wir also den Ausdruck $dA = -dl \cdot p$. Die Arbeitsleistung eines Muskelements dA_V ist kleiner, einmal weil der Weg statt $-dl$ nur $-dl_V$ beträgt, sodann weil die Kraft nur einen Bruchteil von der Kraft des ganzen Muskels ausmacht, und zwar verhält sich die Kraft eines Elements zu der des ganzen Muskels wie sein natürlicher Querschnitt Q_V zum Gesamtquerschnitt Q . Also haben wir

$$dA_V = -dl_V \cdot p \cdot \frac{Q_V}{Q}.$$

Für die Kraft p hatten wir früher (§ 5 e gegen Ende) den Ausdruck gefunden

$$p = i \bar{K} Q \left(1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L \right).$$

Indem wir diese Größen einsetzen, erhalten wir für unsern gesuchten Quotienten die Gleichung:

$$-\frac{dl_V}{dA_V} = \frac{Q}{p Q_V} = \frac{1}{i \bar{K} Q_V \left(1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L \right)}.$$

Diese Gleichung erhält von unsern individuellen Muskelkonstanten nur den Wert $L/\frac{s}{\varphi}$, der sich im zweiten Posten der Klammer findet. Dieser Posten ist, wie schon gesagt, negativ, falls der Muskel sich unter die natürliche Länge ver-

kürzt, positiv, falls er darüber gedehnt wird. In dem ersten Fall, der deshalb für die Beurteilung der wichtigere sein dürfte, weil der Muskel hier unter erschwerteren Bedingungen arbeitet, wie wir das oben besprochen, ist also ein großer Wert $L/\frac{r}{\phi}$ erwünscht. Weiteren Anhalt für die Wahl unsrer Konstanten liefert diese Gleichung nicht. Somit ergibt die kinetische Betrachtung gegenüber der statischen keine wesentlich neuen Gesichtspunkte.

Wir können also das Ergebnis unsrer mathematischen Untersuchung dahin zusammenfassen, daß sie unsern obigen Satz bestätigt: Die relative natürliche Länge ist das Maß für die Güte der muskulären Versorgung der Nebenstellungen. Das konnten wir nachweisen an der Größe des Drehmoments oder vielmehr am Verhältnis dieser Größe in Haupt- und Nebenstellungen, sodann an der Reichweite der Leistung, ferner an der Raschheit in der Erzeugung äußerer Arbeit oder dem Effekt, endlich an der Wirtschaftlichkeit der Leistung sowohl bei Erzeugung von Drehmomenten wie bei der Leistung äußerer Arbeit. Nebenbei haben wir erkannt, daß die erste unsrer Hauptanforderungen: gute mechanische Leistung sich in drei Unterforderungen gliedert: großes Drehmoment, große Reichweite desselben und Raschheit seiner Erzeugung.

1) Das Querschnitt-Hebelprodukt und das Muskelvolumen als Maße der Leistung. Wir kommen nunmehr auf die wichtigste Anforderung, welcher unser Muskel genügen soll, die mechanische Leistung in der Hauptarbeitsstellung, zurück. Wir hatten gefunden (vgl. oben § 7 b), daß hier die Gleichung gilt $M = i \bar{K} Q r$. Diese Gleichung enthält an individuellen Konstanten nur das Querschnitt-Hebelprodukt $Q r$. Dies ist also das Maß für die Güte der Leistung in der Hauptarbeitsstellung. Unbeschadet der Güte können wir daher Q verkleinern, wenn wir nur r entsprechend vergrößern.

Man wird nun zunächst versucht sein, den Hebel recht groß zu wählen, um dadurch am Querschnitt und somit durch Verminderung der Muskelsubstanz an Gewicht und Betriebsenergie zu sparen. Aber unsern Sparsamkeitsbestrebungen ist hier eine enge Grenze gezogen, und im allgemeinen gilt, daß, was wir an Querschnitt sparen, wir an Länge zulegen müssen. Denn wenn der Muskel nicht nur in der Hauptarbeitsstellung, sondern auch in den übrigen Stellungen gute Arbeit vollbringen soll, so darf, wie wir eben erkannt haben, die relative natürliche Länge $L/\frac{r}{\phi}$ bzw. das Verhältnis der natürlichen Länge zum Hebel L/r nicht gedrückt werden. Es ist also einerseits die Güte der muskulären Versorgung der Nebenstellungen bestimmt durch den Quotienten L/r , andererseits die Güte der Versorgung in der Hauptarbeitsstellung gegeben durch das Produkt $Q r$. Wenn wir nun etwa r vergrößern, um Q verkleinern zu können, und wenn dabei die Güte der Versorgung in den Nebenstellungen dieselbe bleiben soll, so müssen wir L in genau dem gleichen Maß vergrößern, wie wir Q verkleinert haben, so daß das Produkt QL unverändert bleibt. Und wenn wir etwa r verkleinern, um auch L verkleinern zu können, so müssen wir Q im gleichen Maß vergrößern, falls die Leistung in der Hauptarbeitsstellung nicht leiden soll, so daß also wieder das Produkt QL dasselbe bleibt. Dieses Produkt ist also das Maß der Güte der Versorgung in allen Stellungen. Dieses Pro-

dukt aber ist nichts anderes als das Volumen des Muskels $V = QL$, das selbst wieder proportional ist der Zahl der Urelemente: $V = n V_U$. (Vgl. § 3.)

Wir kommen also zu dem einfachen und einleuchtenden Satz, daß allein die Masse der kontraktiven Substanz oder die Zahl der Urelemente die Güte der muskulären Versorgung bedingt, die Wahl des Hebels aber dafür gleichgültig ist. Vorausgesetzt natürlich, daß, wenn r gewählt ist, das Muskelvolumen V auf die Länge L und den Querschnitt Q zweckmäßig verteilt wird, oder daß, wenn diese Verteilung schon vorgenommen ist, der Wert r entsprechend festgesetzt wird.

e) Der Hebel. Aber ist denn diese Verteilung und die Wahl des Hebels ganz unsrer Willkür anheimgestellt? Durchaus nicht. Vielmehr weisen auch hier unsre zuvor gestellten Anforderungen uns den Weg, und wenn wir ihn bisher nicht fanden, so lag das bloß daran, daß wir bisher nur zwei dieser Anforderungen für die Beurteilung der Güte berücksichtigt haben: die mechanische Leistung des Muskels und die Wirtschaftlichkeit dieser Leistung. Fassen wir nun zwei weitere ins Auge: Festigkeit gegen Zerreißung und knappe Form. Letztere bedeutet engen Zusammenbau aller Teile und Vermeidung von Vorsprüngen und Ausladungen, um die Verletzlichkeit und die Gefahr des Hängenbleibens möglichst herabzusetzen. Und in der Tat, nur mit höchster Bewunderung kann der Techniker von diesem Gesichtspunkt aus den menschlichen Leib betrachten: Die Muskeln erscheinen überall nur als leichte Umkleidung der Knochen, welche sie bewegen, oder als Füllsel der Spalten, die sie überbrücken. Für die meisten Muskeln ist überhaupt keine eigens gebaute knöcherne Grundlage erkennbar, bei andern besteht sie aus etlichen unscheinbaren Vorsprüngen und Wülsten. Wie anders anspruchsvoll und raumbedürftig nehmen sich dagegen die Kraftmaschinen unsrer Technik aus, die Dampfmaschine neben dem Kran, den sie bewegt, das Triebwerk der Lokomotive neben den Rädern, welche es umtreibt. Nur die modernste Technik schneidet mit der Dampfturbine und dem Elektromotor in dieser Beziehung besser ab.

Aber dieses Streben nach gedrungener Form findet seine Grenze in der andern Anforderung der Festigkeit. Diese gestattet nicht, die stark beanspruchten Teile allzu eng und klein zu bemessen, weil sonst die Widerstandsfähigkeit des Baustoffes nicht mehr genügen, die Gefahr von Rissen und Brüchen zu groß werden würde. Da insbesondere die Zugkraft, welche in der Muskelsehne aufkommt und von ihr auf einen kleinen Knochenpunkt weitergegeben wird, um so größer ist, je kleiner wir den Hebelarm wählen, dürfen wir diesen nicht allzu kurz machen. So sind gewisse stärkere Vorsprünge am Skelett (Olekranon, Trochanter, Tuber calcanei, Processus mastoideus) mechanisch zu erklären.

Immerhin ist hier dem Belieben ein gewisser Spielraum gelassen, und dieser wird von der Natur, welche im Gegensatz zu der nach einheitlichen Normalformen strebenden Technik, es auf individuelle Mannigfaltigkeit und Formenreichtum abgesehen hat, ausgenutzt. „Es war von jeher den Forschern aufgefallen, daß gewisse Formen von Negern, trotz der großen Leistungsfähigkeit im Gebrauch ihrer unteren Extremitäten, überaus wenig hervortretende Wadenmuskeln besitzen, während bei der

weißen Rasse die Gastrocnemii als Muskelmasse deutlich nach hinten prominieren. Es ergab sich als Ursache dieser Erscheinung beim Neger ein stärkeres Hervortreten des hinteren Fortsatzes des Fersenbeins, derart, daß der Wadenmuskel an einem längeren Hebelarm arbeitet als der Muskel des Weißen.“

(JOACHIMSTHAL 1896, S. 172 f., auf Grund der Angaben von MAREY 1887, 1889.) Dementsprechend finden wir beim Neger einen langen schmalen

Muskelbauch und kurze Sehne, beim Weißen einen kurzen dicken Muskel mit langer Sehne (vgl. Fig. 9 und 10).

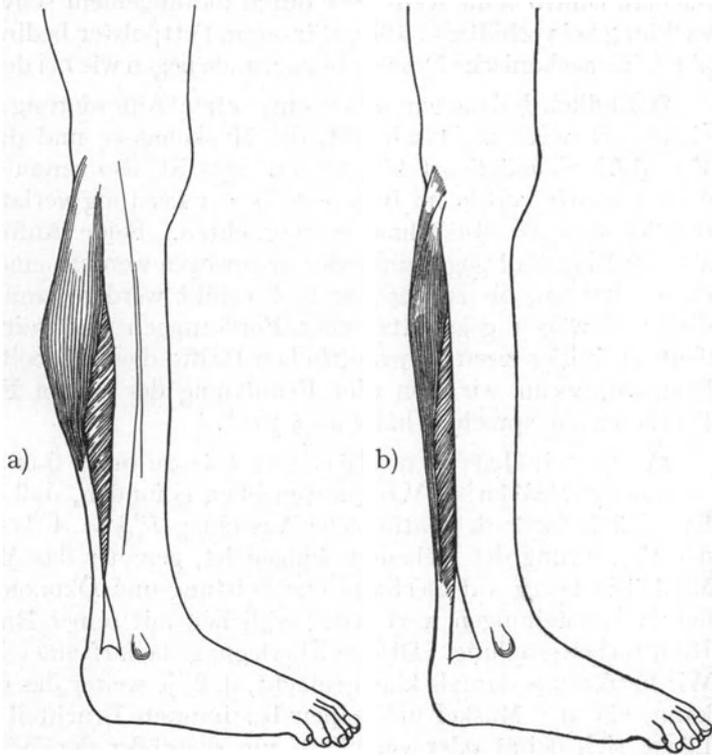


Fig. 9. Wade des Negers (b) und Wade des weißen Mannes (a) (nach MAREY 1837, etwas abgeändert).

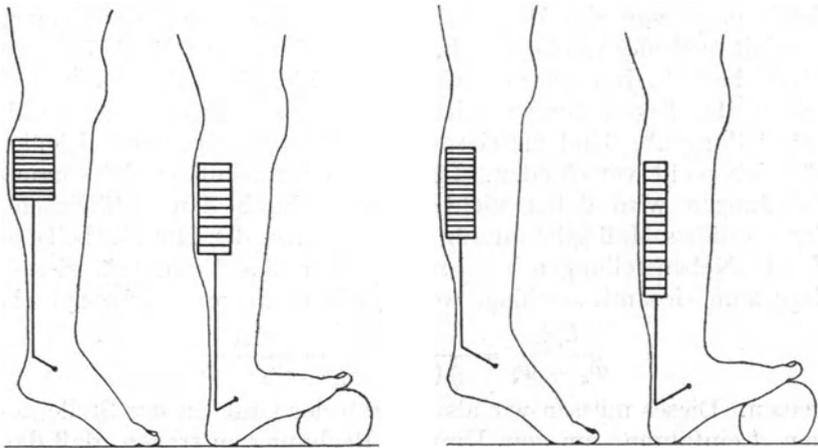


Fig. 10. Mechanische Gleichwertigkeit eines kurzen dicken Muskels, der an einem kurzen Hebel, und eines langen dünnen Muskels, der an einem langen Hebel angreift. Das Querschnitt-Hebelprodukt Qr bleibt in beiden Fällen dasselbe und ebenso das Verhältnis der Länge zum Hebel L/r , mithin auch die Leistung des Muskels sowohl in der Hauptarbeitsstellung wie in den Nebenstellungen.

Die Künstler wissen, daß die Wade des Mannes und des Weibes einen ähnlichen Unterschied zeigen, und es wäre interessant zu erfahren, ob der flachere Umriß beim Weib nur durch die allgemein schwächere Muskelentwicklung bei verhältnismäßig stärkerem Fettpolster bedingt ist, oder ob hier ähnliche mechanische Momente zugrunde liegen wie bei der Wade des Negers.

f) Endlich haben wir noch eine letzte Anforderung zu bedenken: geringes Gewicht. Das heißt, die Muskelmasse und damit das Volumen $V = QL$ soll möglichst klein sein. Das ist also genau das Gegenteil von dem, was wir vorhin im Interesse bester Leistung verlangt hatten, wo wir möglichst große Muskelmasse wünschten. Beide Anforderungen müssen also im Einzelfall gegeneinander abgewogen werden, eine gibt für die andre die Grenze an, bis zu der sie bloß erfüllt werden kann. Wir werden auf dieses Abwägen gegensätzlicher Forderungen und seine prinzipielle Bedeutung in der zweiten, praktischen Hälfte dieser Arbeit nochmals zurückkommen, wenn wir von der Ermittlung der besten Federung für unsre Prothesen zu sprechen haben (§ 70 c).

g) Die birelative natürliche Länge oder das natürliche Ausschlagsverhältnis. Wir hatten oben gefunden, daß die relative natürliche Länge oder der natürliche Ausschlag $L/\bar{\phi} = \Lambda$ das Maß für die Güte der Versorgung der Nebenstellungen ist, genauer das Maß dafür, was der Muskel in bezug auf mechanische Leistung und Ökonomie der Leistung in den Nebenstellungen wert ist, verglichen mit seiner Brauchbarkeit in der Hauptarbeitsstellung. Diese Überlegung bedarf einer Vervollständigung. Wir hatten uns damals klargemacht, daß, je weiter das Gelenk ausschlagen kann, ehe der Muskel um einen bestimmten Bruchteil seiner natürlichen Länge sich dehnt oder verkürzt, um so größer der Winkelbezirk ist, den er vorteilhaft zu versorgen vermag. Wir haben aber darauf bisher keine Rücksicht genommen, daß bei den einzelnen Gelenken die Entfernung der Endstellungen von der Hauptarbeitsstellung eine sehr verschiedene ist und damit auch der Winkelbezirk, innerhalb dessen der Muskel zu arbeiten die Aufgabe hat. Je größer der Gesamtausschlag des Gelenkes $\Phi_a - \Phi_i$ ist, um so weiter liegen durchschnittlich die Endstellungen von der Hauptarbeitsstellung ab. Und die Gesamtausschläge der einzelnen Gelenke sind tatsächlich recht verschieden. Die Güte der muskulären Versorgung der Endstellungen wird daher nicht gemessen durch den natürlichen Ausschlag — dieses Maß gilt nur für gleichweit von der Hauptarbeitsstellung entfernte Nebenstellungen —, sondern durch das Verhältnis dieses Ausschlags zum Gesamtausschlag, welches wir in unsrer Zeichensprache

$$\frac{L/\bar{\phi}}{\Phi_a - \Phi_i} = \frac{L}{\bar{\phi}(\Phi_a - \Phi_i)} = \frac{\Lambda}{\Phi_a - \Phi_i}$$

schreiben. Dieses müssen wir als Maßstab der Güte an der Stelle des einfachen Λ einführen, um dem Umstand Rechnung zu tragen, daß die Ausschlagsweite der verschiedenen Gelenke verschieden ist. Wir wollen dies Verhältnis das natürliche Ausschlagsverhältnis des Gelenks für den betreffenden Muskel nennen.

Wir hatten die Größe Λ auch als die relative natürliche Länge bezeich-

net, indem wir sie als die auf die spezifische Verlängerung bezogene natürliche Länge auffaßten: $L/\frac{\delta}{\phi}$. Wir können dementsprechend unser neues Ausschlagsverhältnis die birelative natürliche Länge nennen, da hier die natürliche Länge in doppelte Relation gesetzt wird: erstens zur spezifischen Verlängerung und zweitens zum Gesamtausschlag (vgl. die mittlere der obigen Formeln). Auch von der birelativen natürlichen Länge gilt wie von der relativen natürlichen Länge, daß sie ihrer physikalischen Dimension nach keine Länge darstellt; sie ist vielmehr, wie der zuerst eingeführte Namen andeutet, eine Verhältniszahl, d. h. ein unbenannter Bruch. Und zwar kann es sowohl ein echter wie ein unechter Bruch sein. Ist es ein unechter Bruch, so heißt das: der Gesamtausschlag, den das Gelenk gestattet, ist zu klein, seine Drehung wird zu bald arretiert, als daß der Muskel sich um seine natürliche Länge verlängern oder verkürzen könnte; ist es dagegen ein echter Bruch, so gestattet das Gelenk dem Muskel diese und noch weitergehende Längenänderungen. Wir werden das später noch genauer sehen, wenn wir von dem reziproken Wert unsrer Größe, der relativen Gesamtverkürzung, zu sprechen haben.

Die birelative natürliche Länge ist also das Maß für die Brauchbarkeit des Muskels in den Endstellungen. Aber nur unter der Voraussetzung, daß beide Endstellungen gleichweit von der Entspannungsstellung oder der mit ihr wie wir annehmen übereinstimmenden Hauptarbeitsstellung abliegen. Ist dies nicht der Fall, dann müssen wir genau genommen für jede der beiden Endstellungen ein eignes Maß einführen, indem wir die relative natürliche Länge des Muskels durch den jeweiligen Winkelabstand zwischen der Hauptarbeitsstellung und der betreffenden Endstellung dividieren. Wir erhalten dann für die aus uns bekannten Gründen besonders wichtige innere Endstellung das Verhältnis $\frac{L}{\frac{\delta}{\phi}(\Phi - \Phi_i)}$, für die äußere Endstellung entsprechend $\frac{L}{\frac{\delta}{\phi}(\Phi_a - \Phi)}$. Wir können diese neuen Werte als die einseitige birelative natürliche Länge bezeichnen. Im allgemeinen wird man wohl mit dem zuerst entwickelten Ausdruck auskommen.

h) Die Hauptergebnisse dieses Paragraphen können wir dahin zusammenfassen, daß wir zwischen unsren fünf Hauptanforderungen und den fünferlei individuellen Konstanten folgende Beziehungen gefunden haben: Aus Gründen der Wirtschaftlichkeit scheint die Zusatzlänge ΔL stets so abgepaßt zu sein, daß der Muskel in der Hauptarbeitsstellung natürliche Länge hat. Das Maß seiner mechanischen Leistungen in dieser Stellung ist das Querschnitt-Hebelprodukt Qr . Die relative natürliche Länge oder der natürliche Ausschlag $L/\frac{\delta}{\phi} = A$ ist das Maß seiner Brauchbarkeit in den Nebenstellungen, verglichen mit der in der Hauptarbeitsstellung sowohl in bezug auf die mechanische Leistung, als auch was Wirtschaftlichkeit der Leistung und Größe des möglichen Ausschlags anbetrifft. Als Maß für die gesamte Güte des Muskels sowohl in den Haupt- wie in den Nebenstellungen und in allen diesen Beziehungen fanden wir das Volumen des Muskels $V = QL$. Je größer das Volumen, um so größer und zugleich um so sparsamer sind die Leistungen, passende Wahl des Hebels voraus-

gesetzt. Andererseits verlangt die Anforderung des geringst möglichen Gewichts, daß gerade umgekehrt dieses Volumen niedrig gehalten werde. Was den Hebel r anlangt, so wird die Anforderung nach Raumökonomie und knapper Formgebung am besten durch Wahl eines kurzen Hebels befriedigt, während im Interesse der Festigkeit umgekehrt eine allzu große Verkürzung desselben vermieden werden muß.

Wir haben sodann gefunden, daß wir, um der verschiedenen Entfernung der Endstellungen von der Hauptarbeitsstellung Rechnung zu tragen, die relative natürliche Länge (natürlicher Ausschlag) durch die birelative natürliche Länge (natürliches Ausschlagsverhältnis) $\frac{L}{\frac{\Phi}{\Phi_a - \Phi_i}} = \frac{L}{\Phi_a - \Phi_i}$ als Maßstab der Güte ersetzen müssen. Erstere mißt die Brauchbarkeit der Muskeln in den Nebenstellungen überhaupt, letztere die in den Endstellungen.

Es ist bemerkenswert, daß wir als Maßstäbe für die Erfüllung der beiden ersten und wichtigsten Anforderungen: mechanische Leistung und Wirtschaftlichkeit, nicht irgendwelche isolierte individuelle Konstanten finden, sondern Zusammenstellungen von solchen, d. h. kombinierte Konstanten: das Querschnitt-Hebelprodukt Qr , die relative natürliche Länge $L/\frac{\Phi}{\Phi_a - \Phi_i}$ und den Entspannungswinkel Φ . Letzteren dürfen wir deshalb gleichfalls als kombinierte Konstante bezeichnen, weil wir die Gleichung haben (§ 5 e):

$$\Sigma L = \Phi \frac{\Phi}{\Phi_a - \Phi_i} \quad \text{und} \quad \Phi = \Sigma L / \frac{\Phi}{\Phi_a - \Phi_i},$$

der Entspannungswinkel also als relative Entspannungslänge aufgefaßt werden kann.

Wir können alle diese Überlegungen auch folgendermaßen zusammenfassen: Die beiden ersten Hauptanforderungen, nämlich gute mechanische Leistung und Wirtschaftlichkeit, in die Sprache unsrer individuellen Konstanten übersetzt, finden ihren Ausdruck in drei kombinierten „maßgebenden Konstanten“, wie wir sie nennen wollen, da sie uns das Maß der Güte des Muskels geben; diese sind

1. der Entspannungswinkel Φ ; er soll möglichst genau der Hauptarbeitsstellung entsprechen;
2. das Querschnitt-Hebelprodukt Qr ; es mißt die Güte der Leistung in der Hauptarbeitsstellung; es soll möglichst groß sein;
3. die relative natürliche Länge $L/\frac{\Phi}{\Phi_a - \Phi_i} = A$ und die ihr eng verwandte birelative natürliche Länge $\frac{L}{\Phi_a - \Phi_i}$; erstere mißt die Brauchbarkeit des Muskels in den Nebenstellungen überhaupt, letztere in den Endstellungen, verglichen mit seiner Brauchbarkeit in der Hauptarbeitsstellung. Sie sollen gleichfalls möglichst groß sein.

Die drei weiteren Hauptanforderungen: knappe Form, Festigkeit, geringes Gewicht, verlangen die erste einen möglichst kurzen Hebel, die zweite einen langen Hebel, die dritte ein möglichst geringes Volumen oder Querschnitt-Längenprodukt QL . Diese drei letzteren Anforderungen spielen für uns eine nebensächliche Rolle. Die beiden ersten sind offenbar für die Beurteilung des einzelnen Muskels die wichtigeren, weil sie es sind,

die in erster Linie die Abmessungen des Muskels und den Aufbau seines Systems bestimmen. Wie weit sie erfüllt sind, messen wir wie gesagt mittels unsrer drei kombinierten maßgebenden Konstanten, die damit eine grundlegende Bedeutung für unsere weiteren Überlegungen erhalten.

In der ersten Hauptanforderung guter mechanischer Leistung sind drei Unterforderungen enthalten: großes Drehmoment, große Reichweite (großer ausnutzbarer Winkelausschlag), großer Arbeitseffekt (Raschheit der Leistung).

Endlich sei der Vollständigkeit halber noch daran erinnert, daß den besprochenen fünf Einzelforderungen die allgemeine Grundforderung vorangeht: nämlich daß überhaupt an dieser Stelle, und gerade an dieser Stelle, ein Muskel sein soll. Anders gesagt: Ehe wir erörtern, welche mechanische Eigenschaften und charakterisierenden individuellen Konstanten der Muskel haben soll, müssen wir davon Rechenschaft geben, ob und warum überhaupt hier ein Muskel nötig ist, und warum gerade dieser Komplex von Muskeln zur Bewegung des Gelenks erfordert wird (vgl. oben § 6). Unsrer Aufgabe, einen Muskel oder eine Gruppe von Muskeln teleologisch zu bewerten, wird also dann gelöst sein, wenn wir sie einmal an dieser komplexmechanischen Grundforderung und sodann an unsren drei maßgebenden Konstanten als systemmechanischen Wertmessern geprüft haben. ¶

i) Geschichtliches. Von den bisherigen Forschern haben vor allen BORELLI und MAREY sich mit Erfolg um die Erkenntnis dieser Dinge bemüht, ohne freilich, wie mir scheint, sie ganz in der Tiefe zu erfassen. Bei MAREY (1877, S. 447) liest man: „Il y a deux siècles, BORELLI a fait voir que l'effort dont un muscle est capable est proportionnel à la section transversale de ses fibres rouges tandis que l'étendue de son raccourcissement est proportionnelle à leur longueur. Aujourd'hui que la notion du travail mécanique est bien définie, on peut compléter la conclusion de BORELLI en disant que le travail qu'un muscle peut produire est proportionnel au volume ou au poids de sa fibre rouge, tandis que les deux facteurs de ce travail, l'effort et le chemin, sont proportionnel l'un à la section l'autre à la longueur des faisceaux contractiles.“ Vgl. auch BORELLI, De motu animalium 1685 pars prima, S. 157f., propositiones 121—123 und STRASSER 1908.

§ 8. Der mehrgelenkige Muskel mechanisch-teleologisch betrachtet.

Wir haben bisher nur den eingelenkigen Muskel ins Auge gefaßt und daher immer nur von dem einen Hebel des Muskels gesprochen. Der mehrgelenkige Muskel besitzt an jedem seiner Gelenke einen Hebel, und diese Hebel werden im allgemeinen ganz verschiedene Längen haben. Der Zug des Muskels oder seiner Sehne aber ist an allen Gelenken selbstverständlich derselbe, die an den einzelnen Gelenken erzeugten Drehmomente sind demnach den Hebeln proportional.

Diese Tatsache ist für uns aus folgendem Grunde von besonderem Interesse. Die Hypothese von der Zweckmäßigkeit des Gliedermechanismus verlangt, daß das Verhältnis der Hebel dem Verhältnis der an den einzelnen Gelenken erforderten Drehmomente gleich sei. Über das Verhältnis der von den einzelnen Gliedern, etwa der Finger, zu vollbringenden Leistungen und damit auch über das Verhältnis der an den zugehörigen Gelenken er-

forderten Drehmomente werden wir uns nun sehr viel leichter als über die absolute Höhe der verlangten Leistungen ein Urteil bilden und damit auch verhältnismäßig leicht die Frage nach der Zweckmäßigkeit der vorgefundenen Hebelverhältnisse beantworten können (vgl. später § 49).

Hier drängt sich dem technisch denkenden Betrachter die Frage auf, was denn überhaupt Sinn und Daseinsberechtigung dieser mehrgelenkigen Muskeln ist. Warum hat nicht in reinlicher Scheidung jedes Gelenk seine nur ihm dienenden Muskeln? Unzweifelhaft muß doch dadurch, daß die Anspannung eines Muskels auf mehrere Gelenke wirkt, die Beweglichkeit der einzelnen Gelenke an Selbständigkeit einbüßen, die Mannigfaltigkeit der möglichen Verrichtungen vermindert werden. Dieser Nachteil ist zuzugeben, aber es stehen ihm große Vorteile gegenüber. Der Muskelapparat zeigt den Apparaten und Maschinen der Technik gegenüber einen großen Mangel: es fehlen ihm Sperrvorrichtungen, und er verbraucht deshalb Energie, auch wenn er keine äußere Arbeit leistet, d. h. keine Bewegung hervorbringt, sondern bloß das Gelenk in einer bestimmten Lage festhält. Diese Energieverschwendung ist nun ein und dieselbe, ob die Sehne des haltenden Muskels ein Gelenk oder viele Gelenke durch ihren Zug, der ja, wie eben gesagt, an allen Gelenken, wie viele es auch sein mögen, derselbe ist, feststellt; und eben dadurch, daß ein Muskel viele Gelenke versorgt, wird dieser Energieverlust auf ein Mindestmaß herabgesetzt. Dies ist besonders an den vier Fingern deutlich, deren Hauptaufgabe ja das Festhalten von allerhand Werkzeug ist und deren drei Glieder dabei durch dieselben Muskeln festgestellt werden. Durch welche ganz besonderen Einrichtungen den einzelnen Fingergliedern doch eine große Selbständigkeit der Bewegung ermöglicht wird, werden wir an seinem Ort erfahren.

Ein anderer Vorteil dieser Anordnung ist, daß die die Finger bewegenden Muskeln zum größten Teil weit von diesen entfernt und vor direktem Angriff geschützt bequem untergebracht werden können, die Finger dagegen um so schlanker und beweglicher gestaltet und nur aus den zum Wirken auf die Außenwelt unentbehrlichen Bestandteilen aufgebaut werden können.

Dieser Vorteil der Rückverlegung der Muskulatur gegen das Zentrum kann auch auf einem eigentümlichen Umweg erreicht werden, welchen wir uns am besten an einem Beispiel klarmachen. Der *Musculus gastrocnemius* hebt beim Gehen und Laufen die Ferse an, senkt dadurch die Fußspitze, streckt damit den Fuß und lüpfte den ganzen Körper. Diese schwere Arbeit wird ihm dadurch erleichtert, daß sein oberes Ende nicht am Unterschenkel, sondern am Oberschenkel festgemacht ist, und daß er mithin durch die gleichzeitig stattfindende Streckung des Knies und die damit eintretende Verlagerung seines Ansatzpunktes nach oben selber hochgezogen und ein Teil der zu leistenden Verkürzung ihm damit abgenommen wird. Natürlich auf Kosten vermehrter Arbeit und vermehrten Energieverbrauchs von seiten des das Knie streckenden *Musculus quadriceps femoris*, der dadurch zu einem der wesentlichsten Fußbeweger wird. Aber der Vorteil ist erreicht, daß ein gut Stück der den Fuß bewegenden Muskulatur weit zentralwärts verschoben wird. Man kann von einer Transmission der Wirkung des *Quadriceps* auf den Fuß sprechen (v. BAEYER).

Mit dieser Verlegung ist hier noch ein ganz besonderer Gewinn verknüpft. Beim Gehen und Laufen wird die Vorwärtsbewegung der unteren Extremität abwechselnd beschleunigt und wieder verlangsamt. Dieser Geschwindigkeitswechsel ist mit Energieverlusten verknüpft, welche um so größer sind, je größer die Geschwindigkeitsunterschiede dabei sind, und diese wieder sind um so größer, je weiter peripher die hin und her gezogenen Massen, um so geringer, je näher dem Zentrum sie liegen. Je geringer der Geschwindigkeitswechsel, um so geringer ist auch die Trägheit, die jedesmal überwunden werden muß, um so schneller kann bei gleichem Energieaufwand die Vorwärtsbewegung erfolgen. (Vgl. A. E. FICK und STRASSER 1908, S. 129.) Wir kommen auf die Frage nach der Wirtschaftlichkeit der zweigelenkigen Muskeln später zurück (§ 32 Ende).

Endlich noch ein Wort über das, was wir oben als Energieverschwendung bezeichnet haben. Gewiß können wir uns denken, daß durch Sperrvorrichtungen am Muskelapparat Energie erspart würde. Aber drei ungeheure Vorteile, die ihn vor allen unsren technischen Maschinen auszeichnen, würden dann verlorengehen. Erstens: die außerordentliche Promptheit der Ein-, Aus- und Umschaltung; wir können jedes Glied buchstäblich mit Gedankenschnelle in Bewegung setzen oder, wenn es sich bewegt, wieder feststellen, und sparen die Zeit, welche bei jedem Gesperre zum Ein- und Ausschalten erforderlich ist. Zweitens die Abstufbarkeit der Kraft: wir können das Glied fester oder weniger fest in seiner Stellung halten und diese Festigkeit aufs feinste regulieren, was bei einem Zahngesperre wenigstens nicht möglich ist. Drittens die Einfachheit des Apparates und die dadurch erreichte Betriebssicherheit der Muskelmaschine, welche eine höchst staunenswerte ist, wenn wir bedenken, wie ungeheuer vielseitig ihre Leistungen sind, wie sie gewissermaßen hunderterlei verschiedene Maschinen in sich vereinigt. Jede Sperrvorrichtung würde eine erhebliche mechanische Komplikation bedeuten. Ganz ausnahmsweise sind übrigens doch bei Tieren Sperrvorrichtungen (Zahngesperre) an den Sehnen quergestreifter Muskeln festgestellt worden, so an den Sehnen der Zehenbeuger mancher Vögel (SCHAFFER). Auf die anscheinend wesentlich abweichenden Verhältnisse der glatten, sogenannten Tonusmuskulatur kann hier nicht eingegangen werden; man vergleiche darüber BETHE (1903) und PARNAS (mit Literaturangaben).

§ 9. Neuanpassungen des Muskels.

Nach unsrer bisherigen Darstellung könnte man annehmen, daß die Anpassung des Muskels an seine Aufgabe ein Geschehnis sei, das sich nur einmal abspielt, indem etwa der wachsende Muskel sich so lange entwickelt, bis seine Abmessungen den aus dem Bau der Glieder und des Skeletts sich ergebenden Anforderungen entsprechen, und daß damit die Sache abgetan sei. Dies ist nicht der Fall. Vielmehr ist die Anpassung und Einjustierung ein Vorgang, der sich vermutlich ununterbrochen neu vollzieht. Denn ständig, so scheint es, gehen einzelne Muskelfasern zugrunde, und andre bilden sich neu. Bleiben die Bedingungen, unter welchen der Muskel arbeitet, und damit die Anforderungen, welche er zu erfüllen hat, dieselben, so stimmen die neugebildeten Fasern im Durchschnitt mit den unter-

gegangen, an deren Stelle sie treten, überein, und der Muskel bleibt für unser Auge derselbe, der er war. Ändern sich die Bedingungen, dann sind die neuen Fasern von den alten verschieden, und dieser Unterschied kommt in einer Verschiedenheit der individuellen Konstanten des Muskels zum Ausdruck, welche wir im günstigen Fall messend nachweisen können.

Wir haben oben (§ 7h) die Bedeutung der drei kombinierten maßgebenden Konstanten, wie wir sie nannten, für die Beurteilung des Muskels erkannt und gefunden, daß in ihnen die Güte und Brauchbarkeit des Muskels in bezug auf die wichtigsten Anforderungen ihren Ausdruck findet. Ändern sich die Anforderungen, so werden wir eine Änderung dieser Konstanten erwarten, bleiben sie gleich, ändern sich aber die Bedingungen, unter welchen der Muskel arbeitet, so werden die einzelnen Faktoren, aus welchen sie kombiniert sind, sich ändern, aber so, daß der Gesamtwert derselbe bleibt.

Das Querschnitt-Hebelprodukt Qr , fanden wir, ist das Maß der Leistung in der Hauptarbeitsstellung und zugleich auch in allen andern Stellungen, bei welchen wir die Leistungen ja immer nur im Vergleich mit jener ersten messen. Werden nun größere Leistungen vom Muskel verlangt, so nimmt der Querschnitt zu, geringere, so nimmt er ab. Der Muskel wird dicker, wenn er tüchtig arbeitet, er magert ab, wenn seine Tätigkeit sich dauernd erheblich vermindert. Das ist die allbekannte und seit Urzeiten erkannte Aktivitätshypertrophie des tätigen Muskels und Inaktivitätsatrophie des untätigen Muskels. Bleiben die Anforderungen an den Muskel gleich, ändert sich aber der Hebel, so ist eine entgegengesetzte Änderung des Querschnitts zu erwarten, wovon alsbald zu sprechen sein wird.

Die birelative natürliche Länge $\frac{L}{\phi(\Phi_a - \Phi_i)}$ ist das Maß für die Güte der Versorgung der Endstellungen. Bleiben die Anforderungen an diese dieselben, vermindert sich aber der Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$, so ist eine entsprechende Minderung der Länge L zu erwarten. Das heißt, bei kleinerem Ausschlag wird eine geringere Muskellänge genügen.

Diese, aus der Theorie entsprungene Erwartung findet in den Beobachtungen der Anatomen sich bestätigt. STRASSER (1883) hat bei Ankylose des Ellenbogens Verkürzung der Muskelfasern in den Schulter und Ellenbogen überspannenden Muskeln gefunden, ROUX (1883, 1895) solche Verkürzung im Musculus pronator quadratus bei Einschränkung der Rotationsbewegung des Vorderarms sowie an den langen Rückenmuskeln bei kyphotischen Veränderungen der Wirbelsäule festgestellt, RIVIÈRE hat am Pronator quadratus gleiche Beobachtungen gemacht. Auch der Chirurg GUÉRIN hat nach MAREY (1887, S. 447) ähnliche Erfahrungen mitgeteilt. Ob allerdings die Abnahme der natürlichen Länge genau proportional der Verminderung des Gelenkausschlags erfolgte, ist aus den betreffenden Veröffentlichungen nicht ohne weiteres zu entnehmen.

Nun enthält unsere birelative natürliche Länge im Nenner auch noch die spezifische Verlängerung ϕ des Muskels, die, wie wir wissen, dem Hebel proportional ist. Ändert sich der Hebel, so werden wir ebenfalls eine

gleichsinnige Änderung der Länge des Muskels erwarten. MAREY (1887) und später JOACHIMSTHAL (1896) verkürzten, der erstere bei einem Kaninchen, der letztere bei einer Katze, den langen Fortsatz des Fersenbeins durch Resektion, verringerten damit die Länge des Hebels für die Achillessehne und sahen im Verlauf einiger Monate eine Verkürzung der Faserlänge der Wade Muskulatur eintreten. Eine Zunahme der Dicke, welche gleichfalls zu erwarten war — siehe unsern obigen Vergleich der Negerwade mit der Wade des weißen Mannes —, wurde allerdings nicht festgestellt, vermutlich, weil das ganze Glied durch die Operation noch geschwächt war und weniger benützt wurde, wie denn überhaupt bei allen Knochen- und Gelenkerkrankungen eine Abmagerung des betreffenden Gliedes die Regel ist. Es ist aber anzunehmen, daß unter günstigen Verhältnissen auch die Muskelverdickung eintreten und sich nachweisen lassen wird.

Unsre dritte maßgebende Konstante ist der Entspannungswinkel. Er soll der Hauptarbeitsstellung entsprechen. Wenn nun die Hauptarbeitsstellung eines Gelenks sich ändert, so ist eine entsprechende Änderung der Entspannungswinkel an den das Gelenk versorgenden Muskeln zu erwarten. In der Tat konnte ich solche Änderungen an den Muskeln eines im übrigen völlig gesunden Fußes beobachten, welche anscheinend daher rührten, daß der Fuß seine Arbeitsweise infolge einer am anderen Fuß gesetzten schweren Lähmung geändert hatte (§ 141). Sehr häufig sehen wir bei Erkrankungen der Muskeln, beispielsweise bei den uns besonders interessierenden schlaffen Lähmungen, die Entspannungswinkel sich verschieben. Wir kommen darauf später ausführlich zu sprechen (§ 141, § 33, Tabelle 21).

Schließlich sei noch darauf hingewiesen, daß neben der antagonistischen Anpassung des einzelnen Individuums eine phylogenetische der Tierspezies einhergeht. So sehen wir bei verschiedenen verwandten Tierarten denselben Muskel je nach Bedürfnis bald so, bald anders ausgebildet, bald die Sehne lang und die Fleischfasern kurz, bald umgekehrt. Einzelheiten werden unter anderen von MAREY und WEISS mitgeteilt.

§ 10. Die Winkel-Momentenbeziehungen und ihre Kurven.

a) Wir haben, als wir den isolierten Muskel untersuchten, die Beziehungen zwischen seiner Länge und seiner Spannung besprochen und graphisch in der Längen-Spannungskurve dargestellt. Die Betrachtung des im Skelett eingespannten und in seinem System tätigen Muskels hat uns aber dann gezeigt, daß für seine mechanische Wirkung nicht die Spannung p , sondern das Produkt aus dieser mit dem Hebel, welches wir als Drehmoment bezeichnen, $m = p r$, maßgebend ist. Dieser Tatsache entsprechend ergab die Untersuchung der die mechanischen Eigenschaften des Muskels charakterisierenden individuellen Konstanten, daß nicht der Querschnitt, sondern das Querschnitt-Hebelprodukt $Q r$ das wichtigste Maß für die Güte der Muskelleistung ist. Als zweites wichtiges Maß fanden wir die relative natürliche Länge $L/\xi = A$. Diese Größe hat die Dimension eines Winkels

und es ist ja auch einleuchtend, daß für die Wirkung des Muskels im System der Gelenkwinkel von maßgebender Bedeutung ist.

Es erscheint nun erwünscht, so wie wir früher die Beziehungen von Länge und Spannung des Muskels feststellten, nunmehr die Beziehungen zwischen seinem Drehmoment und dem Gelenkwinkel kennen zu lernen. Offenbar ist ja das Drehmoment eine Funktion des Gelenkwinkels und, wenn es uns gelingt, es in dieser Eigenschaft zu erfassen und etwa die Kurve aufzuzeichnen, welche auf dem Gelenkwinkel als Abszisse das Drehmoment als Ordinate darstellt, so haben wir den Vorteil zu erwarten, daß wir die Drehmomente der verschiedenen am gleichen Gelenk tätigen Muskeln, indem wir sie auf denselben Winkel beziehen, graphisch vergleichen können.

Es ist nun vermittels sehr einfacher Umformungen möglich, aus den Längen-Spannungsbeziehungen die Winkel-Momentbeziehungen zu entwickeln. Wir hatten früher (§ 4) für die Spannungen des kräftig innervierten Muskels sowie für jene des nicht innervierten Muskels in seinen drei Teilstücken die Gleichungen gefunden:

$$\left\{ \begin{array}{l} p = i \bar{K} Q \left(1 + \frac{l-L}{\alpha L} \right), \\ \dot{p} = \frac{Q}{L} (l-L) E, \\ \ddot{p} = \frac{Q}{L} (l(E+E') - L(E+\beta E')), \\ \ddot{\ddot{p}} = \frac{Q}{L} (l(E+E'+E'') - L(E+\beta E'+\gamma E'')). \end{array} \right.$$

Wir ersetzen die Spannungen durch die Drehmomente gemäß den Gleichungen:

$$m = p r, \quad \dot{m} = \dot{p} r, \quad \ddot{m} = \ddot{p} r, \quad \ddot{\ddot{m}} = \ddot{\ddot{p}} r$$

und erhalten:

$$\left\{ \begin{array}{l} m = i \bar{K} Q r \left(1 + \frac{l-L}{\alpha L} \right), \\ \dot{m} = \frac{Q r}{L} (l-L) E, \\ \ddot{m} = \frac{Q r}{L} (l(E+E') - L(E+\beta E')), \\ \ddot{\ddot{m}} = \frac{Q r}{L} (l(E+E'+E'') - L(E+\beta E'+\gamma E'')), \end{array} \right.$$

Wir wollen nun vorerst annehmen, daß Drehung nur in einem einzigen Gelenk und nur in einer Richtung stattfindet.

Dann können wir für l gemäß § 5e den Wert einsetzen:

$$l = L + (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi}.$$

Somit erhalten wir:

$$\left\{ \begin{array}{l} m = i \bar{K} Q r \left(1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L \right), \\ \dot{m} = Q r E (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi} / L, \\ \ddot{m} = Q r ((\varphi - \Phi)(E + E') \frac{s}{\varphi} / L + (1 - \beta) E'), \\ \ddot{\ddot{m}} = Q r ((\varphi - \Phi)(E + E' + E'') \frac{s}{\varphi} / L + (1 - \beta) E' + (1 - \gamma) E''). \end{array} \right.$$

Für den Fall stärkster Innervation, also höchstmöglichster Kraftentwicklung ist $i = 1$ und also:

$$\bar{m} = \bar{K} Q r \left(1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L \right).$$

Diese Gleichungen zeigen, wie die erzeugten Drehmomente von den generellen und individuellen Konstanten abhängen. Dabei bemerken wir, daß die natürliche Länge nur in Verbindung mit der spezifischen Verlängerung als relative natürliche Länge $L/\bar{\phi}$ und der Querschnitt nur in Verbindung mit dem Hebel als Querschnitt-Hebelprodukt Qr auftritt und daß als weiterer Vertreter der individuellen Konstanten nur noch der Entspannungswinkel Φ sich findet. Eben diese drei Größen hatten wir früher (§ 7h) als kombinierte maßgebende Konstanten bezeichnet und in ihnen die Wertmesser für die mechanische Leistungsfähigkeit des Muskels erkannt. Die Übereinstimmung unsrer damaligen und unsrer jetzigen Überlegungen zeigt sich darin, daß wir jetzt diese drei kombinierte Konstanten und nur diese drei in den Gleichungen auftreten sehen, welche die mechanischen Leistungen des Muskels in seinem System mathematisch darstellen.

b) In unsern vorstehend entwickelten Gleichungen der Winkel-Momentenbeziehungen können wir gemäß § 5g die Größen r und $\bar{\phi}$ gegenseitig ersetzen auf Grund der Formeln:

$$r = -\frac{180}{\pi} \frac{s}{\varphi} \quad \text{und} \quad \frac{s}{\varphi} = -\frac{\pi}{180} r.$$

Wir können ferner die Winkel, wie dort gleichfalls besprochen, in Bogenlängen statt in Graden messen und haben dann:

$$l = L - r(\bar{\varphi} - \bar{\Phi}) = L + r(\bar{\Phi} - \bar{\varphi}),$$

$$\left\{ \begin{array}{l} m = i \bar{K} Q r \left(1 + \frac{r}{\alpha L} (\bar{\Phi} - \bar{\varphi}) \right), \\ \dot{m} = \frac{Q r^2 E}{L} (\bar{\Phi} - \bar{\varphi}) \\ \text{usf.} \end{array} \right.$$

c) Um nun auf Grund unserer Gleichungen die Winkel-Momentenkurven konstruieren zu können, müssen wir aus ihnen für eine genü-

gende Anzahl von Punkten den Wert von Abszisse und Ordinate ableiten. Dies ist einfach zu bewerkstelligen. Wir erhalten für den Fall, daß der Muskel natürliche Länge hat, also $\varphi = \Phi$ ist, indem wir die dann geltenden Drehmomente mit Großbuchstaben bezeichnen, aus der letzten Vierergruppe von Gleichungen unsres Abschnittes a:

$$\text{Abszisse } \varphi = \Phi, \quad \text{Ordinaten } \begin{cases} \bar{M} = \bar{K} Q r, \\ \dot{M} = 0, \\ \ddot{M} = (\alpha - \beta) E' Q r, \\ \ddot{M} = ((\alpha - \beta) E' + (\alpha - \gamma) E'') Q r. \end{cases}$$

Aus der vorletzten Vierergruppe von Gleichungen und aus der auf sie folgenden Gleichung für l erhalten wir für den Fall, daß $l = (\alpha - \gamma) L$ und also $\alpha + \frac{l - L}{\alpha L} = 0$ ist:

$$\text{Abszisse } \varphi = \Phi - \alpha L / \bar{\varphi}, \quad \text{Ordinate } m = 0.$$

Sodann für den Fall, daß $l = \beta L$ ist:

$$\text{Abszisse } \varphi = \Phi + (\beta - \alpha) L / \bar{\varphi}, \quad \text{Ordinate } \dot{m} = \ddot{m} = (\beta - \alpha) E Q r.$$

Und für den Fall, daß $l = \gamma L$ ist:

$$\text{Abszisse } \varphi = \Phi + (\gamma - \alpha) L / \bar{\varphi}, \quad \text{Ordinate } \dot{m} = \ddot{m} = ((\gamma - \alpha) E + (\gamma - \beta) E') Q r.$$

Damit haben wir für jede Kurve bzw. jedes Kurventeilstück wenigstens zwei Punkte festgelegt, also genügende Anhaltspunkte für die Konstruktion gefunden. Wir können nun noch ein Übriges tun und zur Kontrolle die Neigungen der Kurven berechnen.

Wir erhalten durch Differenzieren der Gleichungen der letzten Vierergruppe nach den Veränderlichen m und φ unter der Annahme, daß beim innervierten Muskel die Innervation die stärkste mögliche, also $i = 1$ ist, die Gleichungen:

$$\begin{cases} \frac{d\bar{m}}{d\varphi} = \frac{\bar{K}}{\alpha} Q r \frac{s}{\bar{\varphi}^2} / L, \\ \frac{d\dot{m}}{d\varphi} = E Q r \frac{s}{\bar{\varphi}^2} / L, \\ \frac{d\ddot{m}}{d\varphi} = (E + E') Q r \frac{s}{\bar{\varphi}^2} / L, \\ \frac{d\ddot{m}}{d\varphi} = (E + E' + E'') Q r \frac{s}{\bar{\varphi}^2} / L. \end{cases}$$

Die Fig. 11 zeigt auf Grund dieser Gleichungen konstruierte Winkel-Momentenkurven. Diese Kurven lassen also für jeden Gelenkwinkel das zugehörige Drehmoment, sowohl des nicht innervierten als auch des stärksten innervierten Muskels ohne weiteres ablesen. Indem wir ferner die Kurven verschiedener Muskeln in das gleiche Koordinatennetz eintragen, können wir ihre Wirkungen bequem vergleichen und übersehen und ferner ihre Gesamtwirkung durch graphische Addition ermitteln. Letzteres ist besonders wertvoll, wenn es sich um die Tätigkeit antagonistischer Muskeln handelt

(vgl. § 27). Hier gewinnt die Anschaulichkeit noch durch einen kleinen Kunstgriff, nämlich dadurch, daß wir nicht, wie es korrekt wäre, die Kurve der Agonisten von der Abszissenachse aus nach der einen Seite, etwa nach oben, die der Antagonisten, deren Drehmomente ja umgekehrtes Vorzeichen haben, nach der anderen Seite, also nach unten, eintragen, sondern beide nach der gleichen Seite, nach oben, zeichnen, die antagonistische Kurve also sozusagen nach oben umklappen. Wir wollen unter Winkel-Momentenkurven antagonistischer Muskelpaare (Fig. 11, 19—24) stets solche zur Hälfte hochgeklappte Kurvenkombinationen verstehen.

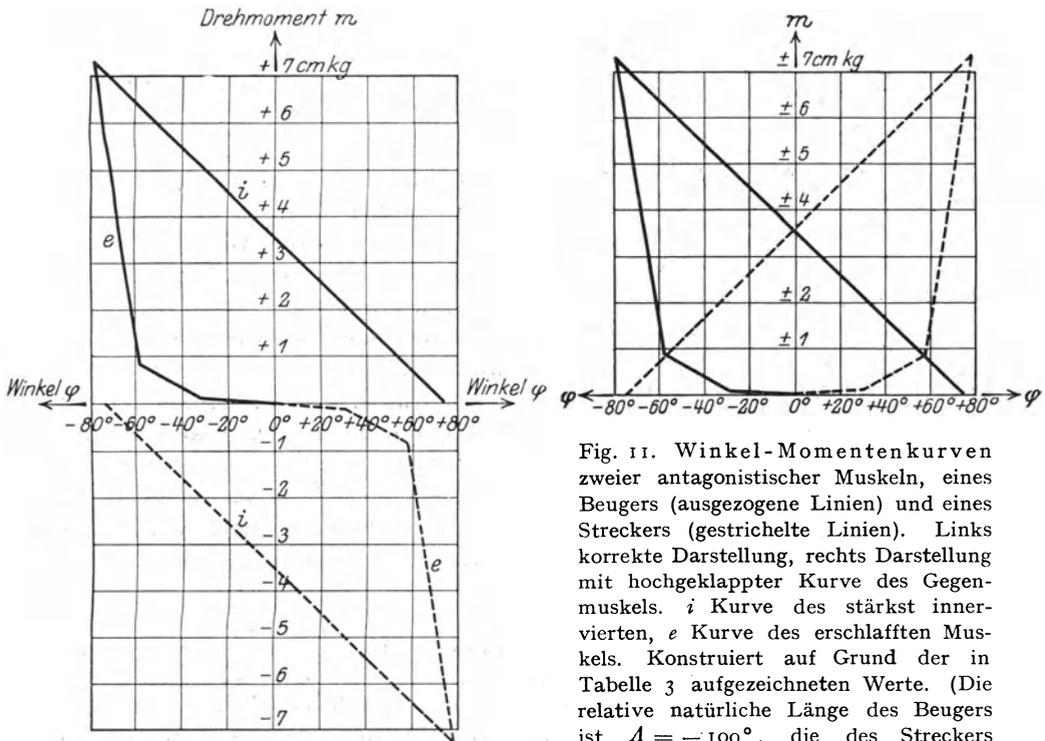


Fig. 11. Winkel-Momentenkurven zweier antagonistischer Muskeln, eines Beugers (ausgezogene Linien) und eines Streckers (gestrichelte Linien). Links korrekte Darstellung, rechts Darstellung mit hochgeklappter Kurve des Gegenmuskels. *i* Kurve des stärkst innervertierten, *e* Kurve des erschlafften Muskels. Konstruiert auf Grund der in Tabelle 3 aufgezeichneten Werte. (Die relative natürliche Länge des Beugers ist $\Delta = -100^\circ$, die des Streckers des ersteren ist $Qr = +1 \text{ cm}^3$, das des

letzteren $Q^*r^* = -1 \text{ cm}^3$, die Entspannungswinkel sind $\Phi = \Phi^* = 0^\circ$.)

Wir können nun das Bild, welches uns die Winkel-Momentenkurve von den im Gelenk wirksamen Kräften gibt, noch anschaulicher gestalten, indem wir aus der geradelaufenden die rundlaufende Winkel-Momentenkurve machen (Fig. 22 b in § 29 b). Die Abszissen unserer Kurve geben ja die Winkel an, um welche das Gelenk gedreht ist. Nun führen wir die Abszissenachse selber in einem Kreisbogen, und zwar so, daß die Krümmung der Kreislinie jeweils dem Gelenkwinkel entspricht. Die Ordinaten, welche wir nach wie vor als Lote auf der Abszisse errichten, schneiden sich jetzt in einem Punkt, dem Mittelpunkt unsres Kreises, und dieser Punkt gibt zugleich die Lage der Gelenkachse an. Die Winkel, welche die Ordinaten miteinander bilden, stimmen mit den darzustellenden Gelenkwinkeln überein. Unsre Kurve gibt dann nicht nur eine Anschauung von den in

jeder Winkelstellung des Gelenks erzielbaren Drehmomenten, sondern auch von dieser Winkelstellung selber. Sie stellt die Gelenkwinkel mitsamt den einem jeden zugehörigen Drehmomenten bildlich dar. Diese Methode der Aufzeichnung ist der als Darstellung durch Polarkoordinaten bekannten sehr ähnlich ohne doch völlig mit ihr übereinzustimmen.

Dagegen ist das von dem Wiener Orthopäden HERZ eingeführte „Gelenkmuskeldiagramm“ ein System richtiger Polarkoordinaten, von welchen jede für eine bestimmte Winkelstellung des Gelenks die ungeschiedene Gesamtsumme aller Drehmomente angibt, welche das Gelenk bei stärkster Kraftanspannung in einer bestimmten Ebene zu bewegen suchen. Mittels seines „Gewicht-Hebel-Dynamometers“ mißt HERZ in sinnreicher Weise gleichzeitig den Gelenkwinkel und die bei demselben von der stärksten arbeitenden Versuchsperson erzielte Gesamtsumme von Drehmomenten. Das Verständnis seiner theoretischen Auseinandersetzungen ist dadurch erschwert, daß er als Zugkräfte der Muskeln unterschiedslos bald ihre Spannungen bald ihre Drehmomente bezeichnet und in Rechnung stellt.

Ebenso wie wir früher bei unsern Darstellungen der Längen-Spannungskurven (Fig. 1—4) die natürliche Länge des Muskels L auf der Abszisse anzeichneten, können wir auf unseren neuen Bildern der Winkel-Momentenbeziehungen die relative natürliche Länge des Muskels $L/\phi = A$ zur Anschauung bringen. Diese Größe hatten wir auch als den natürlichen Ausschlag des Gelenks für den Muskel bezeichnet und erkannt (§ 7b Schluß), daß sie nichts anderes ist als der Gelenkwinkel, welcher bei Verlängerung des Muskels um die natürliche Länge durchlaufen wird. Diesen Winkel können wir auf der Abszissenachse unsres Koordinatensystems ohne weiteres abtragen, und das ist auf den meisten der Fig. 19—24 geschehen. Ferner können wir natürlich auch den Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$ auf oder an dieser Achse anzeichnen und das ist in diesen Figuren gleichfalls durchgeführt. Auf letztere Größe kommen wir später (§ 28) noch genauer zu sprechen.

d) Wir haben bisher angenommen, daß unser Muskel an einem einzigen einfachen Scharniergelenk arbeite. Wir wollen nun einige andre weniger einfache Fälle betrachten und für sie diejenigen Gleichungen, welche wir im weiteren Verlauf unserer Untersuchung brauchen werden, entwickeln. Wir nehmen zunächst an, daß der Muskel eine Kette von drei einfachen Scharniergelenken überspannt.

Dann gilt gemäß § 5d und e:

$$l = L - \Sigma L + \Sigma l = L - \Sigma L + \varphi, \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi'', \frac{s''}{\varphi''} + \varphi''', \frac{s'''}{\varphi'''}$$

Ferner gilt, wenn wir mit Φ , den Entspannungswinkel bezeichnen, welcher im ersten Gelenk statt hat, falls die andern in Normalstellung verharren (vgl. § 5e und später § 14a):

$$\Sigma L = \Phi, \frac{s_1}{\varphi_1}$$

und mithin:

$$l = L + (\varphi, - \Phi), \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi'', \frac{s''}{\varphi''} + \varphi''', \frac{s'''}{\varphi'''}$$

Daraus ergeben sich für die Drehmomente des Muskels am ersten Gelenke die Gleichungen

$$\left\{ \begin{aligned} m_1 &= \frac{i \bar{K} Q r_1}{\alpha L} \left(\alpha L + (\varphi_1 - \Phi_1) \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi_{11} \frac{s_{11}}{\varphi_{11}} + \varphi_{111} \frac{s_{111}}{\varphi_{111}} \right), \\ \dot{m}_1 &= \frac{Q r_1 E}{L} \left((\varphi_1 - \Phi_1) \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi_{11} \frac{s_{11}}{\varphi_{11}} + \varphi_{111} \frac{s_{111}}{\varphi_{111}} \right), \\ \ddot{m}_1 &= Q r_1 \left[\left((\varphi_1 - \Phi_1) \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi_{11} \frac{s_{11}}{\varphi_{11}} + \varphi_{111} \frac{s_{111}}{\varphi_{111}} \right) \frac{E + E'}{L} + (1 - \beta) E' \right], \\ \ddot{\ddot{m}}_1 &= Q r_1 \left[\left((\varphi_1 - \Phi_1) \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi_{11} \frac{s_{11}}{\varphi_{11}} + \varphi_{111} \frac{s_{111}}{\varphi_{111}} \right) \frac{E + E' + E''}{L} + (1 - \beta) E' + (1 - \gamma) E'' \right]. \end{aligned} \right.$$

Ein ebensolches Vierblatt von Gleichungen in welchem nur der Hebel des Muskels am ersten Gelenk r_1 ersetzt ist durch r_{11} , seinen Hebel am zweiten Gelenk, gibt uns die Drehmoments m_{11} , \dot{m}_{11} , \ddot{m}_{11} , $\ddot{\ddot{m}}_{11}$ unsres Muskels am zweiten Gelenk an, ein drittes in welchem r_{111} eintritt die Drehmoments m_{111} , \dot{m}_{111} , \ddot{m}_{111} , $\ddot{\ddot{m}}_{111}$ am dritten Gelenk.

Benutzen wir statt des Entspannungswinkels Φ_1 am ersten Gelenk den Entspannungswinkel Φ_{11} am zweiten so erhalten wir drei neue Vierblätter von Gleichungen in welchen jedesmal an die Stelle von

$$(\varphi_1 - \Phi_1) \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi_{11} \frac{s_{11}}{\varphi_{11}} + \varphi_{111} \frac{s_{111}}{\varphi_{111}}$$

der Ausdruck

$$\varphi_1 \frac{s_1}{\varphi_1} + (\varphi_{11} - \Phi_{11}) \frac{s_{11}}{\varphi_{11}} + \varphi_{111} \frac{s_{111}}{\varphi_{111}}$$

gesetzt ist. Und endlich gilt ein entsprechendes Dutzend weiterer Gleichungen für den Fall, daß wir den Entspannungswinkel Φ_{111} am dritten Gelenk einführen.

Messen wir den Winkel in Bogenlängen statt in Graden (§ 5g) so gilt

$$\left\{ \begin{aligned} l &= L - r_1(\hat{\varphi}_1 - \hat{\Phi}_1) - r_{11}\hat{\varphi}_{11} - r_{111}\hat{\varphi}_{111}, \\ m_1 &= \frac{i \bar{K} Q r_1}{\alpha L} (\alpha L - r_1(\hat{\varphi}_1 - \hat{\Phi}_1) - r_{11}\hat{\varphi}_{11} - r_{111}\hat{\varphi}_{111}), \\ \dot{m}_1 &= \frac{Q r_1 E}{L} (r_1(\hat{\Phi}_1 - \hat{\varphi}_1) - r_{11}\hat{\varphi}_{11} - r_{111}\hat{\varphi}_{111}) \\ &\quad \text{usf.} \end{aligned} \right.$$

e) Wir gehen nun zu dem Fall über, daß der Muskel an einem einzigen Gelenk arbeitet, welches aber nach zwei aufeinander senkrecht stehenden Richtungen bewegt werden kann (Doppelscharniergelenk).

Wir unterscheiden die zweite Richtung indem wir statt der Buchstaben φ , s , r , m die Buchstaben ψ , s , r , m verwenden. In diesem Fall, der beispielsweise bei den eigentlichen Handgelenksbewegern statt hat, gilt für den Fall daß die Winkelausschläge gering sind (vgl. oben § 5e):

$$l = L - \Sigma L + \varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \psi \left(\frac{s}{\psi} \right)$$

und somit für die Kurve des innervierten Muskels:

$$m = \frac{i\bar{K}}{\alpha} \frac{Qr}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} + \alpha L - \Delta L \right),$$

$$m = \frac{i\bar{K}}{\alpha} \frac{Qr}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} + \alpha L - \Delta L \right)$$

und für das erste Teilstück der Kurve des erschlafften Muskels:

$$\dot{m} = \frac{QrE}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L \right),$$

$$\dot{m} = \frac{QrE}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L \right).$$

g) Wir fassen nun den weiteren Fall ins Auge, daß außer dem einen Gelenk noch andre von unserm Muskel überzogen werden, welche aber nicht bewegt werden, sondern ein für allemal festgestellt bleiben. Dieser Fall trifft für die langen Fingermuskeln zu, wenn bei festgehaltener Fingerstellung, etwa bei geschlossener Faust, Bewegungen im Handgelenk ausgeführt werden. Wir können die durch die Einstellung der nicht beweglichen Gelenke (Fingergelenke) bewirkte bleibende Längenänderung als Zusatzlänge auffassen, welche wir der Länge bei Normalstellung hinzufügen müssen, damit die betreffende Fingerhaltung eingenommen werden kann. Wir markieren sie demgemäß mit dem Zeichen ΔL_F .

Dann haben wir im Anschluß an die Gleichungen des vorigen Abschnitts:

$$l = L - \Delta L + \Delta L_F + \varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi},$$

und daraus für den innervierten Muskel am Doppelscharniergelenk:

$$m = \frac{i\bar{K}}{\alpha} \frac{Qr}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} + \alpha L - \Delta L + \Delta L_F \right)$$

$$= \frac{i\bar{K}}{\alpha} Qr \left(\alpha + \frac{\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L + \Delta L_F}{L} \right),$$

$$m = \frac{i\bar{K}}{\alpha} \frac{Qr}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} + \alpha L - \Delta L + \Delta L_F \right)$$

$$= \frac{i\bar{K}}{\alpha} Qr \left(\alpha + \frac{\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L + \Delta L_F}{L} \right).$$

Bei der graphischen Darstellung trägt man der bleibenden Längenänderung ΔL_F dadurch Rechnung, daß man die ganze Kurve auf der Abszisse verschiebt, und zwar um ebenso weit, als der Spannungswinkel verschoben ist, nämlich um den Verschiebungswinkel

$$\Phi_F = \Delta L_F \frac{s}{\varphi}.$$

Solche verschobene Kurven zeigt die Fig. 23.

h) Bei allen unsern bisherigen Entwicklungen haben wir, wenn wir vom innervierten Muskel sprachen, immer nur den kräftig innervierten im Auge gehabt, dagegen den schwach innervierten, über dessen besondere Verhältnisse wir in § 4d sprachen, ganz vernachlässigt. Es geschah das deshalb weil wir Berechnungen, in welchen der schwach innervierte Muskel eine Rolle spielt, im weiteren Verlauf dieser Untersuchungen nicht anstellen werden. Sollte aber dies Bedürfnis doch einmal auftreten, so wäre das Versäumte leicht nachzuholen. Auszugehen wäre von der Gleichung $\check{p} = EQ \frac{l - \check{L}}{L}$ in welcher \check{L} die Länge bedeutet bis zu welcher der schwach innervierte Muskel sich, wenn nicht behindert, verkürzt. Sie ist das Seitenstück zur natürlichen Länge L . Bezeichnen wir mit $\check{\Phi}$ den Winkel bei dieser Länge, der dem Entspannungswinkel Φ analog ist, so haben wir für sie die Gleichung $\check{L} = \Phi \left(\frac{L}{\Phi} \right)$. Diesen Wert an Stelle von $\Phi \left(\frac{L}{\Phi} \right)$ in unseren bisherigen Gleichungen für \check{m} einführend, erhalten wir sofort für den eingelenkigen Muskel am einfachen Scharniergelenk:

$$\check{m} = QrE(\varphi - \check{\Phi}) \frac{s}{\varphi} / L,$$

für den drei einfache Scharniergelenke überspannenden Muskel

$$\check{m}_1 = \frac{QrE}{L} \left((\varphi_1 - \check{\Phi}_1) \frac{s_1}{\varphi_1} + \varphi_{11} \frac{s_{11}}{\varphi_{11}} + \varphi_{111} \frac{s_{111}}{\varphi_{111}} \right)$$

usf.

i) Endlich ist noch von einer besonderen Schreibweise zu sprechen, die unter Umständen sich als vorteilhaft erweist. Das Drehmoment ist, wie unsre Formeln zeigen, stets dem Innervationsgrad proportional. Machen wir nun Drehmomente von einem bestimmten gleichbleibenden Innervationsgrad durch ein über den betreffenden Buchstaben übergesetztes kleines Dach kenntlich und bezeichnen wir mit x oder y den Bruchteil dieses bestimmten Innervationsgrades, welche ein gewisses anderes Drehmoment aufweist, so haben wir für dieses andere Drehmoment die Gleichung $m = x \hat{m}$. Für eine Summe von Drehmomenten, von welchen einige denselben Innervationsgrad, andre nur Bruchteile x oder y desselben aufweisen, ergibt sich also die Schreibweise:

$$\sum m = \hat{m}_a + \hat{m}_b + m_c + m_d = \hat{m}_a + \hat{m}_b + x \hat{m}_c + y \hat{m}_d.$$

Falls der betreffende Innervationsgrad der maximale ist, schreiben wir gemäß früherer Festsetzung:

$$\sum m = \bar{m}_a + \bar{m}_b + x \bar{m}_c + y \bar{m}_d.$$

Ganz entsprechende Schreibweisen gelten natürlich für andre Drehmomentensummen wie $\sum m$, $\sum M$, $\sum \mathfrak{M}$.

§ 11. Die schräge Muskelfaser

Wir haben bisher angenommen, daß die einzelne Muskelfaser in der Richtung der Muskelsehne liegt und zieht (vgl. oben § 5d). Diese Voraussetzung trifft aber nur in der Minderzahl der Fälle zu. Meist laufen die Fasern schräg auf die Sehne zu, der Muskel ist gefiedert gebaut, wie man sagt. Die Zusammenziehung des Muskels sucht zwar die Fasern gerade, d. h. in die Richtung der Sehne zu stellen, aber diesem Streben tritt der Zug gegenüberliegender Fasern beim doppeltgefiederten Muskel oder der

Druck des aus den benachbarten Fasern gebildeten Polsters beim einfach gefiederten Muskel wirksam entgegen, wie das Fig. 12 anschaulich macht. Demgemäß wirkt nur ein Teil der vom Muskel entwickelten Anspannung als Zugkraft auf die Sehne und dadurch auf das Gelenk, ein anderer Teil wird durch den Zug anderer Fasern oder durch den Druck gegen solche aufgehoben. Indem wir die Zugkraft nach dem Satz vom Parallelogramm der Kräfte zerlegen, erkennen wir leicht, welcher Anteil auf diesem Wege verloren geht und welcher für die Wirkung auf die Sehne übrig bleibt (vgl. Fig. 12).

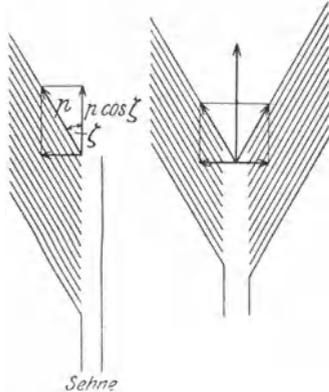


Fig. 12. Zugrichtung der schräg ansetzenden Muskelfaser beim einfach und beim doppelt gefiederten Muskel. ζ Fiederungswinkel.

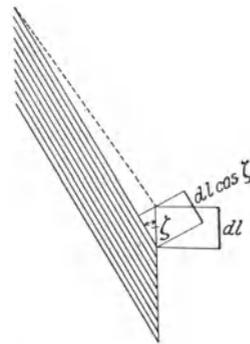


Fig. 13. Verkürzung der schräg ansetzenden Muskelfaser.

Ist dieser Verlust nicht eine unzweckmäßige Vergeudung von Muskelkraft? Sehen wir näher zu und rechnen wir! Wenn wir den Fiederungswinkel mit ζ bezeichnen, so wirkt auf die Sehne statt des Zuges p nur der Zug $p \cdot \cos \zeta$. Wir tragen dem Rechnung, indem wir bei unsrer Ermittlung des Drehmoments statt des Querschnitts Q den „rechnungsmäßigen“ Querschnitt $Q \cos \zeta$ in Ansatz bringen.

Nun lassen wir den Muskel sich verkürzen. Dann sehen wir, daß die Verkürzungsstrecke der schrägen Faser geringer ist, als die der geraden Faser oder der Sehne (vgl. Fig. 13), und zwar beträgt sie statt dl nur $dl \cos \zeta$. Die spezifische Längenänderung ist natürlich in gleichem Maß verkleinert und beträgt statt $\frac{\delta l}{l}$ nur noch $\frac{\delta l}{l} \cos \zeta$ und die relative natürliche Länge ist entsprechend vermehrt und mißt jetzt $L/\frac{\delta l}{l} \cos \zeta$, also so viel wie sie betragen würde, wenn wir unsre Fasern gerade richten und gleichzeitig die natürliche Länge von L auf $L/\cos \zeta$ vermehren würden. Die relative Entspannungslänge ist in gleichem Maß durch die Schrägstellung vergrößert und mißt jetzt $\Delta L/\frac{\delta l}{l} \cos \zeta$, also ebensoviel wie bei einer geradeverlaufenden Faser, deren Entspannungslänge $\Delta L/\cos \zeta$ beträgt.

Nun haben wir früher gesehen (§ 7, 10a), daß die mechanischen Leistungen des Muskels in seinem System von drei kombinierten maßgebenden Konstanten, wie wir sie nannten, abhängen:

dem Querschnitt-Hebelprodukt $Q r$,

der relativen natürlichen Länge $L/\frac{\delta l}{l}$,

der relativen Entspannungslänge $\Delta L/\frac{\delta l}{l} = \Phi$ (Entspannungswinkel),

und daß von sämtlichen individuellen Konstanten des Muskels nur diese drei in den Gleichungen auftreten, welche seine Leistungen mathematisch darstellen. Daraus folgt, daß unsre sämtlichen diesbezüglichen Gleichungen, welche wir bisher für die geradeverlaufende Muskelfaser entwickelt haben, auch für die schrägansetzende Geltung haben, wenn wir nur statt der wirklichen Längen L und ΔL die rechnermäßigen Längen $L/\cos\zeta$ und $\Delta L/\cos\zeta$ und statt des wirklichen Querschnitts Q den rechnermäßigen Querschnitt $Q \cos\zeta$ einstellen (vgl. später § 15, 16).

Eine Frage interessiert uns besonders: Wie steht es mit der Güte der Gesamtleistung, als deren Maß wir das Produkt $QL = V$ gefunden hatten? Sie bleibt genau dieselbe, ob die Faser gerade oder schräg ist, denn das Produkt des rechnermäßigen Querschnitts mit der rechnermäßigen natürlichen Länge ist gleich dem Produkt des wirklichen Querschnitts mit der wirklichen natürlichen Länge:

$$Q \cos\zeta \cdot \frac{L}{\cos\zeta} = Q \cdot L.$$

Was die Faser bei der Schrägstellung durch Verminderung des rechnermäßigen Querschnitts einbüßt, gewinnt sie an rechnermäßiger Länge. Die schräge Faser ist also einer geraden Faser von geringerem Querschnitt, aber größerer Länge mechanisch gleichzuachten, und um sie einer geraden Faser gleichwertig zu machen, brauchen wir nur ihre Muskelsubstanz etwas anders zu verteilen, d. h. wir müssen sie kürzer, aber dafür dicker machen. Dann werden ihr Querschnitt und ihre Länge eben dasselbe leisten, wie der anatomische geringere Querschnitt und die anatomisch größere Länge des geraden Muskels.

Der Fiederungswinkel ζ ist von uns als konstant vorausgesetzt worden. In Wirklichkeit erleidet er durch die Zusammenziehung des Muskels eine Veränderung, wird bei Verkürzung größer, bei Streckung kleiner. Doch wollen wir von dieser Komplikation absehen.

Im Fiederungswinkel haben wir eine neue individuelle Konstante unsrer Muskelfaser vor uns. Jedoch brauchen wir uns mit dieser sechsten Konstanten nicht viele Mühe zu geben, da wir sie durch Einführung der rechnermäßigen Längen und des rechnermäßigen Querschnitts sogleich wieder ausschalten. Vielleicht wird es sich später einmal empfehlen, für die rechnermäßigen Größen eigene Zeichen einzuführen, beispielsweise Frakturbuchstaben \mathfrak{L} , \mathfrak{Q} . Dann gilt: $L/\cos\zeta = \mathfrak{L}$ und $Q \cdot \cos\zeta = \mathfrak{Q}$.

Der Begriff des effektiven (= rechnermäßigen) Querschnitts und der effektiven Faserlänge stammt von STRASSER (1917, III, S. 46), die Bezeichnung Fiederungswinkel von K. FICK.

§ 12. Die mechanischen Muskeleinheiten.

Wir hatten eingangs unsrer Untersuchung über die Muskelmechanik (vgl. § 3 und § 5d) festgesetzt, daß sich unsre sämtlichen Überlegungen nur auf die einzelne Muskelfaser oder auf das Muskelbündel, d. h. auf eine Gemeinschaft von Fasern, die völlig gleichgebaut parallel nebeneinander liegen und an gemeinsamen Anheftpunkten enden, beziehen sollten. Wir hatten ferner vorausgesetzt, daß Muskelfaser und Muskelbündel in der Richtung der Sehne verlaufen und ziehen. Nur bei derartig einfacher

und geometrisch leicht übersehbarer Anordnung konnten wir von vornherein die Art, wie jedes Urelement an der Muskeltätigkeit sich beteiligt, durchschauen und in Rechnung stellen. Nur auf so einfach gebaute Muskeln, für welche wir die *Musculi lumbricales* als Beispiel anführten, hatten unsre Überlegungen bis dahin Geltung. Wir haben dann im letzten Paragraphen die schräg in die Sehne eingepflanzte Muskelfaser kennengelernt und gesehen, wie wir die Ergebnisse unsrer Untersuchungen auf sie übertragen dürfen. Diese Ergebnisse erhielten damit Geltung für jede Muskelfaser und jedes Bündel. Da aber die Zahl der einzelnen Bündel im menschlichen Körper außerordentlich hoch ist, müssen wir danach trachten, dieselben zu größeren Einheiten zusammenzufassen, falls uns nicht in dieser Menge die Übersicht verloren gehen soll. Wir dürfen nun zunächst alle diejenigen Fasern als eine mechanische Einheit ansprechen, welche in ihren mechanischen Eigenschaften Übereinstimmung zeigen. Diese Eigenschaften aber drücken sich in unsern individuellen Konstanten aus. Als mechanische Muskeleinheit können wir demnach eine Mehrheit von Fasern betrachten, welche gleiche natürliche Länge, gleiche Entspannungslänge und Endlängen, gleichen Hebel für alle in Betracht kommenden Bewegungen (und damit auch gleiche Zugrichtung), gleichen Fiederungswinkel besitzen. Der Querschnitt einer solchen Einheit ist dann gleich dem Gesamtvolumen dividiert durch die natürliche Länge. Damit haben wir einen wesentlichen Schritt vorwärts getan, denn wir können jetzt auch Muskelfasern zusammenfassen, welche nicht parallel sind, sondern etwa von verschiedenen Seiten her sich an einer gemeinsamen Sehne ansetzen (vgl. Fig. 12b.).

Nun dürfen wir diese strengen Forderungen weiter ermäßigen, indem wir uns damit begnügen, Übereinstimmung nur der rechnermäßigen natürlichen Länge und der rechnermäßigen Entspannungslänge zu verlangen und den Fiederungswinkel vernachlässigen. Dadurch wächst die Möglichkeit der Zusammenfassung abermals bedeutend. Denn es gibt zahlreiche anatomische Muskeleinheiten, welche aus mittleren, mehr geradeverlaufenden längeren und aus seitlichen, mehr schräggestellten kurzen Fasern aufgebaut sind (vgl. Fig. 14a). Man denke an die auf den Unterschenkelknochen ausgespannten *Musculi tibiales*, *peronei*, *flexores digitorum pedis et hallucis longi*. Ich vermute, daß eine genauere Messung bei ihnen dartun wird, daß Schräge und Länge sich derart verbinden, daß die rechnermäßige Länge stets dieselbe ist. Solche Messungen sind allerdings meines Wissens bisher nicht angestellt worden. Den rechnermäßigen natürlichen Querschnitt eines solchen Muskels erhalten wir, indem wir das Volumen durch die rechnermäßige natürliche Länge dividieren.

Wir können aber noch einen Schritt weitergehen und als mechanische Muskeleinheit im weiteren Sinn jene Fasern zusammenfassen, welche, wenn auch nicht gleiche rechnermäßige natürliche Länge, so doch gleiche relative (rechnermäßige) natürliche Länge besitzen. Denn wir haben ja oben gesehen, daß für die mechanischen Leistungen des Muskels nicht die natürliche Länge selbst, sondern nur die relative natürliche Länge

$L/\frac{\pi}{180} \frac{L}{r}$ in Betracht kommt. Als Typus eines derartigen Muskels

dürfen wir wohl den Brachioradialis ansprechen, dessen fächerförmig sich ausbreitende Fasern um so kürzer sind, je näher sie dem Gelenk vorüberziehen (vgl. Fig. 14b). Daß wirklich die relative natürliche Länge seiner verschiedenen Fasern dieselbe ist, folgt daraus, daß die relative Gesamtverkürzung bei den verschiedenen Muskelportionen sehr nahezu übereinstimmt, wie ED. WEBERS Messungen ergeben haben. (Die relative Gesamtverkürzung nämlich, eine Größe, von welcher wir noch sprechen werden, ist gleich dem Gesamtausschlag, der ja selbstverständlich für alle Fasern übereinstimmt, dividiert durch die relative natürliche Länge. Vgl. § 27 und Tabelle 26.) Auch die relative Entspannungslänge oder der Entspannungswinkel $\Delta L/\bar{\phi} = \Phi$ muß für alle Fasern gleich sein, damit wir unsre Formeln ohne weiteres anwenden können.

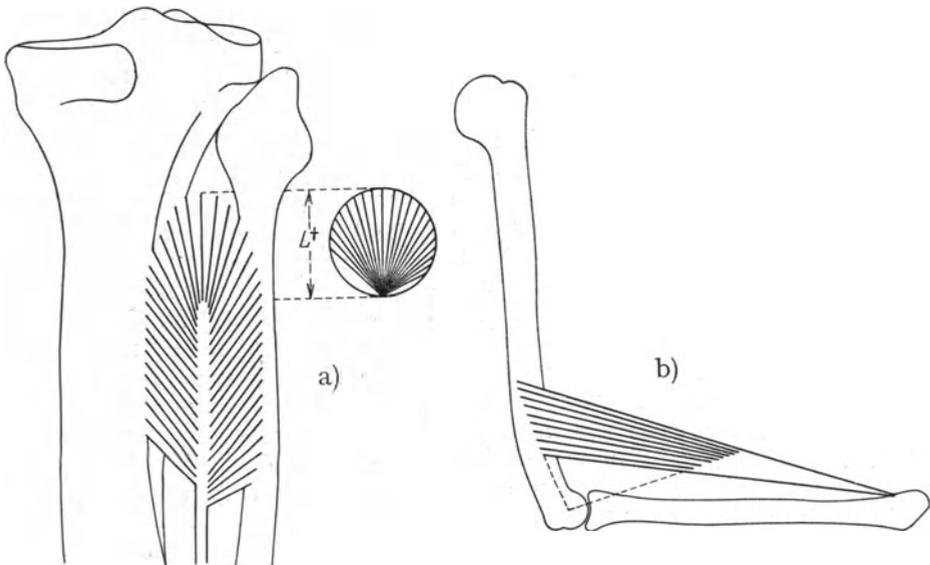


Fig. 14. Mechanische Muskeleinheiten.

a) Muskel mit gleicher rechnermäßiger Länge der Fasern wiewohl verschiedener wirklicher Länge (mechanische Muskeleinheit im engeren Sinn). ζ Fiederungswinkel, L' natürliche Länge der geraden Faser oder des ausgezeichneten Bündels (§ 15). Die Länge jeder schrägen Faser ist $L = L' \cos \zeta$. Die rechnermäßige natürliche Länge derselben ist $\Omega = L/\cos \zeta$ und folglich für alle Fasern dieselbe, nämlich $L/\cos \zeta = L' \cos \zeta/\cos \zeta = L'$. — Die Nebenfigur auf der rechten Seite gibt die bei der Herstellung der Hauptfigur benutzte Hilfskonstruktion, nämlich einen um die Länge der geraden Faser als Durchmesser geschlagenen Kreis, von dessen Tiefpunkt (zugleich unterem Endpunkt des Durchmessers) aus wir Sehnen unter den verschiedenen Winkeln ζ gezogen haben. Die Länge dieser Sehnen gibt die Länge der entsprechenden schrägen Muskelfasern an. Denn wenn wir das obere Ende einer Sehne mit dem Höchstpunkt des Kreises (der zugleich das obere Ende des Durchmessers darstellt) durch eine gerade Linie verbinden, so erhalten wir ein rechtwinkliges Dreieck, dessen Hypotenuse die Länge L' und dessen untere Kathete folglich die Länge $L' \cos \zeta$ besitzt.

b) Muskel mit gleicher relativer Länge der Fasern wiewohl verschiedener wirklicher Länge (mechanische Muskeleinheit im weiteren Sinn). Die (natürliche) Länge L der Muskelfasern ist proportional ihrem Abstand von der Gelenkachse. Dieser Abstand ist gleich dem Hebel und daher proportional der spezifischen Verlängerung $\frac{\Delta}{\phi}$ (vgl. § 5g).

Die relative (natürliche) Länge $\Lambda = L/\bar{\phi}$ ist folglich für alle Fasern gleich.

Somit haben wir im ganzen sechs verschiedene mechanische Muskeleinheiten unterschieden: erstens das Urelement der kontraktiven Substanz, zweitens die Muskelfaser, drittens das Muskelbündel, welches aus parallel aneinanderliegenden, genau gleichgebauten Fasern besteht, viertens eine Gemeinschaft von Fasern mit gleichen Konstanten, vor allem gleicher natürlicher Länge und Entspannungslänge, fünftens eine Gemeinschaft, bei der wir nur Übereinstimmung der rechnermäßigen Längen verlangten — eine solche Einheit wollen wir als mechanischen Muskel im engeren Sinne oder als mechanische Einheit erster Stufe bezeichnen —, sechstens endlich eine Gemeinschaft, bei der wir uns mit gleichen relativen Längen begnügen und die wir als mechanischen Muskel im weiteren Sinn des Wortes oder als mechanische Einheit zweiter Stufe ansprechen können. Auf alle diese „mechanischen Muskeln“ dürfen wir also unsere bisherigen Ergebnisse, besonders die für die Drehmomente entwickelten Formeln übertragen und guten Gewissens die Einschränkungen, die wir anfangs eingeführt hatten, fallen lassen.

Im allgemeinen werden wir wohl nur eingelenkige Muskeln als mechanische Einheiten zweiter Stufe ansprechen dürfen. Denn wenn ein Muskel mehrere Gelenke überzieht, so wird schwerlich das Verhältnis der unterschiedlichen Faserlängen zu den jeweiligen Hebeln für alle Muskelportionen an allen Gelenken dasselbe sein können, sicher z. B. dann nicht, wenn der Muskel eines dieser Gelenke als einfacher Sehnenstrang überspannt, wo dann der Hebel für alle Portionen derselbe ist. In diesem Fall könnten wir den Muskel nur bei Berechnung der Drehmomente an jenen Gelenken, für welche $L/\bar{\rho}$ bei allen Portionen denselben Wert hat, als mechanische Einheit betrachten und unsere Formeln ohne weiteres anwenden. Aber auch bei den andern Gelenken wäre eine zusammenfassende rechnerische Behandlung sämtlicher Portionen vermutlich möglich. Doch lohnen sich weitere Überlegungen in dieser Richtung nicht, ehe nicht neue anatomische Beobachtungen uns darüber aufgeklärt haben, wie die Verhältnisse im einzelnen liegen und welche der vielen denkbaren Anordnungen wirklich vorkommen und praktische Bedeutung besitzen. Dann erst wird es an der Zeit sein für die mechanischen Muskeln im weitesten Sinn, für die mechanischen Einheiten dritter und höherer Stufe die Theorie auszubauen.

Wenden wir nun den Blick von den mechanischen Muskeln wieder zu den anatomischen zurück, so werden wir vermuten, daß viele von diesen anatomischen Einheiten auch mechanische Muskeln, sei es im engeren, sei es im weiteren Sinn darstellen, vorzüglich wohl alle diejenigen Muskeln, welche, am selben Knochen entspringend, in einer deutlich ausgebildeten Sehne enden. Daß die Muskelfaserlänge aller Muskeln und auch der eben berührten innerhalb weiter Grenzen schwankt — ein Punkt, auf welchen besonders FROHSE und FRÄNKEL nachdrücklich hingewiesen haben —, wird uns in dieser Vermutung jetzt nicht irremachen. Wissen wir doch jetzt, daß trotz aller Verschiedenheit der wirklichen Länge Übereinstimmung der rechnermäßigen Länge oder der relativen natürlichen Länge bestehen kann. Freilich, daß sie wirklich besteht, können wir nur in ganz vereinzelt Fällen mit einiger Wahrscheinlichkeit behaupten. Denn noch fehlt die mechanische Muskelanatomie, welche die gesamte Skelettmusku-

latur nach entsprechenden Gesichtspunkten durchforscht und in mechanische Einheiten gliedert und diese durch Angabe der individuellen Konstanten mechanisch charakterisiert. Wir werden später noch von den Wegen, welche zu dieser Wissenschaft führen können, sprechen.

Messung der Konstanten und Messungsergebnisse.

Die individuellen Konstanten.

§ 13. Messung des Hebels und der spezifischen Verlängerung.

Die theoretische Überlegung hat uns in den verschiedenen charakterisierenden Konstanten den Ausdruck der mechanischen Eigenschaften des Muskels finden lassen. Um aber aus dieser Einsicht für die Erkenntnis der Wirksamkeit des einzelnen Muskels Nutzen zu ziehen, müssen wir die für ihn zutreffenden zahlenmäßigen Werte der Konstanten kennen. Ob und wie diese ermittelt werden können, soll uns jetzt beschäftigen. Die Aufgabe ist keine leichte und kann nur gelöst werden, indem Untersuchungen am Lebenden und Messungen an der Leiche zusammenwirken und in bestimmter Reihenfolge ineinandergreifen. Wir beginnen mit den individuellen Konstanten.

Von diesen ist der Hebel r oder die von ihm nur durch einen unveränderlichen Faktor verschiedene spezifische Verlängerung $\frac{r}{l}$ am leichtesten zu bestimmen. Zugleich ist es diejenige Größe, deren Ermittlung allen andern vorausgehen muß, da sie erst die anderen Messungen durchzuführen ermöglicht. Die Bestimmung geschieht an der Leiche. Zwei Methoden sind bisher in größerem Umfang angewendet worden und bewährt (Literatur siehe bei R. FICK 1910, S. 320f.). Die eine bestimmt die spezifische Verlängerung, die andre den Hebel. Letztere Methode wurde von O. FISCHER eingeführt. Er verfertigt Pappmodelle der in dem betreffenden Gelenk zusammenstoßenden Knochen, die er gelenkig verbindet und auf denen er Ursprung und Ansatz des Muskels markiert. Zwischen beiden Punkten befestigt er einen kleinen geistreichen Apparat, bestehend aus Kartonstreifen, die zu einem beweglichen Gestänge verbunden sind und die Größe des Hebels bei jeder Winkelstellung direkt abzulesen gestatten.

Die andere ältere Methode stammt von A. FICK und wurde an verschiedenen Gelenken von seinen Schülern E. FICK, EM. WEBER, R. FICK, ferner von DE BESSER durchgeführt. Da für unsre besondern Zwecke die die Hand- und Fingergelenke überziehenden Muskeln in erster Linie in Betracht kommen, so sei die Methode gleich in dieser besondern Anwendung, so wie sie von EM. WEBER ausgeübt wurde, beschrieben. WEBER hing einen amputierten menschlichen Arm senkrecht auf und spannte die Armknochen fest ein. Die langen Muskeln hatte er abpräpariert und nur die Sehnen zurückgelassen. An diese befestigte er proximal von den Ligamenta carpalia Fäden und leitete sie durch kleine Ringe, welche an den Ursprungsstellen der betreffenden Muskeln in den Knochen festgemacht waren. Die Fäden wurden weiter über geeignet angebrachte Rollen ge-

führt und am anderen Ende mit einem Gewicht verknüpft, das sich vor einem Maßstab auf und ab bewegen konnte. Dann wurde die Größe der Bewegung abgelesen, welche stattfand, wenn das Handgelenk aus der Normalstellung heraus um einen Winkel von 20° gebeugt oder gestreckt und wenn es um einen Winkel von 10° seitwärts bewegt wurde. Wir dürfen annehmen, daß die abgelesene Längenänderung, um welche sich das Gewicht verschob, übereinstimmt mit der Verkürzung oder Verlängerung, welche der Muskel im lebenden Arm bei gleicher Gelenkdrehung erfahren hätte. Die gleiche Messung wurde dann ebenso wie für das Handgelenk auch für einzelne Fingergelenke durchgeführt. Jedesmal wurden alle andern Gelenke, außer dem einen, an welchem gerade gemessen wurde, festgelegt. Indem man die abgelesene Längenänderung s dividiert durch die Größe des Winkels φ , erhält man die spezifische Verlängerung $\frac{s}{\varphi}$. Dadurch, daß man die Messung für verschiedene Gelenkwinkel als Ausgangsstellung ausführt, erhält man die den verschiedenen Gelenkstellungen entsprechenden Werte dieser Konstanten. Leider hat EM. WEBER seine Messungen jeweils nur für eine einzige Ausgangsstellung angestellt, welche etwa die Normalstellung gewesen zu sein scheint, bei welcher die Achse des dritten Mittelhandknochens in der Achse der Unterarmknochen und jeder Fingerringknochen in der Achse seines Mittelhandknochens steht. Seine Zahlen gelten daher, streng genommen, nur für diese Stellung, und wir wissen nicht, wie groß der Fehler ist, den wir begehen, wenn wir sie für den ganzen Winkelbereich der Gelenke als gültig anerkennen, indem wir $\frac{s}{\varphi}$ als konstant betrachten (vgl. oben § 5c). Die Ergebnisse der EM. WEBERSchen Messungen, soweit sie für uns in Betracht kommen, finden sich in unsern Tabellen 6 und 15 aufgezeichnet.

Nach derselben Methode wie EM. WEBER hat Frl. EGON DE BESSER Messungen an den uns spezieller interessierenden Muskeln ausgeführt, aber ihre Ergebnisse scheinen für unsere Zwecke weniger brauchbar, einmal, weil die Winkelausschläge bei der Seitwärtsbewegung nicht genau genug festgestellt wurden, hauptsächlich aber, weil offenbar erhebliche Messungsfehler bei ihren Versuchen untergelaufen sind. So erscheint der erstaunlich große seitliche Ausschlag des Extensor carpi radialis longus von $23 + 13 = 36$ mm undenkbar bei der angegebenen Drehung von 50° und einem Drehungshalbmesser von 22 mm (S. 51 und 49). Undenkbar erscheint mir ferner, daß die Verkürzung des Flexor sublimis bei Beugung des Grundgelenks geringer ist als die des Flexor profundus (S. 27), daß jede Verlängerung des Extensor communis bei Beugung des Endgelenks fehlt (S. 44 und sonst), und daß die Längenänderung der Streckmuskeln bei gleicher Winkeldrehung niemals durch Überstreckung zunimmt, da hierbei doch die Sehne von der Gelenkachse abbrückt (S. 31, 33, 34). Ich habe daher von der Verwendung des Zahlenmaterials dieser Autorin, das, wenn zuverlässig, sehr wertvoll wäre, ganz Abstand genommen.

§ 14. Messungen der Entspannungslänge.

a) Prinzip. Nachdem wir die spezifische Verlängerung oder den Hebel und gegebenenfalls die verschiedenen Hebel eines Muskels erkundet haben, können wir zur Ermittlung der Entspannungslänge übergehen. Diese Messung muß am Lebenden geschehen, da die Spannungsverhältnisse des Muskels nach dem Tode sich wesentlich verändern. Das Prinzip der Messung ist dieses: Bei völlig erschlafte[m] Muskel setzen wir sein Gelenk oder eines seiner Gelenke, falls er mehrere versorgt, passiv in Bewe-

gung und probieren hin und her bewegend diejenige Stellung aus, bei der die Sehne sich eben spannt, wenn die Bewegung dem Muskelzug entgegen erfolgt, und sich eben abspannt, wenn sie in seinem Sinn stattfindet. Diese Stellung legen wir dann durch Ausmessung aller in Betracht kommenden Winkel fest. Aus diesen Winkeln berechnen wir die Entspannungslänge unter Benutzung der bekannten Werte der spezifischen Verlängerungen gemäß den früher (§ 5e) entwickelten Formeln. Demgemäß haben wir für den Fall, daß es sich nur um ein einziges einfaches Scharniergelenk handelt, die Gleichung

$$\Delta L = \Phi \left(\frac{s}{\varphi} \right),$$

d. h. die Entspannungslänge ΔL ist gleich dem Entspannungswinkel Φ multipliziert mit der spezifischen Verlängerung $\frac{s}{\varphi}$.

Falls wir es mit einer Kette einfacher Scharniergelenke zu tun haben, ist es jeweils eine Gruppe von Winkelstellungen, welche erst durch ihr Zusammentreffen Entspannung bewirken. Indem wir die einzelnen Winkel der Gruppe durch einen übergesetzten kleinen Haken als bedingte und sich gegenseitig bedingende Entspannungswinkel kennzeichnen, schreiben wir im Fall einer dreigelenkigen Kette:

$$\Delta L = \check{\varphi}' \left(\frac{s'}{\varphi'} \right) + \check{\varphi}'' \left(\frac{s''}{\varphi''} \right) + \check{\varphi}''' \left(\frac{s'''}{\varphi'''} \right).$$

Solche Gruppen zusammengehöriger und sich gegenseitig bedingender Entspannungswinkel gibt es natürlich beliebig viele. Der einzelne Winkel ist Entspannungswinkel nur kraft seiner Zugehörigkeit zur Gruppe und alle möglichen Winkel eines Gelenkes können in diesem bedingten Sinn Entspannungswinkel werden.

Wir können aber auch die Festsetzung treffen, daß alle Gelenke, deren Zahl x sei, bis auf ein einziges in Normalstellung verharren sollen. Dann ist für dieses einzige Gelenk eine und nur eine ganz bestimmte Stellung als Entspannungswinkel definiert. Für diesen ausgezeichneten oder eigentlichen Entspannungswinkel, den wir stets meinen, wenn wir künftig in solchem Fall vom Entspannungswinkel kurzweg sprechen, gilt die Gleichung

$$\Delta L = \Phi_x \left(\frac{s_x}{\varphi_x} \right).$$

Ein solcher Muskel besitzt mithin so viele eigentliche Entspannungswinkel, als er Gelenke überzieht, für jedes derselben einen.

Indem wir die zusammengehörigen und sich gegenseitig bedingenden Entspannungswinkel einer ersten Gruppe, wie schon besprochen, durch einen übergesetzten Haken kenntlich machen, die einer oder mehrerer weiteren Gruppe durch Haken, in welche wir die Ordnungszahl der Gruppe einschreiben, können wir schließlich das Gesagte zusammenfassend in folgende mathematische Rede kleiden:

$$\begin{aligned}\Sigma L &= \Phi, \left(\frac{s,}{\varphi,} \right) = \Phi'', \left(\frac{s'',}{\varphi'',} \right) = \Phi''', \left(\frac{s''',}{\varphi''',} \right) \\ &= \check{\varphi}, \left(\frac{s,}{\varphi,} \right) + \check{\varphi}'', \left(\frac{s'',}{\varphi'',} \right) + \check{\varphi}''', \left(\frac{s''',}{\varphi''',} \right) \\ &= \check{\varphi}, \left(\frac{s,}{\varphi,} \right) + \check{\varphi}'', \left(\frac{s'',}{\varphi'',} \right) + \check{\varphi}''', \left(\frac{s''',}{\varphi''',} \right).\end{aligned}$$

Ferner ist:

$$\begin{aligned}\Phi, &= \check{\varphi}, + \check{\varphi}'', \left(\frac{s''}{\varphi''} \right) \left| \left(\frac{s,}{\varphi,} \right) + \check{\varphi}''', \left(\frac{s'''}{\varphi'''} \right) \left| \left(\frac{s,}{\varphi,} \right) \right. \\ &= \check{\varphi}, + \check{\varphi}'' \frac{r''}{r,} + \check{\varphi}''' \frac{r'''}{r,}.\end{aligned}$$

Analoge Gleichungen gelten für Φ'' und Φ''' . Das Recht, an der Stelle des Verhältnisses der spezifischen Verlängerungen das der Hebel zu setzen, ergibt sich daraus, daß beide Werte nur durch einen konstanten Faktor sich unterscheiden (vgl. § 5g).

Alle unsre Gleichungen gelten natürlich ebenso, wenn die betreffenden Gelenke zwar mehr Bewegungen als nur Beugung und Streckung zulassen, also nicht bloß einfache Scharniergelenke sind, bei unsern Messungen aber nur als solche benutzt werden. Vgl. unsre Messungen an den langen Finger Muskeln § 14e und Tabelle 9.

Für den Fall eines einzigen Gelenks mit zweierlei Bewegungsrichtungen gelten ähnliche Überlegungen wie für den eben besprochenen Fall mehrerer Gelenke mit je einer Bewegungsrichtung. Für einen an einem Doppelscharniergelenk, etwa dem Handgelenk, arbeitenden Muskel können wir zwei Entspannungswinkel aufstellen, einen Beuge-Streckwinkel Φ , bei welchem Entspannung eintritt, wenn keine Seitwärtsbewegung stattgefunden hat, und einen seitlichen Entspannungswinkel Ψ , welcher Entspannung setzt, falls in bezug auf Beugung und Streckung das Gelenk in Normalstellung verharret. Statt durch Drehung in einer der beiden Hauptbewegungsrichtungen kann natürlich auch durch Bewegung in einer beliebigen Zwischenrichtung der Muskel entspannt werden. Gemäß den in § 5e über das Doppelscharniergelenk angestellten Betrachtungen ist die dabei stattfindende Längenänderung annähernd dieselbe wie die, welche wir erhalten, wenn wir das Gelenk aus der Normalstellung heraus erst in der einen Hauptbewegungsrichtung, dann in der andern um solche Winkelbeträge drehen, daß die gleiche Endstellung erreicht wird, und die beiden so bewirkten Längenänderungen addieren. Indem wir solche zwei zusammengehörige Winkel als $\check{\varphi}$ und $\check{\psi}$, die spezifischen Verlängerungen nach den beiden Hauptbewegungsrichtungen wie früher als $\frac{s}{\varphi}$ und $\frac{s}{\psi}$ bezeichnen, haben wir schließlich für die Entspannung im Doppelscharniergelenk die Gleichungen:

$$\Sigma L = \Phi \frac{s}{\varphi} = \Psi \frac{s}{\psi} = \check{\varphi} \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \check{\psi} \left(\frac{s}{\psi} \right).$$

Nach diesen Gleichungen sind die Beobachtungen an den eigentlichen Handgelenksbewegern in Tabelle 4 berechnet worden.

Für einen Muskel, der in Normalstellung des Doppelscharniergelenks entspannt ist, sind demgemäß beide Entspannungswinkel Φ und Ψ gleich Null. Dieser Fall trifft für die beiden Fußkanter, *Musculus tibialis posterior* und *peroneus longus* zu (vgl. Tabelle 19 und 25).

b) Wir müssen uns nun des Genaueren über die Vorgänge bei der Entspannung Rechenschaft geben, sowie über die Zeichen, an denen wir sie erkennen können, und über die Regeln für die Technik der Messung, die sich daraus ergeben. Wir betrachten dabei bloß Muskeln mit einer deutlich ausgeprägten Ansatzsehne, da diese allein für unsre Meßzwecke in Betracht kommen. Der nicht innervierte Muskel wird entspannt, sobald seine beiden Anheftpunkte durch entsprechende Drehung des Gelenks einander so weit genähert sind, daß die direkte Linie zwischen

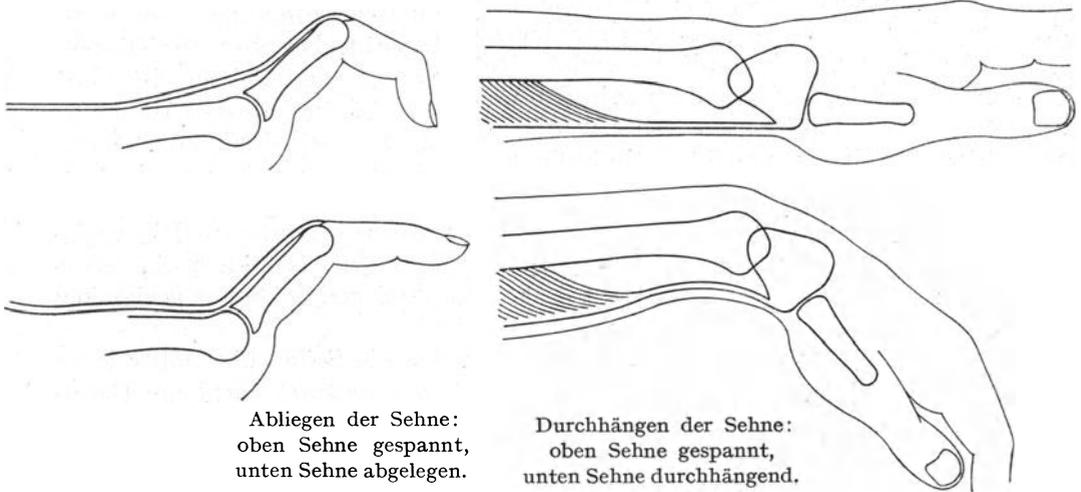


Fig. 15. Kennzeichen der Entspannung.

diesen Punkten kürzer geworden ist, als der aus dem Muskel samt seiner Sehne gebildete Strang. Der Muskel oder die Sehne kann sich dann in quere Falten legen. Solche Faltenbildung kann beobachtet werden an der Achillessehne, an der Sehne des *Triceps brachii* und am *Ligamentum patellae*, ferner an der Muskelmasse der Lendenmuskeln (RICHER). Aber eine deutliche Faltenbildung kommt, wenn überhaupt, erst dann zustande, wenn der Unterschied der Länge des Muskel-Sehnenstrangs und der direkten Linie zwischen den Anheftstellen ziemlich bedeutend geworden ist. Da es uns aber darauf ankommt, den Punkt zu bestimmen, an dem die Entspannung eben anfängt, so ist uns mit der Beobachtung der Faltenbildung nicht gedient. Wir müssen Kennzeichen haben, welche bereits den Beginn der Entspannung uns anzeigen.

Solcher Kennzeichen sind zweierlei zu unterscheiden, je nachdem ob die Sehne über einer festen oder einer losen Unterlage verläuft (Fig. 15). Im ersteren Fall zieht die Sehne, solange sie gespannt ist, über die Vertiefungen, queren Spalten und Gruben dieser Unterlage wie ein gespanntes

Seil oder ein über ein Tal führender Viadukt auf dem kürzesten Wege hinweg. Sobald sie entspannt ist, senkt sie sich in die Vertiefungen ein, kommt in ihnen zum Abliegen. Betrachten wir nun die Veränderungen etwas genauer, welche stattfinden, wenn wir von einer extremen Gelenkstellung zur andern, etwa von stärkster Beugung zu völliger Überstreckung übergehen und die zunächst weit von einander entfernten Anheftpunkte eines Streckmuskels allmählich so nahe als möglich zusammenrücken lassen. Dann sehen wir, daß wir nicht etwa nur zweierlei verschiedene Haltungen der Sehne haben: gespannte Haltung, die Vertiefungen überbrückend, und entspannte Haltung, in ihnen abliegend. Vielmehr nimmt, in dem Maße, in dem die Spannung sich vermindert, die Höhe ab, in welcher die Sehne über die Vertiefungen hinwegzieht, sie senkt sich allmählich, geradeso wie ein gespanntes Seil, dessen Spannung langsam vermindert wird. Sobald aber die Sehne abgelegen ist, wird durch noch weitere Gelenkdrehung keine weitere Veränderung in der Lage der Sehne mehr bewirkt. Die charakteristische Erscheinung, welche die vollendete Entspannung kennzeichnet, ist also nicht sowohl die Veränderung in der Haltung der Sehne, als das Aufhören weiterer Veränderungen trotz weiter fortgesetzter Gelenkdrehung. Zum Studium dieser Vorgänge sind die Strecksehnen der Finger sowie der Zehen und außerdem die Sehne des Musculus tibialis anterior besonders geeignet. Die Spalten der von diesen Sehnen überspannten und in geeigneter Stellung gehaltenen Gelenke: Sprunggelenk, Handgelenk, überstreckte Fingergrundgelenke, bilden die zum Abliegen der Sehne geeigneten Vertiefungen.

Wir betrachten nun den zweiten Fall, daß die Sehne über einer losen Unterlage liegt, wie etwa die Ansatzsehne der Flexores carpi am Handgelenk oder die des Semitendinosus und Biceps femoris in der Kniekehle. Eine solche Sehne wird bei der Entspannung „durchhängen“, d. h. sich tief und immer tiefer in die Unterlage einsenken und statt zuvor gerade, nunmehr im Bogen verlaufen. (Die Höhe des Durchhangs kann recht erheblich sein; beim Semitendinosus beträgt sie mehrere Zentimeter. Man kann diese Höhe leicht feststellen, indem man den bisher erschlafften Muskel bei unveränderter Gelenkhaltung sich kräftig anspannen und dadurch die Sehne geradeziehen läßt.) Da nun aber, wie wir eben überlegten, bereits die Verminderung der Spannung genügt, um die Höhe, in der die Sehne über der Unterlage hinwegzieht, zu verringern und leichte Bogenbildung zu bewirken, da andererseits auch nach erreichter völliger Entspannung weitere Drehung des Gelenks die Bogenform immer noch verstärkt, so fehlt hier meistens der scharfe Punkt, die Endreaktion, wie der Chemiker sagt, an der wir den Eintritt der Entspannung erkennen können.

Hier müssen wir statt des Auges das Tastgefühl als Richter heranziehen; wir müssen den Eintritt der Entspannung fühlen, da wir ihn nicht sehen können. Wenn wir durch entsprechende Drehung des Gelenks allmählich die Spannung der Sehne vermindern, so fühlt die die Sehne betastende Hand ein entsprechendes allmähliches Schlafferwerden derselben. Von dem Augenblick an aber, wo die Entspannung eingetreten ist, wird durch weitere Drehung keine Änderung mehr erzeugt. Also auch hier ist

ebenso wie vorhin das Aufhören der Änderung das charakteristische Kennzeichen. Aber freilich muß die untersuchende Hand die Prüfung so vornehmen, daß sie die Sehne nur ganz leicht hin und her bewegt. Jede stärkere Verschiebung der Sehne bewirkt als solche eine abermalige Spannung der bereits entspannten, genau so wie ein erschlafftes Seil dadurch, daß ich die Mitte erfasse und verziehe, wieder gespannt wird. Es ist daher ganz richtig, wenn TRIEPEL (S. 108), der einen, dem unsrigen entgegengesetzten Standpunkt vertritt, behauptet, daß der die Sehne betastende Finger „eine geringe Spannung bei den verschiedensten Gelenkstellungen erkennen kann“. Er braucht nur die Sehne so weit zu verschieben, daß sie sich spannt. Ja schon vorher wird der Finger, wenn er die Sehne in das unterliegende Gewebe eindrückt, den Widerstand eben dieses Gewebes als Spannung empfinden, während er eine solche nicht oder nicht in gleichem Maße spürt, wenn er in das lockere Gewebe neben der Sehne sich einsenkt, genau so, wie wenn er eine in lockerem Bindegewebe eingebettete Drüse oder geschlängelte Arterie betastet. Jedes Brett, das auf losem Material aufruhet, bietet bekanntlich mehr Widerstand, als dies Material selber, und der Skifahrer stellt sich deshalb auf ein Brett, damit er nicht im Schnee einsinkt. Um die Spannung der Sehne zu erkunden, müssen wir es daher so einrichten, daß wir diesen Widerstand der Unterlage möglichst ausschalten. Dies geschieht dadurch, daß wir nicht einfach auf die Sehne drauf tasten, sondern sie mit zwei Fingern fassen und durch seitliche Verschiebung den Widerstand, den sie einer leichtesten Verlagerung entgegengesetzt, prüfen. Die Sehne des *Musculus semitendinosus* ist für diese Untersuchungsart besonders geeignet, auch die Achillessehne ist günstig.

Jede Untersuchung wird dadurch erleichtert, daß man, wenn die Sehne auf längere Strecke zugänglich ist, den Ort der Beobachtung möglichst weit von dem Ort der Gelenkdrehung entfernt wählt, um ein ruhiges Beobachtungsfeld zu bekommen, in dem keine sonstigen Veränderungen außer den an der Sehne hervorgerufenen vor sich gehen. Der ideale Fall ist der, daß man bei einem mehrgelenkigen Muskel an einem Gelenk dreht, am andern beobachtet. So kann man die Sehnen der Daumen- und Zehmuskeln am Handgelenk oder am Sprunggelenk beobachten, während man durch Drehung der Finger- oder Zehngelenke die Sehnenlänge verändert, die Fingerstrecksehnen am Grundgelenk betrachten, während man Mittel- und Endglied des Fingers hin- und herbewegt. Bei Untersuchung des *Semitendinosus* halte man das Kniegelenk stets gleichmäßig etwa rechtwinklig gebeugt und drehe das Bein in der Hüfte um die Sehne zu spannen oder zu entspannen.

Man kann, wie schon gesagt, sowohl mittels des Auges durch Besichtigung (Inspektion) als auch mittels der Hand durch Betastung (Palpation) untersuchen. Häufig sind beide Methoden anwendbar. Dann ist im allgemeinen die Besichtigung die feinere und bessere. Läßt sich jedoch wie bei allen eingelenkigen Muskeln der Ort der Untersuchung und der Ort der Drehung nicht trennen, dann ist meist die Betastung vorzuziehen, da man bei ihr durch die andern, im Beobachtungsfeld vor sich gehenden Veränderungen weniger gestört wird. Im übrigen liegen die Verhältnisse bei jedem

Muskel verschieden, jeder fordert daher seine eigene Methode und sein eigenes Studium. Es empfiehlt sich an den erwähnten, für die Beobachtung besonders günstigen Muskeln sich einzuüben; dann wird man auch an den weniger leicht zu untersuchenden zustande kommen.

Haupterfordernis ist natürlich, für völlige Passivität des zu untersuchenden Muskels zu sorgen, jede aktive Innervation auszuschließen und insbesondere die Mithilfe des Muskels bei der Drehung des Gelenks auszuschalten. Man wird daher das Gelenk stets passiv drehen; dabei kann man sehr wohl an sich selbst Untersuchungen anstellen, indem man die eine Extremität mittels der andern oder durch Verschiebungen des Rumpfes passiv bewegt. Die Schwierigkeit besteht darin, die ungewollten reflektorischen Anspannungen des Muskels auszuschalten. Eine plötzliche passive Verlängerung der Sehne ruft nämlich reflektorisch eine tonische Muskelanspannung oder eine Vermehrung des bereits vorhandenen Tonus hervor. Diese Erscheinung ist als Sehnenreflex dem Arzt vertraut. Sie ist jedoch keineswegs auf jene Muskeln, an welchen wir sie zu diagnostischen Zwecken zu prüfen pflegen, beschränkt, sondern scheint mehr oder weniger bei allen Muskeln stattzufinden. Plötzliches Nachlassen des in der Sehne passiv ausgeübten Zuges bewirkt umgekehrt ein Abfallen der tonischen Spannung. Durch bruskes Vor- und Zurückdrehen kann man daher in jeder beliebigen Gelenkstellung ein Erschlaffen und Wiederstraffwerden der Sehne bewirken und sich so einen Entspannungspunkt vortäuschen. Um diese Täuschungsmöglichkeit auszuschließen, bewege man das Gelenk bei der Prüfung stets sanft und langsam und stets über eine größere Strecke (einen größeren Gelenkwinkel) hinweg und nehme den Entspannungspunkt nur dann als gefunden an, wenn man an einem bestimmten Punkt der Strecke und nur an diesem jene oben besprochene plötzliche Änderung oder vielmehr das plötzliche Aufhören der bisherigen Änderung bemerkt. Die Neigung zu reflektorischer Anspannung der Muskeln ist zu verschiedenen Zeiten verschieden stark; durch Frieren nimmt sie zu. Sie kann so stark sein, daß die Messung unmöglich wird. Das heißt, man erhält dann Werte, welche zu hoch liegen und eine zu geringe natürliche Länge des Muskels angeben, im übrigen sich dadurch von den richtigen Werten unterscheiden, daß sie ständig wechseln. Auch ist die Fähigkeit, die Muskeln zu entspannen, bei verschiedenen Personen verschieden und daher sind nicht alle Menschen für diese Versuche gleich geeignet. Daß nur bei leicht verschieblicher Haut und geringem Fettpolster genaue Bestimmungen möglich sind, versteht sich von selbst. Natürlich kann man die störenden Muskelanspannungen auch dadurch ausschalten, daß man in tiefer Narkose untersucht. Um Beobachtungen an Tieren anzustellen, wird dies wohl der einzig mögliche Weg sein. Weitere technische Einzelheiten werden im letzten Abschnitt dieses Paragraphen besprochen.

c) Über die Messung an den einzelnen Muskeln und Sehnen habe ich folgende Erfahrungen gemacht. Von den am Fußgelenk vorbeiziehenden Sehnen zeigt die des Musculus tibialis anterior die Erscheinung der Entspannung am schönsten. Sie ist daher zur Demonstration besonders geeignet. Außer den bereits erwähnten Sehnen der Musculi extensor digi-

torum longus, extensor und flexor hallucis longi, sowie der Achillessehne können hier noch die Sehnen der Musculi tibialis posterior, peroneus tertius und peroneus longus, letztere unterhalb des Knöchels, unschwer untersucht werden.

Die Beobachtung kann in primitiver Weise so geschehen, daß der auf dem Fußboden aufruhende Fuß der bequem auf einem Stuhl sitzenden Versuchsperson vor- und zurückgeschoben wird, bis der gewünschte Winkel im Fußgelenk gefunden ist. Oder man läßt die Versuchsperson im Bett Seitenlage einnehmen und unterlegt den Unterschenkel des oben liegenden Beins mit Kissen, so daß der Fuß bequem frei bewegt werden kann. Dann faßt man den Fuß und hebt ihn so weit an, daß er nicht mehr nach innen hängt (kantet), drückt gegen die Fußsohle ein Brettchen und bewegt unter sorgfältiger Vermeidung jeder Kantenstellung den Fuß samt dem Brettchen hin und her, bis die Entspannungsstellung gefunden ist, worauf man einen Gehilfen mittels eines Winkelmessers und eines am Unterschenkel angelegten langen Lineals den Fußwinkel feststellen läßt.

Der Fußwinkel (Fig. 16) ist der Winkel zwischen Sohle und Unterschenkelachse. Man findet letztere, oder vielmehr man findet eine gerade Linie, welche ihr parallel läuft, indem man entweder an der Außenseite des Unterschenkels vom Köpfchen des

Wadenbeins zum äußeren Knöchel eine Linie zieht oder an der Innenseite von der etwa handbreit unterhalb des Kniegelenks gut fühlbaren medialen Kante des Schienbeins nach dem inneren Knöchel. Zur Messung des Winkels dieser Linien mit dem Brettchen oder dem Fußboden habe ich den MOELTGENSCHEN Winkelmesser zweckmäßig gefunden. Alle meine Messungen, auch die Ausmessungen an von andern publizierten Abbildungen (vgl. Tabelle 22) beziehen sich auf den in dieser Weise definierten Fußwinkel. Als Fußwinkel Null nehme ich den Winkel bei der in Wirklichkeit nicht herstellbaren Stellung an, bei der die Unterschenkelachse mit der Ebene der Fußsohle parallel läuft, als Winkel -90° die Stellung, bei der sie auf dieser Ebene senkrecht steht, das ist die gewöhnliche Haltung des Fußes beim Stand. Mit einem negativen Vorzeichen versehe ich den Winkel deshalb, weil diese Stellung aus der den Winkel 0° aufweisenden Normal-

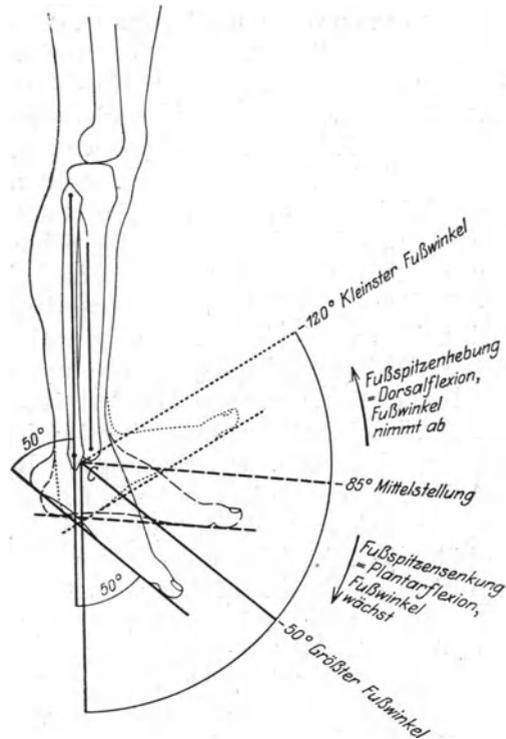


Fig. 16. Der Fußwinkel.
C Drehachse des oberen Sprunggelenks.

stellung durch eine Drehung im Sinne der Streckung (Extension) hervorgegangen ist (vgl. § 2, § 5 m).

d) An der oberen Extremität habe ich zunächst die Entspannungslängen der eigentlichen Handgelenksmuskeln bei mir selbst festgestellt. Ich ging dabei stets so zu Werke, daß ich bequem in einem Polsterstuhl sitzend den zu untersuchenden Arm vor mich hinlegte, indem ich einerseits den Unterarm, andererseits die mit der Handfläche nach unten schauende Hand durch kleine Kissen unterstützte, bis das Glied völlig bequem und spannungsfrei ruhte. Diese bequeme Lage ist das Hauptmittel, um völlige Erschlaffung der Muskulatur zu veranlassen. Dann wurde, sei es der Unterarm durch Hin- und Herbewegen des Oberkörpers, sei es die Hand durch Hilfe der andern Hand, so weit verschoben, als es nötig war, um Entspannung zu bewirken. Diese andre Hand mußte gleichzeitig die Palpation besorgen. Sollten die Beugesehnen mit dem Auge beobachtet werden, so wurde die Hand mit dem Daumen nach oben gelegt. Stets habe ich ein und dieselbe Sehne in möglichst verschiedenen Stellungen sich entspannen lassen, denn bei einem Doppelscharniergelenk kann natürlich die gleiche Verkürzung des Muskels durch Nachgeben sowohl in der einen wie in der anderen Hauptbewegungsrichtung wie auch in irgendeiner Zwischenrichtung bewirkt werden. Sobald der Entspannungspunkt gefunden war, wurde die Hand aktiv festgestellt und mittels des MOELTGENschen Winkelmessers der Winkel in jeder der beiden Hauptbewegungsrichtungen gemessen. Die Messung der Beugung und Streckung geschah durch Anlegung des Meßapparates auf dem Rücken von Hand und Vorderarm; dem abgelesenen Winkel wurde jedesmal -4° hinzugefügt (vgl. hierüber später § 60a). Die Messung der seitlichen Winkelstellung geschah durch Auflegen der hochkant stehenden Schenkel des Meßapparates auf dem Rücken von Hand und Vorderarm so, daß der eine Schenkel vom Os capitatum zum Knöchel des Mittelfingergrundgelenks, der andre Schenkel der Vorderarmachse parallel verlief. Als Normalstellung mit den Winkeln $\varphi = 0$ und $\psi = 0$ galt dabei diejenige Gelenkstellung, in welcher die Längsachse des dritten Mittelhandknochens mit derjenigen des Vorderarms zusammenfällt (§ 60a).

Die Erschlaffung der Handgelenkstrecker wird durch mäßige Streckung der Finger begünstigt, während Faustschluß leicht eine tonische Anspannung hervorruft. Die Sehne des ulnaren Streckers ist an ihrem Ansatzpunkt gut sicht- und fühlbar, die des kurzen radialen Streckers über dem Gelenkspalt; die des langen ist bloß palpatorisch genügend zugänglich; bei ihr ist die Bestimmung besonders schwierig und daher wohl auch am wenigsten sicher.

Die vier Beugesehnen sind sowohl der Inspektion wie der Palpation leicht zugänglich. Um die Sehne des Musculus abductor pollicis longus zu beobachten, muß man für Erschlaffung der unmittelbar benachbarten Sehne des Extensor pollicis brevis Sorge tragen. Die Sehne des Palmaris longus untersuchte ich bei leicht gebeugten Fingern.

e) Sodann habe ich die Entspannungspunkte zweier Finger muskeln nämlich des langen oberflächlichen Beugers und des gemeinsamen Streckers des Mittelfingers ermittelt.

Die Sehne des letzteren zu beobachten, lege ich Arm und Hand mit dem Daumen nach oben bequem auf den mit einem Bogen Papier bedeckten Tisch, so daß das Handgelenk festgestellt ist, während das Grundgelenk von der anderen Hand fixiert wird, die gleichzeitig die Mittel- und Endphalange hin und her bewegt. Das Grundgelenk ist überstreckt und läßt das Hervortreten und Wiederzurückweichen der Sehne mit dem Auge verfolgen. Die Lage der Gelenke im Moment der Entspannung wird dadurch festgestellt, daß rechteckig bestoßene Holzklötzchen an die Rückenlinien der einzelnen Glieder herangeschoben und, nachdem die Hand weggenommen ist, mit dem Bleistift umfahren werden. Auf diese Weise erhält man die Rückenlinien auf das Papier projiziert und kann die Winkel bequem ausmessen. Wir werden auf dieses Meßverfahren noch zurückkommen (vgl. § 21, § 60a, Fig. 17).

Die Sehne des *Musculus flexor sublimis digiti III* konnte ich bloß palpatologisch beobachten. Ich verfuhr dabei folgendermaßen: Bequem vor einem Tische sitzend, stütze ich den Ellbogen auf die Tischplatte und lege die vier Finger nahezu gestreckt und im übrigen völlig erschlafft gegen die Stirn. Mit dem Daumen der andern Hand betaste ich die Sehne des Muskels am Handgelenk. Durch Hin- und Herbewegen des Kopfes kann ich dann Hand- und Fingergelenke nach Belieben etwas mehr strecken oder in etwas stärkere Beugstellung fallen lassen. In dem Moment, wo ich die völlige Entspannung der Sehne am Handgelenk fühle, stelle ich sämtliche Gelenke aktiv fest und lege die steifgehaltene Hand auf ein auf dem Tisch liegendes Papier, die Kleinfingerseite nach unten und übertrage dann die Umriss in der oben beschriebenen Weise mittels rechteckig bestoßener Klötzchen auf die Papierfläche.

g) Ergebnisse I. Die Entspannungswinkel, welche ich bei mir selbst an einigen Hand- und Fußmuskeln gemessen habe, sind in den Tabellen 4, 9, 19 mitgeteilt. Betrachten wir zunächst die bei den eigentlichen Handgelenksbewegern gefundenen Werte, welche Tabelle 4 zeigt. Um ihre Bedeutung unklarzumachen, tun wir am besten, einerseits die vorzugsweise der Beugung und Streckung dienenden Muskeln: *Flexor carpi radialis*, *Palmaris longus*, *Extensor carpi radialis brevis* und andererseits die fast nur seitwärts bewegenden Muskeln: *Extensor carpi ulnaris* und *Abductor pollicis longus* je zu einer Gruppe zusammenzunehmen und bei jeder Gruppe die für die betreffende Bewegungsrichtung berechneten Entspannungswinkel ins Auge zu fassen. In der ersten Gruppe haben wir den Entspannungswinkel

$$\Phi = -8^\circ \text{ für den Flexor carpi radialis,}$$

$$\Phi = +12^\circ \text{ für den Palmaris longus,}$$

$$\Phi = -24^\circ \text{ für den Extensor carpi radialis brevis.}$$

Von diesen stimmt der zweite, dem *Palmaris* zugehörige Wert überein mit dem Winkel der mittleren Gelenkstellung (vgl. Tabelle 1). Die Entspannungswinkel der beiden andern Muskeln weichen von diesem Mittelwert im Sinn der Streckung ab und das, obgleich der eine der beiden ein Strecker, der andre ein Beuger ist. Nun werden wir später die Tatsache genauer

erörtern, daß eine leichte Überstreckung diejenige Haltung des Handgelenks ist, in welcher der Faustschluß und damit die wichtigste und am meisten Kraft erfordernde Verrichtung der Hand geleistet wird, und zwar eine Überstreckung, deren Betrag etwa den hier in Rede stehenden Winkeln entspricht, da wir sie in Fig. 39 zu -17° , in Fig. 41b zu -23° (vgl. Tabelle 11) messen. Dies bringt uns auf die bereits früher ausgesprochene Vermutung, daß die Muskeln zur Leistung dauernder schwerer Arbeit dann besonders befähigt sind und diese Arbeit dann in besonders wirtschaftlicher Weise vollbringen, wenn der Gelenkwinkel mit ihrem Entspannungswinkel übereinstimmt, d. h. wenn sie selber natürliche Länge besitzen.

In der Tat erscheinen von dieser Annahme aus gesehen auch unsere übrigen Meßergebnisse verständlich. Das Verhalten des *Musculus palmaris longus* erklärt sich daraus, daß er ja nur nebenbei Handgelenksbeweger ist, in erster Linie die Palmarfascie zu spannen hat und dieses bei allen möglichen Gelenkstellungen, so daß es ganz richtig erscheint, daß er auf die mittlere dieser Stellungen abgepaßt ist. Der zweite Haupthandgelenksstrecker, den wir bisher beiseite gelassen haben, der *Musculus extensor carpi radialis longus* schließt sich, falls unsere hier besonders schwierige Messung richtig ist, seinem Kameraden, dem *Extensor brevis* an und weist denselben Entspannungswinkel wie dieser auf, sobald das Ellenbogengelenk nahezu gestreckt wird, während er bei gebeugtem Ellenbogen einen wesentlich verschiedenen Entspannungswinkel zeigt. Diese Sonderstellung des Muskels erklärt sich leicht daraus, daß er als einziger unter den eigentlichen Handgelenksbewegern ein ausgesprochen zweigelenkiger Muskel ist, der gleichermaßen Hand- und Ellenbogengelenk bedient, ein Punkt, auf den wir später noch zurückkommen werden (§ 43).

Betrachten wir nunmehr die Seitwärtsbeweger der Hand, die *Musculi extensor carpi ulnaris* und *abductor pollicis longus* sowie die ihnen entsprechenden Kantensteller des Fußes *Musculi peroneus longus* und *tibialis posterior*. Alle vier Muskeln zeigen Entspannungswinkel, die innerhalb der Fehlergrenzen unserer Messung mit der Normalstellung der betreffenden Glieder übereinstimmen. Nach unserer Theorie würde das bedeuten, daß ihre Hauptaufgabe diese ist; das Glied in der Normalstellung festzuhalten und es so vor seitlicher Abweichung oder Kantenstellung zu schützen. Und in der Tat ist dies ja für den Fuß ganz selbstverständlich, aber auch für die Hand wohl einleuchtend. Es ist noch zu bemerken, daß die genannten beiden Fußkanter zugleich als Nebenwirkung die Fußspitze senken. Doch ist ihre Einstellung in dieser Beziehung von der Einstellung der großen, an der Achillessehne angreifenden fußspitzensenkenden Muskeln ganz verschieden und auf eine mittlere Stellung des Fußwinkels justiert, offenbar deshalb, weil das für ihre Hauptaufgabe zweckmäßig ist, wie leicht einzusehen.

Gehen wir nun zur Betrachtung der Fingermuskeln über. Da sehen wir, daß sowohl beim langen oberflächlichen Beuger wie beim gemeinsamen Strecker des dritten Fingers eine ausgesprochene Beugestellung der Gelenke erforderlich ist, damit sie natürliche Länge annehmen und dies für den Strecker noch mehr als für den Beuger. Die Beugestellung aber ist die

Hauptarbeitsstellung der Finger und ein Vergleich mit Tabelle 11 läßt erkennen, daß die Entspannungslängen im Durchschnitt etwa den Zusatzlängen bei hakenartigem Faustschluß entsprechen, d. h. daß die Finger-muskeln bei Faustschluß etwa natürliche Länge haben. Näheres darüber später § 46 b und § 49 c, e, g.

In betreff der Entspannungsstellungen der langen Muskeln der großen Zehe sei nur bemerkt, daß die des Streckers auffallend mit derjenigen des Fußspitzenhebers, des *Musculus tibialis anterior*, übereinstimmt, dem zu helfen ja auch die Hauptaufgabe dieses Muskels ist, wenigstens bei dem seine Zehen in Schuhe einkapselnden Kulturmenschen.

Zusammenfassend können wir sagen, daß keines unsrer Messungsergebnisse gegen, die meisten aber sehr entschieden für die Richtigkeit unsrer Annahme sprechen, daß die Entspannungsstellung mit der Hauptarbeitsstellung zusammenfällt.

h) Ergebnisse II. Während ich bei den bisher besprochenen, vorzugsweise die Handmuskeln betreffenden Messungen mir selber Versuchsperson gewesen bin, habe ich über die Entspannungswinkel der Achillessehne und des *Musculus tibialis anterior* an einer Reihe von Patienten unsres Lazarettes vergleichende Beobachtungen angestellt, deren wichtigste Ergebnisse in den Tabellen 20 und 21 aufgezeichnet sind. Danach beträgt der Fußwinkel, bei welchem sich die Achillessehne entspannt, etwa -80° , jener, bei welchem der *Tibialis anterior* natürliche Länge annimmt, etwa -93° . Den besagten Entspannungswinkel für die Achillessehne finden wir aber nur dann, wenn das Knie bei der Messung gebeugt ist. Messen wir bei verschiedenen Kniestellungen und gehen allmählich von der stärksten Beugung zur Streckung über, so finden wir, daß, noch ehe das Knie völlig gestreckt ist, ein Augenblick kommt, wo der bis dahin konstante Entspannungswinkel anfängt zuzunehmen und daß er, wenn wir dann zu völliger Streckung und Überstreckung fortschreiten, sich ständig weiter vergrößert (algebraisch gerechnet, d. h. in Berücksichtigung des Umstandes, daß die absolute Verminderung eines negativen Wertes, wie es der Fußwinkel ist, eine relative Vergrößerung darstellt). Bei gerade gestrecktem Knie finden wir Werte, welche um -70° herum liegen.

Die Erklärung dieser Erscheinung ist einfach. Die Achillessehne dient gleichzeitig zwei mechanisch ganz verschiedenen Muskeln als Ansatz: dem vom Unterschenkel entspringenden, also eingelenkigen *Soleus* und dem vom Oberschenkel kommenden, also zweigelenkigen *Gastrocnemius*. Solange bei unsrer Messung das Knie mehr oder weniger stark gebeugt gehalten wird, ist der dieses Gelenk überziehende, nicht innervierte *Gastrocnemius* stets entspannt; die Spannung, welche wir an der Achillessehne beobachten, wird nur durch den *Soleus* bewirkt, und dessen Entspannungswinkel ist es also, den wir messen. Halten wir nun den Fuß in dieser Stellung fest und strecken das Knie, so kommt der Moment, wo der *Gastrocnemius* bis auf seine natürliche Länge ausgezogen wird und sich zu spannen anfängt. Um ihn wieder zu entspannen, müssen wir im Fußgelenk nachgeben, den Fußwinkel verringern, und zwar um so mehr, je stärker wir das Knie strecken. Dadurch wird natürlich der *Soleus* völlig und dauernd entspannt,

und wenn wir jetzt die zusammengehörigen Knie- und Fußwinkel, bei welchen die Achillessehne sich entspannt, aufzeichnen, so erhalten wir zusammengehörige Paare von Entspannungswinkeln des Gastrocnemius, während der Soleus ganz außer Betracht bleibt.

Solche zusammengehörige Gruppen von Entspannungswinkeln haben wir in den eingangs dieses Paragraphen durchgeführten mathematischen Überlegungen mit den Zeichen $\check{\varphi}$, und $\check{\varphi}_{\prime\prime}$ versehen. Aus ihnen können wir jenen Überlegungen gemäß den Entspannungswinkel des Gastrocnemius im oberen Fußgelenk nach der Formel berechnen:]

$$\Phi_{\prime\prime} = \check{\varphi}_{\prime\prime} + \check{\varphi} \frac{r_{\prime}}{r_{\prime\prime}}$$

worin r_{\prime} und $r_{\prime\prime}$ die Hebel sind, mit welchen unser Muskel am Knie und am oberen Sprunggelenk angreift.

Wenn das in der Gleichung auftretende Verhältnis der Hebel nicht bekannt ist, so stellt unsere Formel eine Gleichung mit zwei Unbekannten dar. Wenn wir zwei derartige Gleichungen besitzen, d. h. zwei Paare von Winkeln $\check{\varphi}$, und $\check{\varphi}_{\prime\prime}$ beobachtet haben, so können wir aus ihnen sowohl $\Phi_{\prime\prime}$, als $\frac{r_{\prime}}{r_{\prime\prime}}$ berechnen. Ein etwaiges Mehr von Beobachtungspaaren kann zur Kontrolle dienen und gibt durch die größere oder geringere Übereinstimmung der aus ihm errechneten Ergebnisse uns Auskunft über die Genauigkeit unsrer Bestimmungsmethode. Die in den Tabellen 20 hiernach durchgeführten kleinen Berechnungen zeigen befriedigende Übereinstimmung und führen für den Quotienten $\frac{r_{\prime}}{r_{\prime\prime}}$ zu Werten von etwa $\frac{1}{2}$, die aber auch bis auf $\frac{1}{4}$ hinuntergehen können.

Andrerseits ist es natürlich möglich, die Hebelabstände experimentell vermittelt der im vorhergehenden Paragraphen beschriebenen Methoden zu messen. Leider sind solche Messungen für unsre beiden Hebel meines Wissens bisher nicht ausgeführt worden. Endlich können wir versuchen, auf Grund der bereits vorliegenden anatomischen Daten die Hebellänge zu schätzen. Für den Hebel $r_{\prime\prime}$ am Fußgelenk ist das einfach. Ich schätze den Abstand der Achillessehne vom Drehpunkt des oberen Sprunggelenks auf Grund der Abbildungen, welche R. FICK in seinem Handbuch der Gelenke 1911, S. 599 und 602, Fig. 233 und 234 gibt, auf $3\frac{3}{4}$ cm.

Schwieriger ist die Aufgabe für den Hebel r_{\prime} am Kniegelenk. Zunächst haben wir es hier nicht mit einer einfachen Scharnierbewegung, sondern mit einer Abrollung zu tun, bei welcher die Drehachse des Gelenks sich während der Drehung selbst verlagert. Sodann verändern sich wahrscheinlich die Abstände des Muskels vom Gelenk während der Drehung und endlich sind die Abstände der verschiedenen Muskelportionen bei gleicher Gelenkstellung ganz verschieden, unser Muskel stellt vermutlich eine mechanische Einheit höherer Stufe dar (§ 12). Aber alle diese feineren Verhältnisse dürfen wir wohl für unsern augenblicklichen Zweck, bei welchem es ja nur auf eine ganz ungefähre Schätzung der Hebellänge darauf ankommt, vernachlässigen und so tun, als ob wir es mit einem ganz

einfach gebauten Muskel an einfachem Scharniergelenk zu tun hätten. Bei solcher Schätzung nun auf Grund der R. FICKSchen Abbildungen gelange ich zu einem Hebel von etwa 1 cm für die äußeren Fasern, welche über die Epicondylus-Rollen hinwegziehen und zu einem Hebel von etwa 1 cm für die inneren Fasern, welche in der Hohlkehle zwischen beiden Rollen liegen. Dieser Wert entspricht einem Verhältnis $\frac{r'}{r''} = \frac{1}{4}$, jener einem Verhältnis von $\frac{1}{2}$ und mehr.

Für den Entspannungswinkel des Gastrocnemius am Fuß berechnet sich auf diesem Wege aus meinen Beobachtungen ein mittlerer Wert von -70° , während wir, wie schon erwähnt, für den Entspannungswinkel des Soleus im Mittel -80° , des Tibialis -93° finden. Wie verhalten sich diese Winkel zum Winkel der Hauptarbeitsstellung? Der Tibialis anterior ist derjenige Muskel, welcher die Fußspitze anzuheben hat, wenn das Bein beim Gehen nach vorn schwingt, damit sie nicht auf dem Fußboden schleift. Der Fußwinkel, bis auf welchen er die Spitze anhebt, beträgt gemäß den O. FISCHERSchen Untersuchungen über den Gang des Menschen im Durchschnitt etwa -90° (vgl. § 58a und Fig. 45, 46, sowie Tabelle 23). Hauptarbeitsstellung und Entspannungsstellung fallen also annähernd, aber nicht genau zusammen; der Muskel ist bei seiner Hauptarbeit nicht von natürlicher Länge, sondern ein klein wenig über diese hinaus gestreckt.

Ähnlich liegt die Sache beim Musculus soleus. Er hat die Aufgabe, beim Gang, ehe der Fuß sich vom Boden löst, die Fußspitze nach unten zu drücken und den Körper dadurch hoch zu heben, und zwar so, daß der Fußwinkel von -97° auf -80° vergrößert wird (vgl. a. a. O.). Der Muskel kommt also erst im Endstadium seiner Tätigkeit auf seine natürliche Länge und ist vorher über dieselbe hinaus gestreckt.

Auf Grund dieser Ergebnisse wäre also unser Satz, daß die Muskeln in der Hauptarbeitsstellung natürliche Länge haben, dahin zu verbessern, daß sie, genau gemessen, ein klein wenig über diese Länge hinaus gestreckt sind, und daß also die Hauptarbeitsstellung nicht völlig mit der Entspannungsstellung zusammenfällt, sondern ein klein wenig streckwärts von ihr gelegen ist.

Wir können aber auch den Betrag dieses „ein klein wenig“ genau angeben. Aus den in § 5d, e, g entwickelten Formeln ergibt sich für die Verlängerung des eingelenkigen Muskels über seine natürliche Länge der Ausdruck:

$$l - L = \Delta l - \Delta L = \left(\varphi - \Phi \right) \frac{s}{\varphi} = -\frac{\pi}{180} r (\varphi - \Phi) ,$$

und für die in Bruchteilen der natürlichen Länge ausgedrückte Verlängerung:

$$\frac{l - L}{L} = -\frac{\pi}{180} \frac{r}{L} (\varphi - \Phi) .$$

Indem wir den Hebel r , mit welchem der Musculus tibialis anterior am oberen Fußgelenk angreift, auf -4 cm schätzen, ferner seine natürliche Länge L gemäß Tabelle 26 zu 7,87 cm annehmen und für φ und Φ die oben

angegebenen Werte des Fußwinkels in der Hauptarbeitsstellung und bei der Entspannung einsetzen, erhalten wir für diesen Muskel:

$$\frac{l-L}{L} = -\frac{3,14}{180} \cdot \frac{-4}{7,87} (-90 + 93) = 0,024.$$

D. h. der Musculus tibialis anterior ist bei seiner Hauptarbeitsstellung um noch nicht $2\frac{1}{2}\%$ seiner natürlichen Länge über diese hinausgestreckt. Wie wenig das ist, wird uns klar, wenn wir bedenken, daß Streckungen des Muskels über 60% üblich und normal, Verkürzungen bis zu 85% möglich sind. (Vgl. die Bestimmungen des Faktors γ und der freien Gesamtverkürzung § 22e und sonst.)

Da diese Streckung so geringfügig ist, können wir sie für viele Zwecke ganz vernachlässigen und an der ursprünglichen einfachen Fassung unsres Satzes: Hauptarbeitsstellung ist gleich Entspannungsstellung, festhalten. Eine solche Zurückhaltung empfiehlt sich auch aus dem Grund, weil die gefundene Abweichung so gering ist, daß sie nahezu innerhalb der Fehlergrenzen unsrer Messung liegt — die einzelne Entspannungsbeobachtung an der Tibialissehne wird nach meiner Schätzung stets mit Fehlern bis zu 2° zu rechnen haben — und daher weitere Untersuchungen über das Bestehen und vor allem über die Größe dieser Abweichung erst noch anzustellen und abzuwarten sind.

Solche Untersuchungen werden zweckmäßigerweise gleichfalls an der unteren Extremität angestellt werden, wobei weitere Daten aus dem reichen, von O. FISCHER zur Verfügung gestellten Beobachtungsmaterial Verwendung finden könnten. Denn an dieser ist die Arbeitsweise der Muskeln einfacher und stereotyper, als an der in viel mannigfaltigerer Weise sich betätigenden oberen Extremität, bei deren Muskeln sich daher die Lage der Hauptarbeitsstellung weniger scharf abgrenzen läßt. Immerhin sei darauf hingewiesen, daß unsre dort gefundenen Ergebnisse keineswegs im Widerspruch stehen zu der verfeinerten Fassung, welche wir jetzt unserm Satz gegeben haben. Im Gegenteil: Wenn die Seitwärtsbewegung der Hand bei Normalstellung derselben gerade natürliche Länge besitzen, so sind sie in dem Augenblick, wo sie die durch einen Stoß von außen aus dieser Stellung geworfene Hand in diese zurückführen, etwas über ihre natürliche Länge gestreckt. Dieselbe Überlegung gilt für die Kantungsmuskeln am Fuß.

Noch auf einen andern Umstand sei hingewiesen, der uns zur Vorsicht in der Ausdeutung unserer Beobachtungen mahnt. Das ist der Einfluß, den das Schuhwerk auf den Fußwinkel hat. Durch einen Absatz von 1 cm Höhe wird der Fußwinkel des stehenden Menschen um etwa 3° vergrößert. O. FISCHERS Versuchsperson trug Schuhe von etwa dieser Höhe (vgl. später § 58a). Wäre sie barfuß oder auf Schuhen ohne Absätzen gegangen, so wäre möglicherweise der Fußwinkel, bis zu dem der Musculus tibialis anterior den Fuß beim Gehen anhebt, etwas anders gefunden worden (vgl. auch zweite Hälfte dieses Werks § 124b).

Noch wichtiger aber ist folgendes: Wie wir alsbald sehen werden (Abschnitt k), ergaben Messungen in narcosi, zu welchen ich einmal Gelegenheit fand, einen etwas anderen Entspannungswinkel und etwas

größere natürliche Länge als im wachen Zustand. Es scheint danach, als ob die vollkommene Entspannung des Muskels erst im tiefen Schlaf eintritt. Unsere obigen Überlegungen und Berechnungen aber gründen sich auf Beobachtungen am wachen Menschen und setzen daher die natürliche Länge vielleicht etwas zu gering an. Es wäre möglich, daß es nur dieser Messungsfehler ist, der uns den Muskel bei der Hauptarbeitsstellung etwas über seine natürliche Länge gedehnt erscheinen läßt, und daß, wenn wir ihn ausmerzen, Entspannungsstellung und Hauptarbeitsstellung völlig zusammenfallen. Ein sicheres Urteil hierüber wird erst möglich sein, wenn ein größeres Beobachtungsmaterial vorliegt.

(Endlich bemerken wir im Verhalten der beiden Füße von FISCHERS Versuchsperson einen auffälligen Unterschied zwischen rechts und links. Unsere obige Berechnung ist für den rechten Fuß angestellt. Für den linken Fuß ergibt sich aus FISCHERS Angaben (III. Teil 1901, Tafel VI, VII im Zusammenhalt mit unserm § 58a) für die Hauptarbeitsstellung ein etwa $2\frac{1}{2}^\circ$ größerer Winkel φ , also $-87\frac{1}{2}^\circ$ statt -90° , und damit eine relative Streckung $\frac{l-L}{L}$ von etwa 4,4%; beim Marsch mit schwerem Gepäck dagegen verhalten sich die beiden Füße umgekehrt und der Winkel φ geht am linken Fuß auf etwa -92° und damit die relative Streckung auf 0,8% herab, während rechts eine Zunahme stattfindet. Diese merkwürdigen Unterschiede bedürfen noch der näheren Erklärung.)

Wir haben bisher nur den einen Wadenmuskel, den Soleus, ins Auge gefaßt; wie steht es mit seinem Partner, dem Gastrocnemius? Ist auch er, wenn die Wade des gehenden Menschen ihre Hauptarbeit leistet, in der sogenannten Periode des Erhebens, über seine natürliche Länge gestreckt? Zur Berechnung dieser etwaigen Streckung haben wir für den zweigelenkigen Muskel die der oben für den eingelenkigen entwickelten Formel analoge Gleichung:

$$l - L = \Sigma l - \Sigma L = \varphi \frac{s'}{\varphi'} + \varphi'' \frac{s''}{\varphi''} - \Phi'' \frac{s''}{\varphi''} = -\frac{\pi}{180} (r, \varphi + r'', (\varphi'' - \Phi'')) .$$

Indem wir in diese Gleichung die aus den FISCHERSchen Beobachtungen sich ergebenden Zahlen einsetzen, (vgl. unsere Kurven φ , und φ'' , auf Fig. 46, dazu Tabelle 23), kommen wir zu dem Ergebnis, daß auch der Gastrocnemius in der fraglichen Periode zunächst über seine natürliche Länge gestreckt ist, daß er aber auf diese Länge sich nicht erst wie der Soleus am Schluß der Periode, sondern bereits etwas früher verkürzt und zuletzt unter diese Länge sich zusammenzieht. Vielleicht ist dies Ergebnis so zu deuten, daß der Gastrocnemius nicht so ausschließlich wie der Soleus der Arbeit beim Gehen angepaßt ist, sondern daneben oder davor auf die beim Laufen und Springen erforderlichen Leistungen abgestimmt ist, ein Punkt, auf welchen wir später noch zurückkommen (§ 32). Im übrigen lohnt es sich nicht, die Verhältnisse bei den Wadenmuskeln genauer und zahlenmäßig zu verfolgen, weil dieselben für die uns hier interessierende Frage nach der Muskellänge bei der Hauptarbeit doch nicht solch einwandfreie Antwort geben können, wie wir sie beim Tibialis anterior erhielten. Denn die Muskellänge während dieser Arbeit, welche beim Tibialis annähernd gleich bleibt, ändert sich bei

jenen beiden erheblich, und wir wissen nicht, bei welcher der verschiedenen Längen diese Muskeln sich am stärksten anspannen.

Es sei noch darauf hingewiesen, daß die Entspannungswinkel, welche ich für den Soleus und den Tibialis anterior bei verschiedenen Personen gefunden habe, nur geringe Abweichungen unter sich — in den äußersten Fällen 6° und 4° — aufweisen, Abweichungen, die durch die etwas verschiedene Gangart der einzelnen Menschen und das verschiedene Schuhwerk, das sie zu tragen pflegen und dem sich vermutlich die Muskeln anpassen (vgl. den nächsten Abschnitt), vollkommen erklärt erscheinen, daß dagegen beim Gastrocnemius viel erheblichere Unterschiede zur Beobachtung kamen, die von -63° bis -79° gehen, also 16° ausmachen. Dies mag damit zusammenhängen, daß die einzelnen erwachsenen Menschen in sehr verschiedenem Maße ihre unteren Extremitäten zum Laufen und Springen benutzen.

Dabei habe ich nur die Messungen an fußgesunden Personen im Auge; an Füßen mit Muskellähmungen habe ich noch wesentlich größere Abweichungen des Entspannungswinkels gefunden, wovon gleich zu sprechen sein wird. Bei Lähmungen der Wadenmuskeln scheint es leicht zu Dehnungen des Gastrocnemius zu kommen, welche zur Folge haben, daß dieser Muskel durch gleichzeitige Streckung in Knie- und Fußgelenk nicht mehr passiv gespannt wird, sein Entspannungswinkel am Fuß also nicht festgestellt und nur noch das eine ausgesagt werden kann, daß er nicht kleiner als der des Soleus ist. Ausnahmsweise habe ich auch an einem gesunden Fuß (Fall Ri. rechts) dieses Verhältnis gefunden.

1) Ergebnisse III. Was die pathologischen Veränderungen der Entspannungswinkel unserer Fußmuskeln anlangt, so lehrt uns Tabelle 21, daß eine Lähmung des Nervus peroneus stets eine Vergrößerung des dem von ihm versorgten Musculus tibialis anterior zugehörigen Entspannungswinkels, d. h. also eine Zunahme der Entspannungslänge und also wohl eine Dehnung dieses Muskels zur Folge hat. Gleichzeitig vergrößert sich zumeist der Entspannungswinkel der Achillessehne, d. h. die Länge der antagonistischen Wadenmuskeln nimmt ab, sei es durch Schrumpfung der Muskulatur, sei es durch Verkürzung der Sehne. Die Ruhelage des Fußes (vgl. später § 23) wird also im Sinn der kräftigeren Wadenmuskulatur verschoben, und zwar auch dann, wenn diese gleichzeitig gelähmt ist, d. h. wenn zu der Lähmung des Nervus peroneus noch eine solche des Nervus tibialis sich gesellt hat, was dem später (§ 33) genauer zu erörternden Gesetz der pathologischen Verschiebung der Ruhelage entspricht.

Besonders bemerkenswert ist nun aber, daß die Lähmung des einen Fußes anscheinend auch die Justierung des anderen, gesunden Fußes zu verändern und auch hier die Entspannungswinkel im gleichen Sinn wie am kranken Fuß zu verschieben vermag. Als Ursache vermute ich folgendes. Die Lähmung des Nervus peroneus sowohl wie die kombinierte Lähmung der Nervi peroneus und tibialis hat ein Hängen der Fußspitze zur Folge und damit die Gefahr, daß beim Gehen das vorschwingende Bein auf dem Fußboden streift oder gar hängen bleibt. Um diese Gefahr zu beseitigen, greift der Patient, falls ihm kein orthopädischer Apparat die

Mühe abnimmt, zu Hilfsbewegungen (§ 35 Schluß, § 116). Die bekannteste und auffälligste derselben besteht darin, daß er das Knie des vorschwingenden kranken Beines stärker beugt, wodurch, wie leicht verständlich, der kranke Fuß höher gehoben wird. Eine ganz andere Möglichkeit zur Erreichung desselben Zweckes besteht darin, nicht nur den kranken Fuß, sondern den gesamten Körper im kritischen Moment stärker zu lüpfen. Dies wird dadurch bewirkt, daß das auf den Boden aufgesetzte gesunde Bein, wenn das kranke an ihm vorbeischiebt, sich stärker als sonst im Fußgelenk streckt, d. h. plantar flektiert. Diese Art der Hilfsbewegung erfordert zwar höheren Kraftaufwand als alle anderen, ist dafür aber auch am unauffälligsten und entlastet den Gang am wenigsten. Sie ist daher diejenige, zu der kräftige und energische Patienten unbewußt greifen, wenn sie einen Apparat entbehren. Bei genügend langer Dauer dieser Gangweise paßt sich die Muskulatur den neuen Anforderungen an und die Entspannungswinkel des gesunden Fußes verschieben sich im Sinn der Plantarflexion.

So wenigstens vermute ich auf Grund meines freilich geringen Beobachtungsmaterials. In dem in dieser Beziehung besonders sprechenden Fall des Patienten St. handelt es sich um einen Leutnant, bei welchem durch eine schwere Verwundung des Oberschenkels mit Knochenverletzung und nachfolgender lang anhaltender Eiterung eine vollkommene Lähmung beider Fußnerven bewirkt wurde. Der Patient lag erst ein Jahr in Frankreich krank, kam dann in die Schweiz, wo er sich gut erholte und anfangs, viel umherzugehen, anfangs mit Krücken, später mit Stöcken sich helfend, aber ohne orthopädischen Apparat. So bestieg er sogar verschiedene der bekannten Aussichtsberge rings um den Vierwaldstädtersee. Heute sind es etwa zwei Jahre, daß der Patient teils ohne Apparat, teils ohne genügend wirksamen Apparat auf den Beinen ist. Sein Gang ist heute, trotzdem die Lähmung unverändert fortbesteht, auch ohne Apparat verhältnismäßig gut und wenig auffallend, insbesondere wird das Knie des kranken Beines nicht stark gebeugt, wiewohl die Fußspitze beim Vorschwingen erheblich hängt. Dagegen ist bei genauer Beobachtung festzustellen, daß, während der kranke Fuß vorschwingt, der ganze Körper stark gelüpft und außerdem auch noch vermöge einer leichten Schiefstellung des Beckens die Hüfte der kranken Seite für sich (und mit ihr natürlich auch das ganze kranke Bein) angehoben wird.

Die Einstellung des Fußes auf vermehrte Plantarflexion zeigt sich bei diesem Patienten auch in der Verschiebung der äußersten bei passiver Bewegung erreichbaren Fußwinkel; diese betragen -54° und -102° am gesunden Fuß und daraus berechnet sich eine Mittelstellung von -78° . (Am kranken wird -64° und -106° , normalerweise wird etwa -50° und -120° (Tabelle 18) gemessen, beides einer Mittelstellung von -85° entsprechend.)

k) Ergebnisse IV. Endlich sei hier noch auf gewisse für die Technik der Messung wichtige Beobachtungen, welche ich an meinen Versuchspersonen gemacht habe, hingewiesen. Wenn man zum erstenmal bei einem im übrigen geeigneten Menschen die Messung vornimmt (Fall Kirs,

Tabelle 20), so bekommt man zunächst regelmäßig zu hohe und im übrigen stark wechselnde Werte, eine Tatsache, die sich leicht daher erklärt, daß der Untersuchte, auch wenn er vorher über die Harmlosigkeit der Meßprozedur aufgeklärt wurde, doch zunächst dem kommenden Unbekannten mit einer gewissen Erregung und Unruhe entgegensieht und daher unwillkürlich seine sämtliche Muskulatur etwas anspannt. Im Lauf einer längeren Messungsreihe tritt dann Beruhigung ein und man erhält niedrigere und unter sich übereinstimmende Werte, welche man als richtig und definitiv ansehen darf. Gelegentlich kann natürlich auch noch einmal eine unwillkürliche Spannung und damit ein zu hoher Messungswert sich einstellen.

Bei ängstlichen Patienten aber wird dieses Stadium der psychischen Beruhigung oft überhaupt nicht in der ersten Sitzung, sondern erst in der zweiten oder dritten Wiederholung erreicht, so bei unserm Patienten Ri., der mir hinterher selber erzählte, daß er die ersten Male aufgeregt und nicht imstande gewesen sei, die Muskeln zu entspannen, wie ich es von ihm verlangte und er es zu tun die beste Absicht hatte.

Endlich gibt es Personen, bei denen anscheinend andauernd, ohne daß psychische Erregung mitspielt, eine Neigung zu unwillkürlichen Muskelanspannungen besteht. Diese werden, wie ich auch sonst beobachtet habe (vgl. § 30a), besonders dann ausgelöst, wenn die Glieder in eine extreme Stellung gebracht werden, also bei unseren Messungen, sobald das Knie gestreckt wird. Derartige unwillkürliche Anspannungen, die auch direkt an der Formänderung der Muskeln festzustellen waren, zeigen die an dem Patienten Ro. angestellten Beobachtungen. Da wir den Entspannungswinkel des Gastrocnemius bloß bei gestrecktem oder nahezu gestrecktem Knie messen können, werden die Messungen bei diesem Muskel durch diesen Übelstand besonders beeinträchtigt und die Fehlergrenze der Messung wird größer als bei den beiden andern untersuchten Muskeln. Dieser Umstand mag mit dafür verantwortlich sein, daß bei diesem Muskel die an verschiedenen Versuchspersonen gefundenen Ergebnisse untereinander stärker abweichen als bei den beiden anderen.

Den Winkel, welchen wir bei leichter Muskelspannung messen, haben wir früher (§ 10h) mit dem Zeichen Φ versehen. Es ist jener Winkel, welcher der Muskellänge L entspricht, bis zu welcher sich der schwach innerverierte Muskel, wenn nicht gedehnt, verkürzt (§ 4d, § 10h). Bei dem Patienten Ri. wurde anfangs für den Soleus ein Wert $\Phi = -65^\circ$, dann $\Phi = -71^\circ$ und erst in den beiden letzten Sitzungen übereinstimmend $\Phi = -79^\circ$ ermittelt.

Sehr interessant ist es nun, daß bei demselben Patienten die Messung in narcosi, welche bei Gelegenheit der am anderen Bein vorgenommenen Nervennaht ausgeführt wurde, einen noch geringeren Wert von -81° ergab. Dies ist wohl so zu deuten, daß ein letzter leichtester Grad von Tonus beim wachen Menschen stets vorhanden ist und erst in tiefer Narkose schwindet. Da wir aber nur ausnahmsweise Untersuchungen in tiefer Narkose anzustellen Gelegenheit haben, so empfiehlt es sich wohl für gewöhnlich, diesen letzten schwer zu beseitigenden Rest von Muskelspannung nicht in Rechnung zu stellen und als Entspannungswinkel jenen Grenz-

wert zu bezeichnen, welchen die Messung am wachen Menschen liefert, also in diesem Fall -79° und nicht -81° . Weitere Untersuchungen ähnlicher Art dürften geeignet sein, die viel umstrittene Frage, ob in der Skelettmuskulatur eine ständige tonische Anspannung herrscht und wie stark sie ist, einwandfrei zu lösen.

Nur in wirklich tiefer Narkose sind die Muskeln völlig erschlafft, beim Erwachen aus derselben findet man umgekehrt Zustände ausgesprochener tonischer Anspannung, die dann oft ziemlich gleichmäßig längere Zeit andauern und vielleicht zu Studien über die Verhältnisse des schwach innervertierten Muskels, über welchen wir bisher so wenig wissen, benutzt werden könnten.

Die Messungen an den Sehnen gelähmter und bereits mehr oder weniger atrophisch gewordener Muskeln sind schwierig und wenig genau.

§ 15. Messung der natürlichen Länge.

Wir kommen nun zur dritten individuellen Konstanten, der natürlichen Länge L . Ihre Ermittlung muß selbstverständlich an der Leiche geschehen und ist mit besonderen Schwierigkeiten verbunden. Es ist bereits keine ganz einfache Aufgabe, die Länge der Fasern am ausgeschnittenen Muskel zuverlässig zu bestimmen. FROHSE und FRÄNKEL haben die verschiedenen Vorsichtsmaßregeln, welche hier zu beachten sind, aufgezählt, und auf ihre Auseinandersetzung sei hiermit verwiesen (1908, S. 319 ff.). Die Hauptschwierigkeit aber rührt daher, daß der aus der Leiche herausgeschnittene Muskel keineswegs, wie das gelegentlich angenommen wird, natürliche Länge besitzt, ja was schlimmer ist, daß er überhaupt keine bestimmte Länge besitzt. Denn die physikalischen Eigenschaften des Muskels erfahren beim Absterben tiefgreifende Änderungen, und vor allem geht die vollkommene Elastizität, welche den lebenden Muskel auszeichnet, verloren; der Muskel wird plastisch und man kann ihn jetzt durch Ziehen länger und dünner, durch Drücken dicker und kürzer machen, wie jeder Koch weiß, der seinen Lendenbraten klopft.

Bei der anatomischen Präparation aber ist ein Drücken und vor allem ein die Muskeln verlängerndes Ziehen und Spannen ganz unvermeidlich. Dazu kommt noch der unberechenbare Einfluß der Konservierungsflüssigkeit als weiteres formveränderndes Moment. Daher kann am herausgeschnittenen Muskel die natürliche Länge nicht festgestellt werden. Aber auch an dem noch in situ befindlichen Muskel ist sie nicht ohne weiteres zu messen, da ja die Muskeln im allgemeinen in der Leiche nicht natürliche Länge einnehmen so wenig wie beim Lebenden. Dagegen kann man an dem noch im Skelett eingespannten Muskel eines wenigstens messen, nämlich die Faserlänge bei einer ganz bestimmten Stellung des Gelenks oder der Gelenke. Das bringt uns auf den Gedanken, jedesmal für jeden einzelnen Muskel das Gelenk in die von der vorhergegangenen Untersuchung am Lebenden her bekannte Entspannungsstellung zu bringen, wodurch ja der Muskel natürliche Länge erhält, und in dieser Stellung seine Faserlänge zu messen. Diesem Plan stellt sich jedoch folgende Schwierigkeit entgegen. Der Muskel wird durch das Zerren bei der Freilegung, vielleicht auch durch

die bisherige Gelenkhaltung in der Leiche gewöhnlich über die natürliche Länge gedehnt sein und, da er seine frühere Elastizität verloren hat, nach Herstellung der Entspannungsstellung sich nicht auf natürliche Länge verkürzen, sondern sich in Falten legen. An einem solchen geschlängelten Muskel aber sind keine genauen Messungen möglich. Wir werden daher den Muskel, um ihn glatt zu machen, meist über die natürliche Länge dehnen müssen. Doch das schadet nichts, wenn wir nur die Gelenkstellung, bei welcher wir messen, gleichfalls genau festlegen. Dann können wir aus der gemessenen Länge vermöge der zuvor ermittelten Entspannungsänge und der gleichfalls vorher festgestellten oder gleichzeitig festzustellenden spezifischen Verlängerung die natürliche Länge errechnen vermöge unserer Gleichung (§ 5 d):

$$L = l - \Delta l + \Delta L,$$

d. h. die natürliche Länge ist gleich einer beliebigen Länge des Muskels vermindert um die Zusatzlänge für diese beliebige Länge und vermehrt um die Entspannungsänge. Es gilt dann noch die Zusatzlänge Δl zu ermitteln. Hierzu dienen uns die in § 5 e gefundenen Gleichungen. Diese besagen beispielsweise für einen mehrere Scharniergelenke überziehenden Muskel (als solche können wir unter gewissen Bedingungen die langen Fingermuskeln betrachten, vgl. Tabelle 11):

$$\Delta l = \varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \varphi' \left(\frac{s'}{\varphi'} \right) + \varphi'' \left(\frac{s''}{\varphi''} \right) + \varphi''' \left(\frac{s'''}{\varphi'''} \right),$$

d. h. wir erhalten die Zusatzlänge, wenn wir die bei der betreffenden Stellung beobachteten Gelenkwinkel jeweils mit der spezifischen Verlängerung multiplizieren und die Produkte addieren. Diese Ermittlung kann ebensowohl beim Lebenden wie an der Leiche vorgenommen werden.

Welche Stellung man zur Messung wählen soll, ist eine Frage von untergeordneter Bedeutung. Zahlreiche Möglichkeiten liegen hier vor, und im gegebenen Fall mag bald die eine, bald die andere empfehlenswerter sein. Die Normalstellung wäre wohl in allen Fällen, wo der Muskel bei ihr gestreckt und frei von Falten liegt, zweckmäßig. Andernfalls kommt vor allem die Endstellung, bei der der Muskel stärkst gestreckt ist und die Endlänge L_a annimmt, in Betracht. Wenn man gleichzeitig die Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ mißt, kann man ferner die Länge bei Mittelstellung aus beiden Größen ermitteln und der Berechnung zugrunde legen. Es gilt nämlich (vgl. § 5 h):

$$L_m = \frac{L_a + L_i}{2} = L_a - \frac{L_a - L_i}{2}.$$

Die Zusatzlänge bei Mittelstellung ΔL_m kann nicht nur durch Einsetzen der bei Mittelstellung gemessenen Winkel $\varphi_m, \varphi'_m, \varphi''_m, \varphi'''_m$ in die obige Gleichung für Δl , sondern auch aus den Zusatzlängen für die Endstellungen erhalten werden vermöge der Gleichung (§ 5 h):

$$\Delta L_m = \frac{\Delta L_a - \Delta L_i}{2},$$

nachdem die Zusatzlängen ΔL_a und ΔL_i selber aus den bei den Endstellungen gemessenen Winkeln abgeleitet sind. Eine durchgeführte Messung

dieser Art wird später beschrieben werden (§ 19). Nächst der Normalstellung erscheint die Mittelstellung als Grundlage der Berechnung besonders geeignet, weil sie vermutlich bei verschiedenen Individuen nicht sehr verschieden ist, jedenfalls weniger verschieden als beispielsweise die Endstellungen (vgl. auch unten § 17).

Außer der Länge ist bei der schräg in die Sehne eingepflanzten Faser der Fiederungswinkel ζ zu messen (und zwar möglichst bei natürlicher Länge des Muskels). Denn letzten Endes ist es ja nicht die natürliche Länge L , sondern die rechnungsmäßige natürliche Länge $L/\cos\zeta$, welche wir ermitteln wollen. Falls wir es dabei mit mechanischen Muskeleinheiten im engeren Sinn (§ 12) zu tun haben, d. h. mit Muskeln, welche gemäß dem Schema der Fig. 14a so gebaut sind, daß die Länge des einzelnen Muskelbündels und sein jeweiliger Fiederungswinkel einander entsprechen und $L/\cos\zeta$ konstant ist, so dürfen wir die an dem in der Richtung der Sehne ziehenden Muskelbündel gemessenen Längenwerte auf den ganzen Muskel übertragen. Die natürliche Länge dieses ausgezeichneten Muskelbündels stellt also zugleich die rechnungsmäßige natürliche Länge des gesamten gefiederten Muskels dar, und indem wir sie in unsere Gleichungen einführen, können wir seine Wirkung berechnen.

Die Endlängen L_a und L_i können, die erstere direkt, die letztere indirekt, an der Leiche gemessen werden; in § 19 wird eine solche Messung beschrieben werden. In betreff der rechnungsmäßigen Endlängen, welche wir an Stelle der unmittelbar gemessenen Endlängen bei schräg in die Sehne eingepflanzten Muskelfasern in unsere Formeln einzusetzen haben, gelten ganz entsprechende Überlegungen wie für die rechnungsmäßige natürliche Länge.

Ganz allgemein gilt, daß wir alle Längenwerte, welche wir an dem in der Richtung der Sehne ziehenden ausgezeichneten Muskelbündel messen, auf den ganzen Muskel, soweit er eine mechanische Einheit im engeren Sinn darstellt, übertragen und so verfahren dürfen, als ob die ganze Masse des Muskels aus lauter Bündeln bestände, welche mit dem ausgezeichneten Bündel gleiche natürliche Länge und gleiche Zugrichtung haben. Insbesondere gilt die Entspannungslänge, welche wir gemäß den Vorschriften des vorigen Paragraphen messen, zunächst nur für das ausgezeichnete, in der Richtung der Sehne ziehende Bündel, darf aber als rechnungsmäßige Entspannungslänge auch sämtlichen schräg ziehenden Bündeln derselben Muskeleinheit zugelegt werden. Den rechnungsmäßigen natürlichen Querschnitt der Muskeleinheit erhalten wir, indem wir das Muskelvolumen durch die natürliche Länge des ausgezeichneten Bündels dividieren (vgl. § 16). Die gliedermechanische Ausmessung und Berechnung eines solchen gefiederten Muskels gestaltet sich demgemäß sehr einfach. Das einzig Mühsame wird sein, festzustellen, ob eine solche mechanische Einheit vorliegt, d. h. ob die verschiedenen Fasern bei Entspannungsstellung gleiche rechnungsmäßige Länge besitzen.

Die Technik der Winkelmessung bietet in den uns speziell interessierenden Fällen keine besonderen Schwierigkeiten. Sie findet sich anderwärts beschrieben (§ 14, § 60a). Bemerkenswert ist, daß die Größe des gesamten Gelenkausschlags und damit die Endlängen in der Leiche geringer sein

sollen als beim Lebenden (vgl. R. FICK 1910, S. 254). Ich vermute, daß das in erster Linie für Gelenke mit muskulärer Hemmung gilt.

Bisher sind einwandfreie Messungen der natürlichen Länge überhaupt nicht ausgeführt worden und konnten auch nicht ausgeführt werden, wenn nicht zuvor die Entspannungslänge gemessen wurde. Diese aber mußte erst in ihrer Bedeutung erkannt werden, und diese Erkenntnis war verbaut durch die bisher allgemein angenommene Anschauung über die Einjustierung der Muskeln im Skelett, von welcher noch zu sprechen sein wird (§ 26). Schon vor nahezu 60 Jahren hatte A. FICK (1860) die grundlegende Wichtigkeit einer Messung der natürlichen Länge erkannt, aber gleichzeitig geäußert, daß er „keine Möglichkeit sehe, die natürliche Länge der ruhenden Muskelfaser im lebenden oder toten Menschen zu bestimmen“, und neuerdings kommt R. FICK (1910, S. 298) zu dem gleichen Ergebnis und dem gleichen Verzicht.

§ 16. Messung des natürlichen Querschnitts.

Wenn wir die natürliche Länge ermittelt haben, so ist die Feststellung des natürlichen Querschnitts leicht, da ja beide Größen miteinander multipliziert als Produkt das Volumen des Muskels ergeben, wie wir bereits wissen (§ 3):

$$Q \cdot L = V,$$

also:

$$Q = \frac{V}{L}.$$

Das Volumen des Muskels aber ist, nachdem man ihn aus der Leiche herauspräpariert hat, leicht festzustellen, sei es durch direkte Volumensmessung, indem man die aus einem mit Wasser vollgefüllten Gefäß durch Einbringung des Muskels verdrängte Flüssigkeit bestimmt, sei es durch Wägung des Muskels und Division des erhaltenen Gewichtes G durch das spezifische Gewicht σ . Der Zahlenwert von σ ist nach ED. WEBER 1,058.

Den rechnungsmäßigen Querschnitt $Q \cos \zeta$, welchen wir in unsere Formeln dann einzusetzen haben, wenn die betreffende Muskelfaser schräg in die Sehne eingepflanzt ist, erhalten wir früherer Überlegung gemäß (§ 11), indem wir das Volumen durch die rechnungsmäßige natürliche Länge $L/\cos \zeta$ dividieren. Handelt es sich um mechanische Muskeleinheiten in weiterem Sinne gemäß Fig. 14b, d. h. um Faserkomplexe, welche bloß in der relativen natürlichen Länge $L/\frac{s}{\varphi}$ bzw. bloß in der relativen rechnungsmäßigen natürlichen Länge $\frac{L}{\cos \zeta} \frac{s}{\varphi}$ übereinstimmen, dann ist als natürlicher Querschnitt dieser Muskeleinheit derjenige Wert zu setzen, welchen wir erhalten, wenn wir das Volumen durch das arithmetische Mittel aller (rechnungsmäßigen) natürlichen Längen dividieren.

Bei dieser Gelegenheit ist ein Wort über den „physiologischen Querschnitt“ zu sagen, welcher bisher von den Forschern bei mechanischen Betrachtungen des Muskels den Berechnungen zugrunde gelegt wurde. Als solcher wird der Schnitt definiert, der alle Fleischbündel eines Muskels

senkrecht trifft, oder der größte aller Querschnitte senkrecht zur Faserrichtung (R. FICK II, 1910, S. 294, DU BOIS - REYMOND 1903, S. 202). Aus unseren bisherigen Überlegungen folgt, daß diese Definition in doppelter Hinsicht fehlerhaft ist. Erstens weil für die Kraft der schräg verlaufenden Muskelbündel nur der rechnermäßige Querschnitt $Q \cos \zeta$, nicht der wirkliche Querschnitt senkrecht zur Faserrichtung mechanisch maßgebend ist, zweitens weil nicht darauf Rücksicht genommen wird, daß der Querschnitt des Muskels eine ebenso unbestimmte Größe ist wie die Länge: beide verändern sich ja immer gleichzeitig und umgekehrt proportional. Vermöge des ersteren Fehlers wird der physiologische Querschnitt zu groß, d. h. größer als unser natürlicher Querschnitt gemessen, letzterer Fehler dürfte ihn umgekehrt zu klein erscheinen lassen. Denn alle diesbezüglichen Messungen sind an herausgeschnittenen Muskeln vorgenommen, und beim Freipräparieren wird der Muskel wohl stets in die Länge gestreckt, und erst recht dürfte dies der Fall sein, wenn er dann etwa noch in einzelne Bündel zerlegt wird (HERMANN 1898). Ich vermute, daß der letztere Fehler den ersteren für gewöhnlich überkompensiert und daß daher im allgemeinen der physiologische Querschnitt der Autoren erheblich geringer ist als unser natürlicher Querschnitt.

Es sind auch Methoden angegeben worden, um den physiologischen Querschnitt direkt und ohne den Umweg über die Muskelfaserlänge zu messen. Man vergleiche darüber R. FICK II, 1910, S. 294f.

§ 17. Verknüpfung der beim Lebenden und der an der Leiche gemessenen Werte.

Worauf es uns letztlich ankommt, ist, den Wert der Konstanten beim lebenden Menschen zu finden. Wir sind aber genötigt, Messungen an der Leiche zu diesem Zweck mit heranzuziehen, und es fragt sich, wie weit und unter welchen Bedingungen wir aus den an der Leiche gemessenen Werten auf diejenigen schließen können, welche wir beim Lebenden, wenn dort die Messung möglich wäre, finden würden. Die Frage läßt sich auf das allgemeinere Problem zurückführen, unter welchen Bedingungen den durch anatomische Messung an einem ersten Individuum gewonnenen Zahlen Gültigkeit für ein zweites zugeschrieben werden darf. Ich denke, wir dürfen folgende Annahmen machen.

Erstens: die Längenmaße: natürliche Länge, Hebellänge, Entspannungslänge sind bei verschiedenen Individuen proportional der Gesamtlänge des betreffenden Gliedes (also etwa des Unterarms, wenn es sich um Hand- und Fingermuskeln handelt), dessen Länge ja am Lebenden wie am Toten gleichermaßen leicht festzustellen ist. Zweitens: das Volumen der Muskeln ist proportional dem Volumen des Gliedes, falls die Stärke des Fettpolsters bei den miteinander verglichenen Individuen nicht wesentlich verschieden ist. Auch das Volumen der Extremitätenabschnitte ist an jedem Individuum leicht festzustellen. Das Volumen eines bestimmten Muskels eines bestimmten lebenden Individuums ist dann gleich dem an der Leiche gemessenen Volumen desselben Muskels multipliziert mit dem Verhältnis der Gliedvolumina, die Muskel- und Hebellängen des Lebenden sind gleich

denen der Leiche multipliziert mit dem Verhältnis der Gliedlängen. Aus Volumen und natürlicher Länge ergibt sich der Querschnitt in bekannter Weise.

Ein Bedenken erhebt sich jedoch: nämlich, ob nicht bei den Bestimmungen der natürlichen Länge der Gelenkausschlag zu berücksichtigen ist, d. h. ob nicht unter sonst gleichen Verhältnissen der Mensch mit den gelenkigeren Fingern auch längere Fingermuskeln besitzt als der mit den straffen Gelenken. Auf diese Frage vermag ich nicht zu antworten. Wohl aber wird es möglich sein, durch vergleichende Messungen an einer größeren Zahl von Leichen den gewünschten Aufschluß zu erhalten.

Bei diesen Messungen nun muß, wie wir oben sahen, die Entspannungslänge als vom Lebenden her bekannt vorausgesetzt werden. Es fragt sich nun weiter, ob diese Länge immer einfach den Längenabmessungen des Gliedes proportional ist. Sie wird es offenbar nur dann sein, wenn der Spannungswinkel bei allen Individuen derselbe ist. Eine später mitzuteilende Beobachtung über diesen Wert (§ 22i), wie ich ihn an meinem eigenen rechten und linken Musculus flexor sublimis digiti III gemessen habe, läßt vermuten, daß dies nicht der Fall ist, daß vielmehr der Winkelunterschied zwischen Normalstellung und Entspannungsstellung wechselt, daß dagegen der Winkelunterschied zwischen Mittelstellung und Entspannungsstellung gleich bleibt. Demnach hätten wir bei Feststellung dieser Länge für einen bestimmten Leichenmuskel von der Mittelstellung auszugehen, nicht von der Normalstellung. Die betreffende Formel ist oben bereits besprochen worden (§ 15). Ob wirklich der Spannungswinkel sich nach dem Winkel bei Mittelstellung richtet, darüber würden größere Messungsreihen am Lebenden Aufschluß geben können.

§ 18. Rein anatomische Bestimmung der natürlichen Länge.

Wir nehmen nun an, daß die geforderten anatomischen Messungen für alle Körpermuskeln in korrekter Weise ausgeführt seien. Dann wird trotzdem nur für eine verhältnismäßig sehr kleine Zahl die Bestimmung der individuellen Konstanten möglich sein, da wir ja die Entspannungslänge bloß bei jenen wenigen Muskeln feststellen können, welche eine Sehne besitzen, die so oberflächlich liegt, daß wir beim Lebenden durch Palpation oder Inspektion ihre Spannung und Entspannung kontrollieren können. Wo wir nicht in der Lage sind, die Entspannungslänge festzustellen, da können wir auch über die natürliche Länge nichts aussagen, und fehlt uns diese, so fehlt uns auch der natürliche Querschnitt. Das ist für die Gliedermechanik eine unerfreuliche Aussicht. Doch ist vielleicht eine Rettung möglich. Wenn nämlich unsere frühere Annahme, daß die Urelemente aller Skelettmuskeln des Menschen übereinstimmen, zu Recht besteht, dann brauchen wir ja nur die natürliche Länge des Urelementes festzustellen und an der uns interessierenden Muskelfaser die Zahl der hintereinandergeschalteten Urelemente zu zählen, um durch Multiplikation beider Größen die natürliche Länge zu finden (§ 3): $L = n \cdot L_U$. Aus der natürlichen

Länge läßt sich dann ohne weiteres die Entspannungslänge ableiten. Ob diese Annahme zutrifft, wird dadurch festzustellen sein, daß man bei denjenigen Muskeln, welche die direkte Bestimmung der Entspannungslänge und damit der natürlichen Länge zulassen, diese Auszählung und Berechnung vornimmt. Zutreffendenfalls wären wir dann in der günstigen Lage, auf rein anatomischem Wege und also für jeden beliebigen Muskel die sämtlichen individuellen Konstanten festzustellen, und damit wären die Vorbedingungen für den Aufbau der gliedermechanischen Muskelanatomie, von der wir früher sprachen, gegeben (§ 12).

Schon ROUX hat die Zahl der hintereinander geschalteten Urelemente als Ausdruck der „morphologischen Länge“ angesprochen (ROUX 1895, S. 623).

§ 19. Eigene Messungen der natürlichen Länge und des natürlichen Querschnitts.

Die gliedermechanische Muskelanatomie ist einstweilen nur ein schöner Traum. In Wirklichkeit besitzen wir heute dank der mit bewundernswertem Fleiß und Sorgfalt durchgeführten Reihenmessungen verschiedener Anatomen zwar zahlreiche Angaben über Muskelfaserlängen (ED. WEBER, FROHSE und FRÄNKEL), aber sie sind alle am ausgeschnittenen Muskel gewonnen, und zahlreiche Muskelwägungen (dieselben Autoren, THEILE), aber überall fehlen die Angaben über die äußeren Abmessungen der betreffenden Gliedmaßen, welche zu einer Umrechnung auf die für den Lebenden geltenden Werte nötig wäre. (Vgl. hierüber FROHSE und FRÄNKEL 1908, S. 324.) Somit genügen leider alle die bisherigen Messungen den Anforderungen, welche wir stellen müssen, nicht. Da ich nun für meine weiteren Untersuchungen die Konstanten der zugehörigen Muskeln unbedingt nötig hatte, umfangreiche anatomische Untersuchungen aber anzustellen nicht in der Lage war, so entschloß ich mich zu einem Kompromiß und nahm an einem für meine Zwecke besonders wichtigen Muskel eigene Messungen vor, während ich mich im übrigen mit dem in der Literatur vorhandenen Zahlenmaterial, so gut es ging, behalf, wovon nachher zu sprechen sein wird.

Dieser Muskel war die Mittelfingerportion des oberflächlichen Fingerbeugers, welche ich kurzweg als *Musculus sublimis flexor digiti III* bezeichne. Es kam mir darauf an, die natürliche Länge und den Querschnitt dieser Muskelportion bei mir selber auf Grund anatomischer Feststellungen zu erschließen. Unser Straßburger Anatom Professor KEIBEL hatte die Güte, mir zu diesen Feststellungen Gelegenheit zu geben und mir bereitwilligst seine Hilfe zu leihen.

Um zunächst die natürliche Länge des in Rede stehenden Muskels zu ermitteln, wurde folgendermaßen vorgegangen. An einem in Spiritus konservierten mageren Arm, bei dem die Gelenke leicht beweglich waren und die Finger stark überstreckt werden konnten, wurde die Mittelfingerportion des oberflächlichen Fingerbeugers frei präpariert. Sodann wurde bei stärkster Streckung von Hand- und Fingergelenken die Muskelfaserlänge gemessen. Ich fand sie bei den proximalen Faserbündeln, welche in der Richtung der Sehne ziehen, zu 8,6 cm. Die distalen Fasern, welche unter

spitzem Fiederungswinkel sich an die Sehne ansetzen, blieben in der Länge nur unbedeutend hinter diesem Maß zurück. Nunmehr wurden alle Gelenke in extreme Beugestellung gebracht und festgestellt, daß die Sehne des Muskels beim Übergang in diese Stellung auf eine Länge von 5,5 cm aus dem Canalis carpi hervorgezogen werden konnte, wobei als Meßpunkt einerseits ein in das Ende des Speichenknochens eingeschlagener Nagel diente, andererseits der durch das distale Ende der periphersten Fleischfaser gekennzeichnete Punkt der Sehne. (Die Länge bei Normalstellung festzustellen, habe ich leider versäumt.) Daraus ergibt sich die Länge der Muskelfaser bei Mittelstellung gemäß unserer früheren Formel (§ 15):

$$L_m = L_a - \frac{L_a - L_i}{2} = 8,6 - \frac{5,5}{2} = 5,85 \text{ cm.}$$

Nun messe ich die Länge der Ulna meines eigenen Arms vom Ende des Olekranon bis zur Spitze des Processus styloides zu 28 cm, die gleiche Länge betrug an dem anatomischen Präparat 23,4 cm. Indem ich annehme, daß die Länge der Muskelfasern der Länge der Knochen proportional ist (§ 17), erhalte ich für die Länge meines eigenen Muskels bei Mittelstellung

$$L_m = 5,85 \cdot \frac{28}{23,4} = 7,0 \text{ cm.}$$

Aus der Länge bei Mittelstellung ergibt sich die natürliche Länge mit Hilfe der Entspannungslänge ΔL und der Zusatzlänge für Mittelstellungslänge ΔL_m mittels der Gleichung (§ 15, § 5 d):

$$L = L_m + \Delta L - \Delta L_m.$$

Indem wir die für die Zusatzlängen am Lebenden gefundenen Werte aus den Tabellen 9 und 10 einsetzen, erhalten wir:

$$\text{rechtsseitig: } L = 7,0 - 1,20 + 0,86 = 6,66 \text{ cm}$$

$$\text{linksseitig: } L = 7,0 - 0,48 + 0,32 = 6,84 \text{ cm.}$$

Die gesuchte natürliche Länge beträgt also abgekürzt rechts 6,7, links 6,8, im Mittel $6\frac{3}{4}$ cm.

Um nun den natürlichen Querschnitt des Muskels zu ermitteln, wurde folgendermaßen vorgegangen. An demselben Leichenarm, der zur Ermittlung der natürlichen Länge diente, war, noch ehe die Präparation begonnen wurde, das Volumen des gestreckten Unterarms in der Länge der Ulna, d. h. zwischen einem Querschnitt, den man sich am oberen Ende des Olekranon und einem anderen, den man sich an der Spitze des Processus styloides angelegt denkt, durch Eintauchen in ein wassergefülltes Standgefäß und Messung der verdrängten Flüssigkeit festgestellt worden. Nun wurde zwischen diesen beiden Querschnitten sämtliche Muskelsubstanz samt Sehnen abpräpariert und das Volumen abermals in gleicher Weise ermittelt. Außerdem wurde die abpräparierte Muskulatur gewogen. Das Volumen des unverletzten Vorderarms auf Ulnalänge betrug 443 ccm, das des von der Muskulatur befreiten Vorderarms 227 ccm, woraus sich für

die Muskulatur ein Volumen von $443 - 227 = 216$ ccm berechnet. Die Muskulatur wog 229 g, was bei einem spezifischen Gewicht von 1,058 einem Volumen von $\frac{229}{1,058} = 216$ ccm entspricht. Danach berechnet sich das Vo-

lumen der Muskulatur zu $\frac{216}{443} = 49\%$ des Gesamtvolumens. Der untersuchte Vorderarm war sehr mager. Die Dicke einer in der Mitte der Beuge-seite emporgehobene Hautfalte betrug 0,2 cm. An meinem eigenen Arm maß ich die Dicke derselben Hautfalte zu 0,22 cm, das Volumen des Vorderarms zu 918 ccm. Angenommen, daß das Verhältnis des muskulären zu den nicht muskulären Gewebestandteilen bei beiden Armen dasselbe ist, ergibt sich daraus für meinen Arm ein Volumen der Muskulatur von $918 \cdot \frac{216}{443} = 448$ ccm und ein Gewicht von $448 \cdot 1,058 = 474$ g.

Nun hat ED. WEBER an der von ihm ausgemessenen Leiche das Gewicht sämtlicher, am Vorderarm entspringender Muskeln zu 415 g bestimmt. Rechnet man noch die Ansatzteile der Musculi biceps brachii und brachialis internus hinzu, welche in das von mir ausgemessene Vorderarmvolumen mit eingehen (deren Teilgewicht ich leider nicht besonders festgestellt habe), so kommt man zu dem Ergebnis, daß die Muskelvolumina beider Arme, meines eigenen und des von ED. WEBER gemessenen, gleich groß angenommen werden dürfen. Gleich groß dürfte daher auch bei beiden das Gewicht des einzelnen Muskels und der einzelnen Muskelportion sein. Nun hat ED. WEBER das Gesamtgewicht des Musculus flexor sublimis zu 62,65 g bestimmt. Vom Gesamtgewicht dieses Muskels entfallen nach den Messungen von FROHSE und FRÄNKEL im Durchschnitt 38% auf die Mittelfingerportion, deren Gewicht demnach zu $62,65 \cdot \frac{38}{100} = 23,8$ g und deren Volumen zu $\frac{23,8}{1,058} = 22,5$ ccm sich ergibt. Eben dieses Volumen darf ich also auch für die betreffende Muskelportion meines eigenen Arms in Anspruch nehmen.

Der natürliche Querschnitt meines Musculus flexor sublimis digiti III berechnet sich nunmehr zu $Q = \frac{V}{L} = \frac{22,5}{6,7} = 3,36$ qcm rechts und $Q = \frac{22,5}{6,8} = 3,31$ qcm links.

Es sei noch angemerkt, daß die bei unsern Berechnungen benützten Werte für die Zusatzlängen ΔL und ΔL_m mit Hilfe der von EM. WEBER für die spezifischen Verlängerungen unseres Muskels $\frac{s}{\varphi}$, $\frac{s_r}{\varphi_r}$, $\frac{s_{rr}}{\varphi_{rr}}$ gefundenen Zahlen ermittelt sind, daß aber eine Umrechnung dieser Zahlen auf die für meine Gliedmaßen zu vermutenden individuellen Werte nicht vorgenommen wurde und nicht vorgenommen werden kann, da über die äußeren Abmessungen des von EM. WEBER benützten anatomischen Präparats keine Angaben vorliegen. Doch dürfte, wie eine einfache Überlegung zeigt, der dadurch bedingte Fehler nicht groß sein.

§ 20. Bisherige Längen- und Gewichtsbestimmungen der Anatomen.

Da ich nicht in der Lage war, ebenso wie für den oberflächlichen Beuger des Mittelfingers auch für die übrigen Hand- und Finger Muskeln anatomische Untersuchungen anzustellen, so war ich für diese auf die in der Literatur niedergelegten Angaben angewiesen. ED. WEBER ist der einzige gewesen, der in seiner öfter benützten Arbeit (1851) von einer Reihe von im Skelett eingespannten Muskeln sowohl die äußere Länge der Faser L_a als die Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ gemessen hat. Darunter finden sich einige Muskeln, bei welchen EM. WEBER die relative Längenänderung und ich selbst den Entspannungswinkel gemessen habe. Damit ist die Möglichkeit gegeben, die natürliche Länge in der gleichen Weise, wie es oben für den Flexor sublimis digiti III geschehen ist, zu berechnen. Leider zeigt eine genauere Betrachtung, daß WEBER die betreffenden schwierigen Messungen wohl nicht immer mit jener peinlichen Genauigkeit vorgenommen hat, die für unsre Zwecke verlangt werden muß. Vgl. § 60b und Tabelle 5. Da mir außerdem für viele in Betracht kommenden Muskeln die Werte der Entspannungswinkel fehlten, so mußte ich mich entschließen, in der Regel einen andern Weg zu gehen, nämlich die Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels an Stelle der natürlichen Länge einzusetzen und den aus jener Faserlänge berechneten physiologischen Querschnitt an Stelle des natürlichen Querschnitts. Der damit begangene Fehler ist deshalb nicht sehr schlimm, weil es bei unsern meisten Berechnungen nur auf das Verhältnis der Querschnitte ankommt und angenommen werden darf, daß das Verhältnis der obigen beiden Längenmaße, der natürlichen Länge und der Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels, und also auch das Verhältnis der beiden Arten von Querschnitten, die aus ihnen berechnet werden, einigermaßen konstant ist, falls die Behandlung des anatomischen Muskelpräparates jeweils in gleichmäßiger Weise geschah.

Ebenso wie ED. WEBER haben auch FROHSE und FRÄNKEL (1908) die Faserlängen der ausgeschnittenen Skelettmuskeln gemessen. Aber um möglichste Gleichmäßigkeit des verwendeten Zahlenmaterials zu erreichen, habe ich mich, so weit angängig, ausschließlich an die von ED. WEBER gemessenen Zahlen gehalten und auf die an sich vielleicht noch vertrauenerweckenderen Zahlen von FROHSE und FRÄNKEL nur in solchen Fällen zurückgegriffen, wo WEBERS Angaben nicht ausreichten. Es kommt hinzu, daß ED. WEBER selber schon seine Messungen in der Absicht ausgeführt hat, physiologisch-mechanische Verhältnisse zu erforschen, während den anderen Autoren dieser Gesichtspunkt fernlag und daher auch, soweit ich zu beurteilen vermag, von ihnen nicht genügend berücksichtigt wurde. Über Einzelheiten wird später noch zu sprechen sein.

Messungen der Gesamtverkürzung wurden außer von ED. WEBER auch noch von R. FICK an einzelnen Muskeln ausgeführt (1892, 1911, ROSCHDESTWENSKI und FICK 1913). Endlich hat neuestens JANSEN (1916) bei einigen Muskeln, besonders des Beins, sowohl die Faserlänge wie die Gesamtverkürzung bestimmt, erstere teilweise unter Zuhilfenahme mikroskopischer Messungen der Länge der Querscheibchen (vgl. § 18). Doch sind gegen seine Methodik schwerwiegende Einwände erhoben worden (vgl. R. FICK 1918), und werde ich deshalb seine Zahlen nur gelegentlich zum Vergleich mit heranziehen.

Die Messung der generellen Konstanten.

§ 21. Eigene Versuche am Musculus flexor sublimis digiti III.

Wir kommen nun zu der Ermittlung der generellen Konstanten. Wir können diese Aufgabe auch dahin definieren, daß wir die Längen-Spannungsbeziehungen der kontraktiven Substanz oder die Längen-Spannungskurven des Einheitsmuskels, d. h. des Muskels von der Länge $L = 1$ und dem Querschnitt $Q = 1$ finden sollen. Haben wir diese Kurven gefunden, so brauchen wir nur Abszisse und Ordinate in den nötigen Proportionen zu vergrößern oder zu verkleinern, um die Kurven eines Muskels von beliebigen individuellen Konstanten zu erhalten.

Systematische Versuche zur Ermittlung dieser Kurven sind bisher meistens am Tiermuskel, der dabei elektrisch, nicht durch Willensimpuls gereizt wurde, unternommen worden. Am Menschen sind nur wenige Messungen und diese zum Teil in unvollkommener Weise ausgeführt worden. Ich werde nachstehend zuerst über meine eigenen Versuche am Menschen, sodann kurz über die Messungen anderer Forscher berichten. Am ausgeschnittenen Froschmuskel hat ED. WEBER bereits 1846 eine große Anzahl von Messungen angestellt, und auf Grund dieses Zahlenmaterials hat HERMANN die Kurvenzeichnung, welche in seinem bekannten Lehrbuch und vielen anderen Büchern abgebildet wird, konstruiert.

Gegen alle im Tierversuch gewonnenen Ergebnisse und vor allem gegen ihre Übertragung auf den Menschen liegen eine Reihe von Bedenken vor. Die Zusammenziehung des Muskels wird dabei durch elektrische Reizung erzielt. Es ist aber kaum möglich, auf diesem Wege einen bestimmten Kontraktionszustand so herzustellen und festzuhalten, daß er genau untersucht und definiert werden kann. Soweit dies aber gelingt, bleibt es ungewiß, ob dieser Zustand, wenn er auch im großen und ganzen der durch die natürliche Innervation erzeugten Muskelzusammenziehung ähnlich sieht, in den feineren Einzelheiten, auf welche es für uns doch ankommt, mit ihr übereinstimmt. Außerdem ist zu erwarten, daß diese feineren Einzelheiten bei einem so empfindlich reagierenden Organ, wie es der Muskel ist, durch den operativen Eingriff nicht unverändert bleiben; und in der Tat erweist sich der ausgeschnittene Muskel bei diesen Versuchen als ein höchst unbeständiges, in rascher pathologischer Umbildung begriffenes Gebilde, wovon noch zu sprechen sein wird. Endlich fragt es sich, wie weit überhaupt Menschen- und Tiermuskel gleichgesetzt werden dürfen. Aus diesen Gründen erscheint es dringend erwünscht, die Längen-Spannungsbeziehungen am unverletzten Muskel und am Menschen zu studieren.

Freilich können wir dann die Messung nicht in so einfacher Weise wie im Tierexperiment vornehmen, wo wir das Gewicht unmittelbar an das freigelegte Ende des Muskels anhängen. Vielmehr müssen wir den Muskel in seinem natürlichen Zusammenhang an dem von ihm normalerweise bewegten Körperteil arbeiten lassen, während wir von außen her etwa mit einem Gewicht auf eben diesen Teil, aber in entgegengesetztem Sinn einwirken, bis sich Gleichgewicht herstellt, d. h. bis die Drehmomente

an dem in Betracht kommenden Gelenke sich gegenseitig aufheben gemäß der Gleichung:

$$\mathfrak{P} \cdot R = p \cdot r,$$

wobei wir mit \mathfrak{P} das angehängte Gewicht oder die vom Muskel am Dynamometer erzeugte Spannung, mit R den Hebel dieser Kraft, andererseits mit p den Zug oder die Spannung in der Sehne des Muskels und mit r den Abstand dieser Sehne von der Drehachse des Gelenkes bezeichnen.

Eine weitere Schwierigkeit erwächst uns daraus, daß wir nicht wie im Tierversuch einen geeigneten Muskel nach Belieben isolieren können, sondern mit der Tatsache rechnen müssen, daß bei Bewegung unserer Glieder im allgemeinen eine Mehrzahl von Muskeln in Tätigkeit tritt und wir den Anteil, den der einzelne Muskel an der erzielten Gesamtwirkung hat, nicht angeben können. Immerhin gibt es einige Bewegungen, bei welchen wir annehmen dürfen, daß nur ein einziger Muskel wirksam ist. So wird die Beugung der Finger- Endglieder nur vom Flexor digitorum profundus bzw. vom Flexor pollicis longus geleistet, vorausgesetzt, daß keine moderierende Mitarbeit der Strecksehne statthat. Aber auch das Mittelglied der vier Finger kann von manchen Personen mit Hilfe des Flexor sublimis gebeugt werden, ohne daß der Flexor profundus gleichzeitig in Tätigkeit tritt und das Endglied mitbeugt, wie wir das später noch besprechen werden (§ 37). Ich habe bei meinen Versuchen diese Wirkung des Flexor sublimis am Mittelgelenk benutzt, nachdem ich bei einem allerdings nur flüchtigen Versuch mit dem Flexor profundus am Endgelenk Ergebnisse erhalten hatte, die unter sich nicht in wünschenswertem Maße übereinstimmten und auch auf Grund theoretischer Überlegung zu der Ansicht gekommen war, daß die mechanischen Verhältnisse am Endgelenk für unsere Zwecke weniger günstig liegen. Ich habe meine Versuche an meinem eigenen rechten und linken Mittelfinger angestellt. Da die Hauptschwierigkeit dieser Versuche darin liegt, alle nicht erwünschte Innervation auszuschalten, so wird natürlich nicht jede Versuchsperson brauchbar sein, selbst wenn sie die erwähnte Fähigkeit der isolierten Innervation des Musculus flexor sublimis besitzt.

Im einzelnen verfuhr ich folgendermaßen (Fig. 17): An einem allseitig zugänglichen Tisch sitzend, legte ich den Vorderarm und Hand mit der ulnaren Kante auf die Tischplatte. Um das distale Ende des Mittelgliedes des Mittelfingers wurde eine Schlinge aus 1,2 cm breitem Band gelegt, an welcher eine Schnur angeknüpft war, die zum Dynamometer oder über eine an der Tischkante festgemachte Rolle zu einem Haken führte, an dem das jeweils benötigte Gewicht angehängt wurde. Hand und Unterarm wurden so gelegt, daß das Mittelglied des Mittelfingers mit seiner Längsachse etwa senkrecht zur Zugrichtung lag und das Mittelgelenk stark gebeugt war, also nicht zu befürchten stand, daß etwa die Gelenkhemmung in Funktion trat.

Ich habe meine Versuche erstens bei völlig erschlaffter Muskulatur und zweitens bei stärkster aktiver Anspannung des oberflächlichen Fingerbeugers angestellt. Bei ersteren Versuchen wurde der Vorderarm oder der Ellenbogen gegen einen auf dem Tisch festgemachten Klotz gegengelegt und dann sämtliche Gelenke völlig erschlafft, so daß ihre Lage rein passiv

durch den Zug des Gewichts am Mittelglied des Mittelfingers einerseits und durch den Gegendruck des Klotzes am Arm andererseits bestimmt wurde. Bei geringer Zugstärke kann der Klotz entbehrt werden. Sobald alles richtig und ruhig lag, wurden die Gelenkwinkel festgestellt, und zwar geschah dies durch Anschieben von rechteckig bestoßenen Klötzchen an die Rückenlinien der Fingerglieder, der Mittelhand und des Vorderarms und

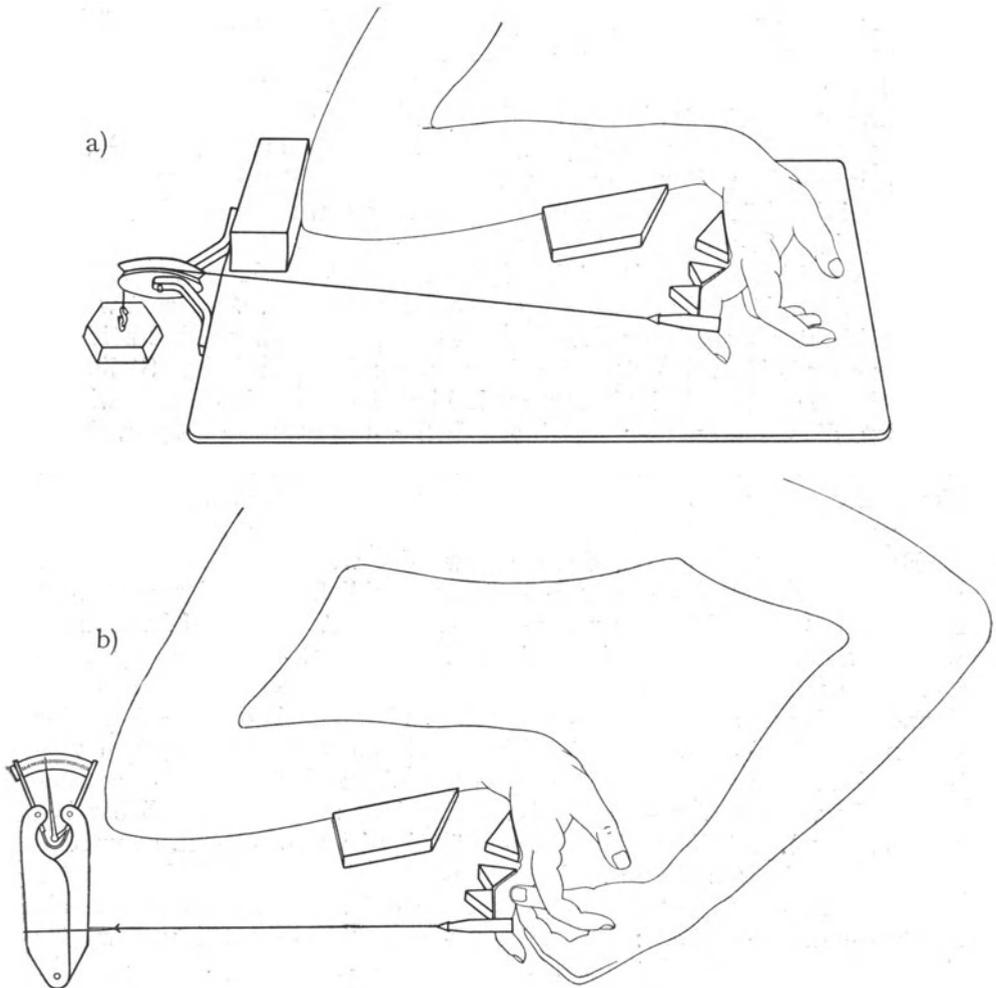


Fig. 17. Versuchsanordnung zur Ermittlung der Längen-Spannungsbeziehungen des Musculus flexor sublimis digiti III dexter. Schematisch. Um das Mittelglied des rechten Mittelfingers ist eine Schlinge gelegt, von der eine Schnur zum Gewicht oder zum Dynamometer (vereinfacht gezeichnet) führt. An den Rückenlinien des Fingers, der Mittelhand und des Vorderarms liegen die rechteckig bestoßenen Klötzchen an, mittels deren die Gelenkwinkel aufgezeichnet werden.

a) Versuch beim erschlafften Muskel,

b) Versuch beim stärkst angespannten Muskel. Die linke Hand hält das Grundglied des Mittelfingers fest.

Aufzeichnen der Lage dieser Klötzchen auf einen zuvor untergelegten Bogen Papier durch Umfahren mit dem Bleistift. Man erhält so eine orthogonale Projektion der Rückenlinien und kann die gesuchten Winkel auf dem Papier bequem ausmessen. Von den am Handgelenk gemessenen Winkeln wurde gemäß § 60a jedesmal 4° abgezogen. Unsere Tabellen 12 und 13 geben stets den korrigierten Handgelenkwinkel. Auch der Winkel zwischen der Zugrichtung und der Längsachse des Mittelgliedes, der, wie erwähnt, ungefähr 90° betrug, wurde jedesmal besonders notiert und nötigenfalls auf Grund dieser Notierung die Hebellänge des Zuges korrigiert. Die Tabellen geben auch hier die korrigierten Werte. Außerdem wurde natürlich das angehängte Gewicht sowie der Hebel, d. h. der Abstand der Bandschlinge von der Gelenkachse, aufgezeichnet. Das angehängte Gewicht wurde innerhalb weiter Grenzen verändert, wie die Tabelle 13 erkennen läßt. Bei den höchsten angewendeten Gewichten wurden bereits ziemlich unangenehme Spannungsempfindungen ausgelöst.

Bei den Versuchen mit stärksten innerviertem *Musculus flexor sublimis* ließ ich diesen Muskel an einem Dynamometer arbeiten. Zunächst wurden bei erschlaffter Muskulatur Grund- und Handgelenk abwechselnd beide gestreckt oder beide gebeugt oder beide in verschiedene mittlere Stellungen gebracht. Das Mittelgelenk war auch hierbei stets nahezu rechtwinklig gebeugt, die zum Dynamometer führende Schnur lag glattgespannt. Dann wurde der Muskel innerviert und veranlaßt, mit stärkster Kraft anzuziehen. Um Schleuderung zu vermeiden, wurde die Kraft langsam bis zum Höchstmaß gesteigert.

Besondere Sorgfalt muß darauf verwendet werden, jede Innervation anderer Muskeln als des *Flexor sublimis* auszuschließen. In dieser Hinsicht ist folgendes zu beachten. Der *Flexor sublimis* wirkt sowohl auf das Grund- wie auf das Mittelgelenk. Andererseits wirkt auch der Zug der zum Dynamometer gehenden Schnur auf diese beiden Gelenke. Soll eine Drehung im Grundgelenk vermieden werden, so muß das Verhältnis der Abstände der beiden Gelenkachsen von der Zugrichtung ein ganz bestimmtes, dem Verhältnis der Abstände der Muskelsehnen von diesen Achsen entsprechendes sein. Wir werden dieses mechanische Problem später ausführlicher behandeln (§ 49). Ist dieses Abstandsverhältnis nicht vorhanden, so werden bei unserem Versuch unwillkürlich andere Muskeln, je nach Bedarf Beuger oder Strecker des Grundgelenks, innerviert um die der Versuchsperson als Ziel vorschwebende Idee: Beugung der Mittelphalange bei unbewegter Grundphalange zu verwirklichen. Durch solche Mitarbeit anderer Muskeln wird unser Versuch unrein, sie muß daher vermieden werden. Dies habe ich dadurch, wie ich glaube, in ausreichendem Maße erreicht, daß ich die Grundphalange des Mittelfingers mittels Daumen und Zeigefinger der anderen Hand von beiden Seiten her faßte und festhielt. Bei stark gebeugtem Grundgelenk ist diese Maßregel entbehrlich, da dann die Gelenkhemmung der in diesem Fall stets vorhandenen Beugetendenz entgegenwirkt, eine, die mechanischen Verhältnisse am Mittelgelenk beeinflussende Muskeltätigkeit also nicht hervorgerufen wird. Ob mir allerdings die Fernhaltung solcher komplizierender Mitwirkung anderer Muskeln gelungen ist, weiß ich nicht.

Um darüber zu urteilen, hätte ich einen Assistenten haben müssen, der im kritischen Moment geprüft hätte, ob das Endglied frei beweglich war. Die nur mäßig gute Übereinstimmung der erhaltenen Zahlenwerte, die die graphische Darstellung zeigt (Fig. 18), mag sich zum Teil durch solche Unreinheiten der Versuche erklären, zum Teil wohl auch durch ungleich starke Innervation. Ich bin überzeugt, daß bei systematischer Einübung auf diese Versuche wesentlich bessere Resultate sich erzielen ließen, wozu mir jedoch die Zeit fehlte.

Bei extremer Gelenkstellung wird die Innervation durch die auftretenden Spannungsgefühle und Schmerzen beeinträchtigt und man erhält zu geringe Druckwerte am Dynamometer, die für unsere Zwecke ausgeschaltet werden müssen. Ein derartiger Wert ist der bei stärkster Streckung am linken Mittelfinger gemessene Wert Tabelle 12, Versuch links Nr. 7. Die Feststellung und Ausmessung der Gelenkwinkel geschah bei diesen Versuchen mit stärkster Innervation in gleicher Weise wie bei den zuvor beschriebenen mit nicht innerviertem Muskel.

Das verwendete Dynamometer ist von der Straßburger Firma I. & A. BOSCH, Feinmechaniker, Münstergasse 15¹⁾, gebaut und stellt eine Neukonstruktion dar, welche den bisher üblichen Modellen gegenüber wesentliche Vorzüge bietet und vielleicht später einmal veröffentlicht werden kann, da gegenwärtig die Zeit dazu fehlt. Es besitzt einen Schleppzeiger, an welchem der erzielte höchste Druck nachträglich abgelesen werden kann. Es ist so gebaut, daß auch bei Messung höchster Drucke, wenn also der Zeiger große Wege macht, der Weg des druckaufnehmenden Punktes klein ist. Das Instrument arbeitet „isometrisch“, wie A. FICK es bei seinen Muskeluntersuchungen nennt.

Die Berechnung der Versuchsergebnisse geschah so, daß zunächst die Zusatzlänge ermittelt wurde auf Grund unserer früheren Gleichungen (§ 5e) und der von EM. WEBER gefundenen spezifischen Verlängerungen, wie das aus der Tabelle 12 und 13 ersichtlich ist. Sodann wurde der Hebel $R_{\prime\prime}$, d. i. der Abstand der Zugrichtung von der Drehachse des Mittelgelenks aus der Entfernung d dieser Achse von dem Angriffspunkt des Zuges am Finger, welche im allgemeinen stets dieselbe blieb, nämlich 2,3 cm und dem jeweils notierten Winkel χ zwischen Zugrichtung und Längsachse der Mittelphalange, dessen Wert stets annähernd 90° betrug, berechnet nach der Formel $R_{\prime\prime} = d \cdot \sin \chi$. Endlich wurde die Spannung der Sehne auf Grund der eingangs besprochenen Annahme, daß die beiden Drehmomente am Mittelgelenk sich das Gleichgewicht halten aus dem angehängten Gewicht oder dem Dynamometerdruck berechnet nach der Formel:

$$\mathfrak{P} R_{\prime\prime} = p r_{\prime\prime}, \quad \text{also} \quad p = \mathfrak{P} \frac{R_{\prime\prime}}{r_{\prime\prime}}.$$

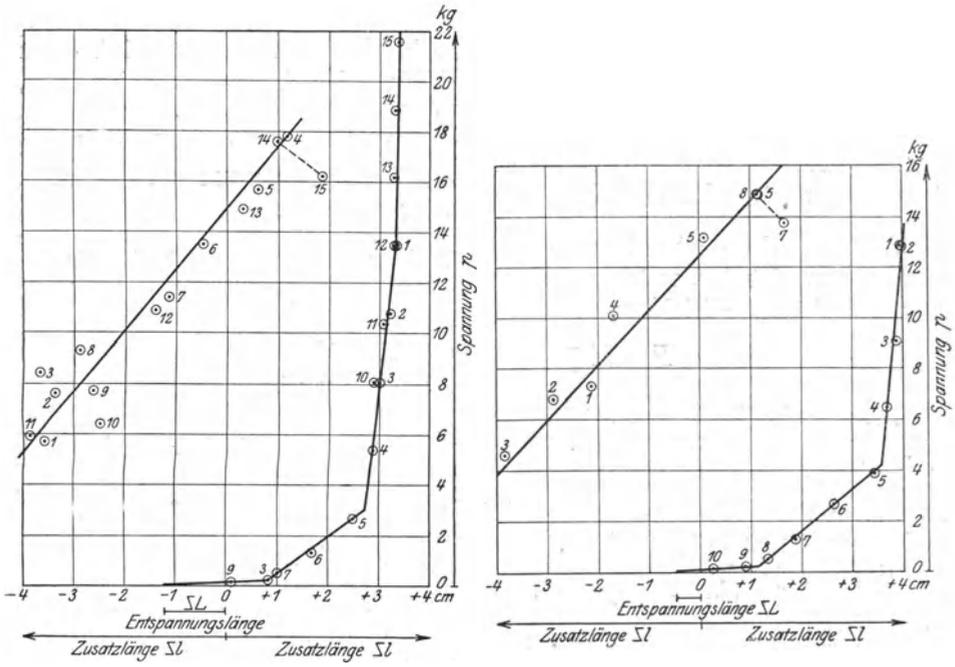
Für den Hebel unseres Muskels am zweiten Fingergelenk $r_{\prime\prime}$ wurde gemäß Tabelle 15 der Wert 0,85 cm gesetzt.

¹⁾ Zusatz bei der Korrektur. Die wegen ihrer wissenschaftlichen Apparate besonders zur Wetterkunde, Erdbebenforschung, Blutdruckmessung weltbekannte Firma ist inzwischen, da die Inhaber Deutsche sind, in Straßburg sequestriert und liquidiert worden, hat aber endlich in Hechingen (Hohenzollern) wieder eine Stätte gefunden.

§ 22. Ergebnisse der Versuche zur Bestimmung der generellen Konstanten.

a) Längen - Spannungskurve des stärkst innervierten Muskels. Betrachten wir nun die Ergebnisse der vorstehend geschilderten Versuche und im Anschluß daran die bisher von andern Forschern auf diesem Gebiet gewonnenen Resultate! Die graphische Aufzeichnung der einzelnen, bei der stärksten Innervation von mir beobachteten Werte (Figg. 18a und b) zeigt, daß diese sich annähernd in eine gerade Linie ordnen lassen, d. h. das Verhältnis des Kraftzuwachses zum Längenzuwachs ist konstant. Verlängern wir diese gerade Linie, so sehen wir, daß sie die Abszisse oder x -Achse unsres Koordinatensystems in etwa 5 cm Abstand vom Entspannungspunkt trifft. Da andererseits die natürliche Länge unsres Muskels, wie oben (§ 19) festgestellt wurde, etwa $6\frac{3}{4}$ cm beträgt, so würde, wenn der Muskel sich in gleicher Weise, wie wir es beobachtet haben, noch weiter verkürzte, bis er überhaupt keinen Zug mehr nach außen ausüben könnte, seine Länge sich bis auf $1\frac{3}{4}$ cm verringern; der stärkst verkürzte Muskel würde nur noch etwa $\frac{1}{4}$ natürliche Länge besitzen. (Dahingestellt muß bleiben, ob nicht genauere Versuche — daß die meinigen in dieser Beziehung zu wünschen übriglassen, habe ich schon gesagt — statt einer geraden eine leicht gekrümmte Linie ergeben würden, so wie sie HERMANN für die Versuche am Tiermuskel aufgezeichnet hat (vgl. jedoch später S. 110). Eine leichte Andeutung einer Krümmung von gleichem Sinn wie die, welche die Kurve des nicht innervierten Muskels aufweist, könnte man bereits jetzt aus dem Bilde der rechtsseitigen Versuche herauslesen. Andererseits erschließt M. HERZ (S. 29 ff.) aus den bisherigen Froschmuskelversuchen im Gegensatz zu HERMANN einen völlig geraden Verlauf der Kurve. Doch sind alle diese am ausgeschnittenen Froschmuskel ausgeführten Messungen wenig zuverlässig, vgl. später Abschnitt h.

Die einzige, mir bekannte, direkt vergleichbare Untersuchung von anderer Seite zeigt gleichfalls Kurven, welche von der geraden Linie nicht wesentlich abweichen. Diese Untersuchung rührt von BETHE her. Er experimentierte mit der künstlich mobilisierten und zur aktiven Bewegung der Amputationsprothese vorgerichteten Muskulatur zweier Oberarmamputierter. Durch die Amputation waren die Beugemuskeln des Ellenbogens und ebenso die Streckmuskeln ihrer Ansatzstellen am Vorderarm beraubt. Statt dessen hatte der Chirurg durch das periphere Ende der Muskelmasse hindurch quer zur Muskelfaser einen mit Haut ausgekleideten Tunnel angelegt. Durch diesen wird ein Stift gesteckt, der nun bei aktiver Anspannung der Muskulatur hochgezogen wird und Gegenstände, die man an ihm angebunden hat, mitnimmt. Indem man verschiedene Gewichte anhängt und die jeweils größtmögliche Hubhöhe bestimmt, erhält man die gewünschte Kurve. Wir haben also hier gegenüber der von mir benutzten Untersuchungsmethode den großen Vorteil, daß wir gerade wie im Tierexperiment das hochzuhebende Gewicht direkt am Muskel befestigen können, allerdings andererseits den Nachteil, daß wir kaum in der Lage sind, uns über den anatomischen Träger der beobachteten Kraftleistungen



a) Rechtsseitiger Muskel.

b) Linksseitiger Muskel.

Fig. 18. Längen-Spannungsbeziehungen des Musculus flexor sublimis digiti III. Graphische Darstellung der in Tabelle 12 und 13 aufgezeichneten Versuchsergebnisse. Die Entspannungslängen ΔL sind gemäß Tabelle 9 eingetragen.

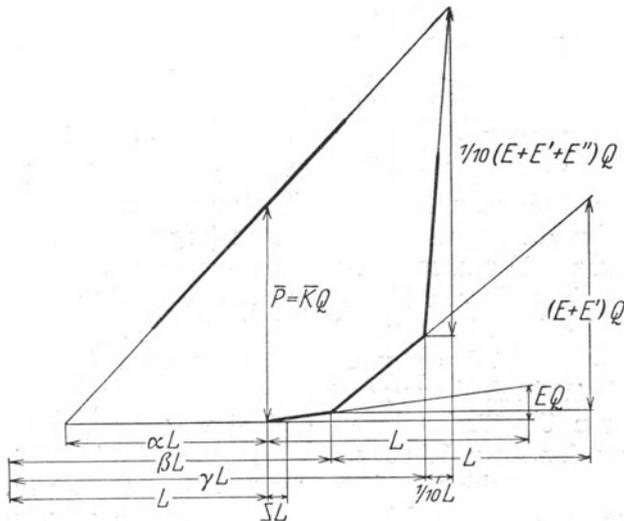


Fig. 18 c. Hilfskonstruktionen zur Ausmessung obiger Figuren auf Grund der Ableitungen des § 4. Die natürliche Länge L ist gemäß den Berechnungen des § 19 eingetragen. Die Ergebnisse der Ausmessung sind in Tabelle 3 aufgezeichnet.

Rechenschaft zu geben. Trotzdem sind weitere Versuche an solchen Patienten für unsere Zwecke erwünscht. Die Gelegenheit dazu wird nicht mangeln, nachdem die bereits vor reichlich zehn Jahren von einzelnen, besonders italienischen Chirurgen und Orthopäden unternommenen Bemühungen zur „Belebung“ der künstlichen Glieder, über die unlängst VANGHETTI berichtet hat, vorzüglich durch SAUERBRUCHS dankenswerte Anregung auch bei uns lebhaften Anklang gefunden haben.

b) Die absolute Muskelkraft. Der bemerkenswerteste Punkt unsrer Kurve ist der, welcher der natürlichen Länge des Muskels entspricht. Für ihn gilt die Gleichung

$$\bar{P} = \bar{K} Q \quad \text{und also} \quad \bar{K} = \frac{\bar{P}}{Q},$$

d. h. wenn wir die diesem Punkt entsprechende Zugkraft durch den natürlichen Querschnitt dividieren, erhalten wir die Höchstkraft der Querschnittseinheit bei natürlicher Länge oder die absolute Muskelkraft \bar{K} (§ 4 c). Der Zahlenwert von \bar{K} ergibt sich gemäß Fig. 18 und Tabelle 3 zu 3,60 kg/qcm rechts und 3,41 kg/qcm links. Letzterer Wert ist vermutlich etwas zu niedrig, vgl. § 22 i.

Von anderer Seite liegen bereits mancherlei Versuche zur Bestimmung dieser Größe am Menschen vor. Doch sind sie weder unter sich noch mit unsrer Bestimmung ohne weiteres vergleichbar, da sie, soweit ich sehe, weder bei natürlicher Länge angestellt, noch auf natürliche Länge und natürlichen Querschnitt umgerechnet sind. Noch schlimmer ist, daß oft gar nicht versucht wird, den individuellen Querschnitt der Versuchsperson zu ermitteln, sondern einfach angenommen wird, derselbe sei dem an einer kräftigen Leiche gemessenen Querschnitt gleich. Dazu kommt, daß die Versuche vielfach an Muskeln vorgenommen sind, an denen die Bestimmung des Querschnitts an der Leiche wegen ihres komplizierten Baues auf Schwierigkeiten stößt und schwer genau durchführbar ist. Nur so erklären sich die erstaunlichen Unterschiede in den Angaben über den physiologischen Querschnitt der Wadenmuskulatur, an welcher die betreffenden Versuche zumeist angestellt wurden. So gibt R. FICK (1892) einen physiologischen Querschnitt der Wadenmuskulatur (Musculi gastrocnemius und soleus) von 16 und 43 qcm an, ED. WEBER (1851) einen solchen von 141, während FROHSE und FRÄNKEL 191 qcm finden und HERMANN (1898) 115 qcm, letzterer nach einer eigenen Meßmethode, welche mir allerdings geeignet erscheint, zu niedrige Werte zu liefern (vgl. oben § 16). Einzelne Autoren haben überhaupt nicht den physiologischen, sondern einfach den anatomischen Querschnitt in Rechnung gestellt, was natürlich ganz unzulässig ist.

Unter diesen Umständen kann es nicht wundernehmen, daß die von den Autoren gefundenen Werte unter sich sowohl wie auch von unserm Wert wesentlich verschieden sind. HENKE und HERMANN, welche der Frage immer noch am gründlichsten nachgegangen sind, kommen zu einem Ergebnis, der erstere von 5,5, letzterer von 6,24 kg/qcm. (Vgl. HENKE 1868, S. 152, R. FICK 1892, S. 50f., 1911, S. 60, HERMANN 1898, S. 437, REYS 1915. Literatur bei HERMANN 1879.)

c) Andersartige Versuche am tätigen Muskel. Einen ganz andern Weg, als wir ihn bisher kennengelernt haben, hat CHAUVEAU eingeschlagen, um die Längen-Spannungsbeziehungen des tätigen Muskels am lebenden Menschen festzustellen. Er läßt die Versuchsperson den Arm im Ellenbogen in einem bestimmten Winkel mit solcher Kraft oder vielmehr solcher Innervationsstärke feststellen, als gerade hinreicht, um dem streckenden Zug eines angehängten Gewichts zu widerstehen. Um das Eigengewicht des Armes auszuschalten, läßt er ihn auf einer Unterstützungsfläche aufruhren, welche um eine senkrechte Achse, die mit der Achse des Ellenbogengelenks eine einzige Linie bildet, leicht drehbar ist, und führt die das Gewicht tragende Schnur so über eine Rolle, daß der streckende Zug in waagrechter Richtung erfolgt. Sodann fügt er zu dem ursprünglichen Gewicht \mathfrak{P} ein Zulagegewicht $\Delta\mathfrak{P}$ hinzu. Dieses bewirkt eine leichte Streckung des Arms, deren Betrag graphisch registriert wird. CHAUVEAU setzt nun voraus, daß die Innervationsstärke durch das Zulagegewicht nicht geändert wird, und die Gleichmäßigkeit der bei geeigneten Personen erhaltenen Versuchsergebnisse spricht für die Richtigkeit dieser Voraussetzung. Das heißt, wenn wir die Längen-Spannungsbeziehungen der bei diesem Versuch tätigen Muskeln graphisch darstellen und für jede Innervationsstärke die entsprechende Kurve zeichnen, so liegt der dem neuen Gleichgewichtszustand entsprechende Punkt mit dem alten als Nachbar auf derselben Kurve. Es muß also möglich sein, aus ihnen die Neigung der Kurve und damit ihre Gestalt zu erschließen.

Erinnern wir uns nun der früher aufgestellten allgemeinen Gleichung der Längen-Spannungsbeziehungen (§ 4c):

$$p = \frac{\bar{K}Q}{\alpha L} iI, \quad \text{also} \quad I = \frac{\alpha L}{\bar{K}Q i} p.$$

Durch Differenziation nach den Veränderlichen I und p folgt:

$$\Delta I = \frac{\alpha L}{\bar{K}Q i} \Delta p = \frac{\Delta p}{p} I.$$

In CHAUVEAUS Versuch nun halten die Spannungen p und Δp der den Ellenbogen feststellenden Muskeln den am Apparat angehängten Gewichten \mathfrak{P} und $\Delta\mathfrak{P}$ die Wage, d. h. beiderlei Kräfte erzeugen entgegengesetzt gleiche Drehmomente am Ellenbogengelenk. Ist die durch das Zulagegewicht bewirkte Verschiebung in der Lage des Gliedes nur gering, so dürfen wir annehmen, daß die Hebel und sonstigen Übertragungsverhältnisse durch diese Verschiebung nicht wesentlich verändert sind. Dann gilt

$$\frac{\Delta p}{p} = \frac{\Delta\mathfrak{P}}{\mathfrak{P}}$$

und also

$$\Delta I = \frac{\Delta\mathfrak{P}}{\mathfrak{P}} I.$$

In Worten: der Längenzuwachs des Muskels ist direkt proportional dem Gewichtszuwachs und der ursprünglichen schwindfähigen Länge, umgekehrt proportional dem ursprünglichen Gewicht.

Und nun zu CHAUVEAUS Versuchsergebnissen. Er fand erstens, daß, wenn er bei gleichbleibender Haltung des Arms sowohl das Ausgangsgewicht wie das Zulagegewicht in der mannigfachsten Weise variierte, stets der Längenzuwachs, genauer der diesem proportionale Ausschlag auf seiner Registriertrommel, dem Verhältnis $\frac{\Delta l}{l}$ entsprach, gerade so, wie es unsre Gleichung verlangt. Er schließt daraus mit Recht, daß „die Elastizität des tätigen Muskels sich genau einfügt in das Gesetz, daß die Verlängerungen den sie bewirkenden Gewichten proportional sind“, d. h. in das HOOKEsche Gesetz, wie wir es früher besprochen. Damit ist, scheint mir, das kurz gesagt, was CHAUVEAU etwas umständlich im ersten, dritten und vierten Satz seiner Schlußfolgerungen als Ergebnis seiner Versuche zusammenfaßt.

Zweitens fand er und bringt das in seiner zweiten Schlußfolgerung zum Ausdruck, daß, wenn er bei gleichem Anfangsgewicht und gleichem Zulagegewicht den Arm verschieden lagerte, d. h. den Ellenbogen bald etwas mehr, bald etwas weniger gebeugt halten ließ, der Längenzuwachs stets der gleiche blieb. Dies Ergebnis widerspricht nun unserer obigen theoretischen Überlegung, welche vielmehr verlangt, daß der Längenzuwachs Δl der Ausgangslänge l proportional ist, und diese Ausgangslänge der Ellenbogenbeuger ist natürlich bei stärkerer Beugung des Gelenks geringer, bei schwächerer Beugung größer. Betrachten wir aber, um diesen Widerspruch aufzuklären, die von CHAUVEAU mitgeteilten Kurven etwas schärfer, so sehen wir, daß sie die von ihm behauptete Gleichheit gar nicht aufweisen, sondern daß die Ausschläge mit der Änderung der Armhaltung sich gleichfalls etwas ändern und mit zunehmender Streckung größer werden. Allerdings ist der Unterschied gering und ich kann nicht nachweisen, daß sein Betrag dem von unsrer Theorie geforderten entspricht, da die zu solcher Prüfung nötigen Angaben fehlen. Übrigens würde die Berechnung wegen der Vielzahl und der komplizierten Verhältnisse der bei der Ellenbogenbeugung beteiligten Muskeln auf erhebliche Schwierigkeiten stoßen. Jedenfalls aber liegt einstweilen kein Grund vor, hier eine Unstimmigkeit zwischen Versuch und Theorie anzunehmen. Vielmehr dürfen wir diese schönen Versuche als wertvolle Bestätigungen unsrer Anschauungen ansprechen und zugleich als Ergänzung der zuvor beschriebenen Versuche, eine Ergänzung, welche deshalb besonders wertvoll ist, weil jene nur am stärksten innervierten Muskel angestellt waren, diese bei verschiedenster Innervationsstärke ausgeführt sind. Damit erhalten unsre früheren Aufstellungen (§ 4) über die Innervationsstärke i und über den Verlauf der Längen-Spannungskurven beim nicht maximal innervierten Muskel eine experimentelle Unterlage.

Bereits lange vor CHAUVEAU haben DONDERS und VAN MANSVELDT auf gleichen Überlegungen fußend Versuche nach ganz ähnlichem Prinzip angestellt und dabei gefunden, daß „die Längenzuwachse den Lastzuwachsen durchweg ziemlich proportional waren“. Im einzelnen aber scheint mir ihre Versuchsanordnung weniger zweckmäßig gewesen zu sein. Doch ist mir die betreffende Abhandlung nicht im Original zugänglich gewesen, sondern nur in dem ausführlichen Referat, das HERMANN im Handbuch der Physiologie gegeben hat (1879, S. 9).

d) Wenden wir uns nun der graphischen Darstellung der Längen-Spannungsbeziehungen des nicht innervierten Muskels zu, so finden wir ein wesentlich anderes Bild. Die in unser Koordinatennetz (Fig. 18) eingetragenen Punkte ordnen sich ungezwungen zu einer Kurve, welche eine aus drei Teilstücken bestehende gebrochene Linie darstellt. Beim rechtsseitigen Muskel kommt noch ein viertes Teilstück hinzu. Jedes Teilstück für sich stellt eine gerade Strecke dar. Das heißt, innerhalb desselben erfolgt Spannungszuwachs und Längenzuwachs proportional gemäß dem in der unbelebten Welt allgemein gültigen HOOKEschen Gesetz. Diesen Befund deuten wir am ungezwungensten durch die Annahme, daß drei bzw. vier verschiedene Kräfte der durch das angehängte Gewicht erstrebten Dehnung Widerstand leisten, von welchen die erste sofort bei Überschreitung der natürlichen Länge wirksam wird, richtiger gesagt: deren Wirksamwerden die natürliche Länge definiert, während die andern erst dann einsetzen, wenn der Muskel bereits auf eine gewisse Länge auseinandergezogen ist. Anders ausgedrückt: jeder einzelne dieser Widerstände ist charakterisiert außer durch seine Stärke durch die Länge, welche der Muskel erreicht haben muß, damit er wirksam wird. Für den ersten Widerstand ist dies die natürliche Länge L , für den zweiten eine Länge, welche wir mit βL , für den dritten eine solche, welche wir mit γL bezeichnet haben. Wir können uns ein derartiges System von Widerständen veranschaulichen, indem wir mehrere Gummischnüre von etwas verschiedener Länge nehmen und das eine Ende sämtlicher Schnüre zu einem Knoten zusammenbinden und ebenso das andere Ende zu einem zweiten und dann an dies Schnurbündel Gewichte anhängen. Bei geringem Gewicht wird nur die kürzeste Schnur sich anspannen, während die andern schlaff hängen; eine geringe Gewichtszunahme wird deshalb eine starke Längenzunahme bewirken. Bei weiterer Gewichtszunahme wird die zweite, später die dritte Schnur usw. mit tragen helfen und dadurch die Dehnbarkeit des Bündels jedesmal geringer werden.

Die Gleichungen unserer drei Kurventeilstücke haben wir früher bereits aufgestellt. Die in diesen Gleichungen auftretenden Werte E , E' , E'' sind die Elastizitätsmoduln der betreffenden Widerstände. Den vierten Widerstand haben wir vernachlässigt aus Gründen, welche alsbald (§ 22g) angegeben werden sollen. Wollten wir ihn berücksichtigen, so würden wir einen vierten Widerstand E''' , einen weiteren Wendepunkt vom Abstand δL und eine vierte, leicht aufzustellende Gleichung für dies letzte Kurvenstück einführen müssen.

Endlich sei noch darauf hingewiesen, daß die Reihenfolge, in welcher wir unsere Messungen vornehmen, auf das Ergebnis keinen Einfluß hat, d. h. wir erhalten bei einer schwachen Dehnung den gleichen Meßwert einerlei, ob eine starke Dehnung des Muskels vorausgegangen ist oder nicht. Dies beweist, daß der Muskel nach jeder, auch der stärksten Dehnung in den ursprünglichen Zustand zurückkehrt, daß er vollkommene Elastizität oder elastische Vollkommenheit besitzt. Man vergleiche die Reihenfolge der Messungen angegebenden kleinen Ziffern der Figuren 18a und b.

Auf gewisse Besonderheiten, individuelle Schwankungen des den Tonus

des Muskels kennzeichnenden Elastizitätsmoduls E' kommen wir später noch zu sprechen. Vgl. § 30a gegen Schluß.

e) Von den aus unsrer Kurve sich ergebenden Zahlenwerten ist einer besonders bemerkenswert, das ist der Faktor γ , welcher die Lage des zweiten Kehrpunktes unsrer Kurve kennzeichnet, indem er angibt, um wieviel die Muskellänge dort die natürliche Länge übertrifft. Da von diesem Kehrpunkt an der Widerstand, den der Muskel der Dehnung entgegensetzt, rasch wächst, so ist die dortige Muskellänge γL zugleich annähernd die Höchstlänge (größte Länge) des Muskels, genauer diejenige, über welche hinaus er nicht mehr wesentlich gestreckt werden kann ohne großen Kräfteaufwand, noch gestreckt werden darf, wenn unangenehme Empfindungen, Schmerzen und die Gefahr der Zerreißung vermieden werden sollen. Wir finden den Zahlenwert von $\gamma = 1,6$ (Tabelle 3). Wir sahen andererseits, daß die stärkste Verkürzung, welche der Muskel zu leisten vermag, wenn er sich von seiner natürlichen Länge L ab verkürzt, gleich ist αL und finden den Zahlenwert von $\alpha = 0,75$ (Tabelle 3). Es beträgt also die Verkürzung des Muskels von der größten Länge bis zur natürlichen Länge $(\gamma - 1) L$, von dort bis zur kleinsten Länge αL und also die größte Gesamtverkürzung $(\alpha + \gamma - 1) L$ und das Verhältnis dieser größten Gesamtverkürzung (oder freien Gesamtverkürzung § 4c, § 27d) zur größten Länge $\frac{\alpha + \gamma - 1}{\gamma}$ und in Zahlen $\frac{0,75 + 1,6 - 1}{1,6} = \frac{1,35}{1,6} = 0,84$.

Oder vielmehr noch etwas mehr, da wir ja die größte Länge mit $1,6 L$ etwas zu niedrig angesetzt haben. Nun hat ED. WEBER (1846, S. 121) beim elektrisch gereizten Froschmuskel eben dies Verhältnis der größten Verkürzung zur größten Länge bei besonders gut arbeitenden Muskeln gleich $0,85$ und darüber gefunden. Diese Übereinstimmung ist gewiß bemerkenswert in Anbetracht der so gänzlich verschiedenen Wege, auf welchen WEBERS Wert und unser Wert gewonnen wurde.

g) Es drängt sich uns die Frage auf, welches die Natur dieser verschiedenen Widerstände sein mag, die anzunehmen uns die Kurve des nicht innervierten Muskels veranlaßt. Ich möchte darüber folgende Vermutung wagen: Der zuerst einsetzende Widerstand mit dem Anfangspunkt L und dem Elastizitätsmodul E ist der eigentliche Widerstand der kontraktilen Substanz. Ihm folgt als zweiter mit dem Anfangspunkt βL und dem Elastizitätsmodul E' der Tonus dieser Substanz, das heißt ein Zustand von unwillkürlicher Dauerkontraktion, welcher reflektorisch und durch Vermittlung des Zentralnervensystems hervorgerufen wird, und zwar in diesem Falle dadurch, daß der Muskel über eine gewisse Länge hinausgedehnt wird. Die Verwandtschaft dieser unwillkürlichen Kontraktion mit der zuvor besprochenen willkürlichen verrät sich schon durch die ähnliche Neigung der zugehörigen Kurvenabschnitte. Der dritte, sehr kräftige Widerstand mit dem Anfangspunkt γL und dem Elastizitätsmodul E'' rührt von der innersten Hülle der kontraktilen Substanz, dem Sarkolemm her, das bisher erschlafft und gefältelt, nunmehr sich anspannt und als kräftige und schwer dehnbare Hülle die zarte eigentliche Muskelsubstanz vor Zerreißung

schützt. Der vierte Widerstand endlich rührt, so vermute ich, daher, daß eine zweite Sorte von Muskelhüllen sich anspannt, etwa die Muskelfascie oder das Perimysium internum, dessen kräftige Struktur schon ROUX veranlaßte (1895, S. 182), ihm eine besondere funktionelle Bedeutung zuzuschreiben.

Freilich wäre auch eine ganz andre Deutung möglich, nämlich, daß dieser vierte Widerstand bei unserm Versuch von einer Anspannung des Musculus flexor profundus herrührt. Allerdings läßt unsere Versuchsanordnung das Fingerendglied, an welchem er angreift, völlig frei. Aber bei stärkster möglicher Überstreckung des Fingers genügt das anscheinend nicht mehr, um völlige Entspannung der Sehne dieses zweiten Beugemuskels trotz überstreckten Hand- und Grundgelenks zu gewährleisten, und man kann feststellen, daß die Hin- und Herbewegung des Endgliedes, welche bei geringer Überstreckung noch spielend zu bewerkstelligen war, jetzt einem gewissen Widerstand begegnet. In diesem Fall hätten wir es hier mit einer durch die Unvollkommenheit unsrer Versuchsanordnung bedingten Komplikation zu tun, die wir im übrigen unbeachtet lassen könnten. Weil ich mit dieser Möglichkeit rechnete, hauptsächlich aber, weil ich die weiteren Berechnungen tunlichst vereinfachen wollte, habe ich diesen vierten Widerstand bei Aufstellung unsrer Gleichungen einstweilen nicht berücksichtigt.

Falls die Deutung unsrer Kurve richtig ist, müßte das durch den reflektorischen Tonus bedingte zweite Kurvenstück bei Individuen mit peripherer Lähmung der Fingerbeuger fortfallen. Ich hatte keine Zeit und Gelegenheit, an geeigneten Patienten Versuche vorzunehmen. Dagegen liegen von anderer Seite tierexperimentelle Versuche vor, welche für unsre Annahme sprechen.

h) Bisherige Versuche am erschlafften Muskel. LANGELAAN hat besonders sorgfältige und umfangreiche Untersuchungen über die Muskeldehnung angestellt. Er hing an das freipräparierte Ende des Musculus gastrocnemius eines Frosches ein Nöpfchen an, in welches er in gleichmäßigem Tempo Quecksilber einfließen ließ, und registrierte die dadurch bedingte allmähliche Verlängerung des Muskels. Er erhielt Kurven, welche anfangs steiler, später immer flacher abfallen, und welche er durch eine logarithmische Formel darzustellen sucht. Die Kurve zeigt also nicht die in scharfen Ecken zusammenstoßenden Teilstücke, welche für die von uns gefundene Kurve charakteristisch sind. Ich halte es aber für denkbar, daß trotzdem die Verlängerung des Muskels nach dem Gesetz unsrer Kurve stattgefunden hat, daß aber die aufgezeichnete Kurve deshalb die scharfen Ecken vermissen läßt, weil der Musculus gastrocnemius aus Fasern von sehr verschiedener Länge besteht, deren längste FROHSE und FRÄNKEL beim Menschen zu 7, deren kürzeste zu 3 cm gemessen haben. Die Folge eines solchen zusammengesetzten Aufbaus muß sein, daß die einzelnen Fasern sich stets in verschiedenen Stadien der Dehnung befinden, und daß für jede einzelne bei einer andern Länge des Gesamtmuskels der Punkt erreicht wird, wo sie aus einem Teilstück der Kurve in ein andres übertritt. Die Kurven der einzelnen Fasern sind also gegeneinander verschoben. Was wir aufzeichnen ist nur die durch Summierung aller einzelner Kurven ent-

standene Gesamtkurve. In dieser sind die Sonderkurven der einzelnen Fasern übereinander geschoben und dadurch die Ecken verwischt.

Hier sei eine Bemerkung eingeschaltet. Trotz der sehr verschiedenen wirklichen Länge der Fasern des *Musculus gastrocnemius* könnte die relative (natürliche) Länge aller seiner Fasern dieselbe sein, der ganze Muskel eine mechanische Muskeleinheit etwa nach Art des *Musculus brachioradialis* (§ 12, Fig. 14b) bilden. Gleiche relative Länge bedeutet, daß bei Drehung des Gelenks die Längenänderung der einzelnen Faser ihrer absoluten Länge proportional erfolgt, daß also die lange Faser viel, die kurze nur wenig gedehnt wird, alle bei einem bestimmten Gelenkwinkel sich in gleichem Dehnungszustand befinden. Demnach müßte auch die Dehnungskurve die typische Form mit den scharfen Ecken aufweisen. Aber eben nur, wenn bei dem isolierten Muskel des Dehnungsversuchs ebenso wie bei dem unter natürlichen Bedingungen im Skelett eingespannten Muskel der Zug mit zunehmender Verlängerung seine Richtung zur Ursprungsfläche des Muskels am Oberschenkelknochen ändern würde. Wenn aber, wie das bei diesen Versuchen üblich ist, der Oberschenkelknochen fest eingespannt und dann der herunterhängende Muskel einfach mit zunehmenden Gewichten belastet wird, so ist es klar, daß die Verlängerung bei allen Fasern gleich groß ist und nicht der Länge der einzelnen Faser proportional erfolgt, daß also im allgemeinen die einzelnen Fasern je nach ihrer Länge in einem ganz verschiedenen Dehnungsstadium sich befinden und daß demgemäß bei der graphischen Aufzeichnung die besprochene Abrundung der Kurvenecken in Erscheinung treten muß.

Eine ähnliche Überlegung wie für den erschlafften, gilt — beiläufig bemerkt — auch für den durch elektrische Reizung zur Kontraktion gebrachten Muskel des Tierexperiments. Auch hier werden bei allmählicher Verlängerung des Muskels die einen Fasern früher, die andern später einen bestimmten Dehnungsgrad erreichen und die diesem entsprechende Kraft ausüben. Dadurch erfolgt die Kraftzunahme des gesamten Muskels, anfangs langsamer, später rascher als es bei einer dem Bau des Muskels entsprechenden Einspannung der Fall sein würde. Die gerade Linie, welche wir als Kurve des tätigen Muskels fanden, verwandelt sich dadurch in eine gebogene. So erklärt es sich wohl, daß die bisherigen Darstellungen, wie beispielsweise die von HERMANN in seinem Lehrbuch gegebene Figur die Längen-Spannungskurven stets als gebogene Linien zeichnen.

LANGELAAN hatte zunächst den Muskel mit dem Nervensystem in Verbindung gelassen. Durchschnitt er nun den *Nervus tibialis*, so änderte sich der Charakter der Kurve und sie zeigte ein längeres geradliniges Anfangsstück, dessen Neigung rasche Längenzunahme bei verhältnismäßig geringem Lastzuwachs erkennen ließ. Nach meiner Auffassung ist das das erste Teilstück der Kurve, welches bisher dadurch verdeckt war, daß der an den Muskel bereits vor Beginn des Versuchs angehängte Schreibhebel samt leerem Gefäß für das Quecksilber genügten, um ihn so weit zu dehnen, daß einzelne Fasern sich bereits innerhalb des zweiten Teilstücks ihrer Sonderkurve befanden. Wird nun dieses zweite Teilstück, von dem wir ja angenommen haben, daß es der Ausdruck einer durch das Zentralnervensystem

vermittelten tonischen Muskererregung ist, ausgeschaltet, so tritt an seiner Stelle die Verlängerung des ersten Teilstücks in Erscheinung.

Die LANGELAANSchen Kurven sind auch insofern unsern Kurven gegenüber als entstellt anzusprechen, als der Muskel nach völliger Entlastung nicht wieder zur ursprünglichen Länge zurückkehrt, sondern eine sehr bedeutende bleibende Dehnung zeigt. Davon ist in unsern Versuchen keine Spur vorhanden: wir bekommen vielmehr übereinstimmende Werte, einerlei in welcher Reihenfolge wir die Gewichte anhängen, wie aus der Tabelle 13 (erste Spalte) hervorgeht. Bei den Versuchen am bloßgelegten oder isolierten Tiermuskel dagegen finden wir stets, daß der Muskel gar nicht oder nur unvollkommen den anfänglichen Zustand wiedererlangt. Der Muskel wird also während des Versuchs ein anderer, der Versuch selber wird dadurch verwickelt, die Deutung der gewonnenen Ergebnisse sehr schwierig. Wenigstens hat ein so trefflicher Untersucher wie BLIX vergeblich sich bemüht, diese Verwicklungen, welche er als Nachdehnung, Nachschrumpfung, Nacherschaffung und Nachspannung unterscheidet, zahlenmäßig auseinanderzulegen. Der ganz besonders sorgfältigen Versuchstechnik WUNDTs ist es allerdings gelungen, auch beim frei präparierten Froschmuskel nicht nur die Proportionalität der Dehnung mit dem Lastzuwachs nachzuweisen, sondern auch völlige Rückkehr des Muskels zur Anfangslänge nach der Entlastung zu erzielen. Aber nur solange die Belastung innerhalb ganz niedriger Grenzen bleibt und die Muskelnerven unverletzt sind.

Noch zahlreiche andre Forscher haben die Dehnung des Muskels im Tierexperiment untersucht (WERTHEIM, MAREY, HERMANN, BRODIE, HAYCRAFT, DRESER usw., Literatur bei v. FREY in NAGELS Handbuch Bd. IV), ohne daß von unserm Standpunkt aus etwas wesentlich andres darüber zu sagen wäre. Allen diesen Versuchen gegenüber hat die Beobachtung am völlig unverletzten normalen Menschenmuskel den nicht hoch genug zu bewertenden Vorzug, daß der Zustand des Muskels unter allen Umständen konstant bleibt.

Diese Behauptung könnte allerdings unberechtigt erscheinen, wenn wir nun die, soweit mir bekannt, einzigen, bereits von anderer Seite am Menschen angestellten Dehnungsversuche betrachten. MOSSO und sein Schüler BENEDICENTI nämlich untersuchten die Dehnung der Wadenmuskulatur, indem sie der mit freihängendem Bein auf einem hohen Stuhl sitzenden Versuchsperson eine Sandale an die Fußsohle anschnallten und diese durch einen an der Fußspitze angreifenden allmählich zunehmenden Zug hochzogen, dabei jeweils den Winkel registrierend, um welchen die Sandale sich drehte. Sie erhielten das merkwürdige Ergebnis, daß die Drehung bei gleichmäßig zunehmendem Zug anfangs langsam, dann schneller stattfand, und daß, wenn der Zug wieder gleichmäßig vermindert wurde, die Rückdrehung gleichfalls erst in kleinen, dann in großen Schritten sich vollzog, meist ohne den Anfangswinkel wieder zu erreichen. Ich habe nun den Verdacht, daß diese Eigentümlichkeiten der aufgezeichneten Kurve durch eine Mangelhaftigkeit der Versuchsanordnung bedingt sind. Nach meiner Erfahrung ist es nämlich kaum möglich, eine Sandale derart am Fuß festzu-

schnallen, daß sie trotz eines abhebelnden Zuges von wechselnder Stärke dem Fuße immer gleichmäßig angelegt bleibt; vielmehr wird die Sandale bei gleichmäßig wachsendem Zug sich bald rascher, bald langsamer von der Ferse entfernen. Es kommt dazu, daß die über den Fußbrücken gespannten Gurte dort das Gewebe zusammenpressen, und zwar je nach der Stärke des wirksamen Zuges bald mehr, bald weniger stark, indem sie Blut und Lymphe aus dem Gewebe verdrängen. Diese Verdrängung geht natürlich langsam vonstatten und hat daher ein Nachhinken der Kurve zur Folge. Daß in der Tat die Blutfüllung des Gewebes unter den Gurten bei dieser Versuchsanordnung eine Rolle spielt, machen auch die respiratorischen Schwankungen wahrscheinlich, welche die Kurven zeigen und welche sich unschwer aus den respiratorischen Schwankungen des venösen Drucks erklären, die bekanntlich an der unteren Extremität recht ausgesprochen sein können.

Endlich sei hier noch auf eine Untersuchung der Dehnungskurve hingewiesen, welche gleichfalls am menschlichen Muskel, zwar nicht am lebenden, aber doch an dem erst vor kurzem vom lebenden Körper abgetrennten und noch nicht der Totenstarre verfallenen Muskel vorgenommen wurde. TRIEPEL bestimmte bei Gelegenheit einer Oberschenkelamputation die Dehnungskurve des menschlichen *Musculus sartorius* oder vielmehr eines etwa 7 cm langen Stückes aus diesem. Seine Kurve zeigt mit der von uns festgestellten große Ähnlichkeit. Sie weist ein sehr langsam ansteigendes Anfangsstück auf und an dieses anschließend ein steil, aber gleichmäßig sicherhebendes Endstück, wenn wir das letzte unmittelbar vor der Zerreißung des Muskels aufgezeichnete Kurvenende außer acht lassen. Der gleichmäßig steil ansteigende Teil entspricht jedenfalls unserm dritten Teilstück (e'' der Fig. 1), das Anfangsstück dem ersten Teilstück e . Das zweite Teilstück unsrer Kurve e' fehlt hier. Aber das entspricht unsrer Erwartung, da ja der untersuchte Muskel von der Verbindung mit dem Zentralnervensystem abgetrennt war, also nicht in tonische Erregung geraten konnte. Allerdings findet der Übergang zwischen den beiden vorhandenen Teilstücken nicht in einer scharfen Ecke, sondern in einem Bogen statt. Aber dafür mag ähnlich wie bei den zuvor besprochenen Versuchen der Umstand verantwortlich sein, daß nicht alle Fasern gleichmäßig gespannt waren, nicht alle gleichzeitig am Kehrpunkt ihrer Sonderkurve anlangten. Denn da TRIEPEL nur einen Teil des Muskels zur Untersuchung zur Verfügung hatte, so wird er jedenfalls ein Ende (oder beide?) künstlich gefaßt und festgeklemmt haben. Dabei ist es nicht zu vermeiden, daß die einen Fasern etwas mehr, die andern etwas weniger gespannt werden.

Auch wenn wir die von TRIEPEL gewonnenen Ergebnisse noch etwas schärfer prüfen und etwa den leicht feststellbaren Wert der generellen Konstanten $E + E''$ sowie γ zahlenmäßig berechnen, zeigt sich eine befriedigende Übereinstimmung mit unsern Ergebnissen. Doch gehe ich auf diese Berechnungen deswegen nicht weiter ein, weil ihnen durchweg eine erhebliche Unsicherheit anhaftet. Aus dem uns bereits bekannten Grunde, daß ein solcher vom Körper abgetrennter Muskel während der Messung sich ständig verändert: gedehnt kehrt er nach der Entlastung nicht mehr

zur alten Länge zurück, sich selbst überlassen verkürzt er sich zusehends (TRIEPEL S. 102). Immerhin darf, wie ich glaube, TRIEPELS Messung als wertvolle Bestätigung unsrer Ergebnisse, wenn auch nur innerhalb weiter Fehlergrenzen, angesprochen werden.

Auf Dehnungsversuche an Leichenmuskeln, wie sie zuerst von WERTHEIM in einer großen Untersuchungsreihe ausgeführt wurden, gehe ich nicht ein, da die Muskeln durch die Totenstarre so tiefgreifende Änderungen erleiden, daß sie physikalisch dem lebenden Gewebe in keiner Weise mehr gleichgesetzt werden können.

i) Zwei weitere interessante Tatsachen enthüllen sich, wenn wir die rechtsseitige und die linksseitige Kurve miteinander vergleichen. Betrachten wir zunächst die Abszissenwerte, so sehen wir, daß beide Kurven ganz ähnliche Abmessungen haben, die Längen L , αL , βL , γL sind rechts und links innerhalb der Fehlergrenzen der Messungen dieselben (Tabelle 3). Dagegen sind beide Kurven gegeneinander als Ganzes verschoben: die rechtsseitige Kurve sitzt mehr auf der Beugeseite, die linksseitige mehr auf der Streckseite des Gelenks (Fig. 18a und b). Die Einjustierung der beiderseitigen Muskeln im Skelettsystem ist also insofern eine verschiedene, als die Sehne des rechtsseitigen Muskels etwas kürzer ist als die des linksseitigen. In der Sprache unsrer Konstanten ausgedrückt: die Entspannungslänge ΔL und der Spannungswinkel Φ sind rechts größer als links.

Interessant ist es nun, daß wir ganz denselben Unterschied in der Einjustierung zwischen rechts und links auch bei dem andern hierauf untersuchten Muskel dem Extensor communis digiti III dexter et sinister vorfinden, und daß ferner dieser verschiedenen Justierung der Muskeln ein Unterschied im Bau des Handgelenks auf beiden Seiten entspricht, insofern bei etwa gleich starkem Gesamtausschlag das rechtsseitige weiter beugewärts, das linksseitige weiter streckwärts bewegt werden kann (Tabellen 9 und 1). Die Entspannungslänge der Muskeln erscheint also auf den jeweiligen Gelenkspielraum einjustiert. Wir haben es hier mit einer bisher uns noch nicht vorgekommenen Art der Anpassung zu tun. Auf die Frage allerdings, warum die beiden Gelenke verschieden gebaut sind, muß ich die Antwort schuldig bleiben.

Einen weiteren bemerkenswerten Unterschied zwischen rechts und links finden wir bei Betrachtung der Ordinatenlängen. Hier sehen wir (Tabelle 3), daß die absolute Muskelkraft \bar{K} rechts größer ist als links, die Werte der Elastizitätsmoduln E , E' , E'' umgekehrt links größer als rechts. Oder geometrisch ausgedrückt: die Kurve des innervierten Muskels verläuft rechts flacher, links steiler; die Kurve des nicht innervierten verhält sich umgekehrt. Die aktive Muskelkraft ist rechts größer, die passive Widerstandskraft links. Ich war erst in Verlegenheit, wie ich dieses verschiedene Verhalten deuten sollte, bis mir folgendes einfiel: Ich experimentierte zuerst an meinem linken Arm und es waren damals die ersten kühlen Herbsttage und die Heizung meines Zimmers ließ zu wünschen übrig, so daß ich fror. Als ich später die rechtsseitigen Versuche machte, war die Heizung gut im Gange, Zimmer und Versuchsperson durchwärmt. Ich vermute nun, daß der kalte Muskel weniger dehnbar ist als der warme, genau so wie das auch

bei andern Stoffen der Fall zu sein pflegt, wo der Physiker von einem negativen Temperaturkoeffizienten des Elastizitätsmoduls spricht. Die geringere Kraft der aktiven Bewegung ist vielleicht durch den größeren Widerstand, den der kalte Muskel in sich selbst zu überwinden hat, bereits ausreichend erklärt. Diese Auffassung stimmt mit der alltäglichen Erfahrung, daß kalte Finger steif sind und weder geschickt noch kraftvoll bewegt werden können. In dem mundartlichen Ausdruck „klamm“ wird gleichzeitig die Kälte und die Steifheit gekennzeichnet.

Komplexmechanik.

Die Hauptarten des Zusammenarbeitens der Muskeln.

§ 23. Die Ruhelage.

Wir haben bisher immer nur von dem einen Muskel und seinem Gelenk oder seinen Gelenken gesprochen. In Wirklichkeit wird jedes Gelenk von mehreren Muskeln versorgt. Auch das einfachste, nur in einer Richtung drehbare Scharniergelenk hat mindestens zwei Muskeln nötig, einen beugenden und einen streckenden, damit diese Richtung nach beiden Seiten hin beherrscht wird. Wir hatten den einzelnen Muskel samt den Körperteilen, in denen und an denen er arbeitet, als gliedermechanisches System bezeichnet; wir fassen nunmehr jede Mehrzahl von Muskeln, welche an gleichen Körperteilen sich betätigen, mit diesen als gliedermechanischen Komplex zusammen. An jedem Gelenk haben wir also einen Komplex von mindestens zwei gliedermechanischen Systemen. Jedem Muskel oder jeder Gruppe von Muskeln steht ein anderer Muskel oder eine Gruppe von solchen als Gegenspieler gegenüber. Immer finden wir Muskeln und Gegenmuskeln, Agonisten und Antagonisten. Beide Arten sind meistens gleichzeitig wirksam. Schon deshalb, weil der Muskel, auch wenn er nicht innerviert, sondern völlig erschlafft ist, doch durch seine passive Spannung auf das Gelenk einwirkt und es in seinem Sinn zu drehen sucht, falls die Gelenkstellung eine solche ist, daß er über seine natürliche Länge gedehnt ist.

Außer dem Zug der Muskeln wirken noch andre Kräfte auf das Gelenk ein und suchen es zu drehen, vor allem das Eigengewicht der Glieder oder die eigene Schwere, sodann alle möglichen stoßenden und drückenden Kräfte von außerhalb, ferner, falls das Glied schon in Bewegung ist, die Trägheit und die Reibung. Wir beschränken unsre Betrachtung auf ruhende Glieder. Das Glied verharrt in Ruhe, wenn sämtliche angreifenden Kräfte sich das Gleichgewicht halten, d. h. wenn die algebraische Summe der Drehmomente in bezug auf alle in Betracht kommenden Drehachsen gleich Null ist:

$$\sum m = 0.$$

Falls die angreifenden Kräfte sämtlich unverändert bleiben, vor allem falls die Innervation der Muskeln nicht wechselt, wird es dann stets eine bestimmte Gelenklage geben, in welcher Gleichgewicht der Kräfte besteht, und in diese Lage wird sich das Glied einstellen.

Wir bezeichnen nun als Ruhelage diejenige Gleichgewichtslage, welche stattfindet, wenn alle Muskeln erschlafft sind und keine Kräfte von außerhalb einwirken, und unterscheiden als Ruhelage im engeren Sinne jene, bei welcher auch der Einfluß der Schwere ausgeschaltet ist, also einzig die nicht innervierten Muskeln die Lage bestimmen. Wir können diese letztere Ruhelage durch Rechnung oder durch Experiment festzustellen suchen. Bei ersterem Verfahren gilt es diejenige Stellung zu errechnen, in welcher die Drehmomente sämtlicher Muskeln sich das Gleichgewicht halten. Die Schwierigkeit des Verfahrens erwächst aus unsrer unzureichenden Kenntnis der einzelnen Muskeln, ferner daraus, daß vermöge der Einrichtung der mehrgelenkigen Muskeln die Ruhelage des einen Gelenks von der Lage anderer Gelenke und deren Ruhelage wieder von derjenigen noch anderer Gelenke abhängig ist. Wir werden später die Ruhelage des Handgelenks, soweit es unter der Herrschaft der eigentlichen Handgelenksbeweger steht, berechnen.

Die Hauptschwierigkeit des experimentellen Weges ist die Ausschaltung des Einflusses der Schwere, die ja im allgemeinen nur dadurch möglich ist, daß der Schwerpunkt genau unterhalb des Aufhängepunktes verlegt wird, was, da wir es doch immer mit mehreren Gliedern zu tun haben, oftmals technisch schwierig oder unmöglich ist. Nun aber gibt es Glieder, welche von kräftigen Muskeln regiert werden, dabei aber geringes eigenes Gewicht besitzen, wie die Finger, bei denen daher der Einfluß der Schwere ein verhältnismäßig geringer ist und wenigstens für die Zwecke der klinischen Betrachtung vernachlässigt werden kann. In diesem Sinn werden wir von der Ruhelage der Finger vielfach zu sprechen haben. Allerdings ist dabei stets vorausgesetzt, daß das Handgelenk, dessen Haltung wegen der gemeinsamen vielgelenkigen Muskeln auf die Haltung der Finger wesentlichen Einfluß übt, in Normalstellung sich befindet, d. h. gerade gestreckt ist.

Als Ruhelage im weiteren Sinn definieren wir jene Stellung, welche ein Glied unter dem Einfluß der erschlafften Muskulatur und zugleich der Schwere einnimmt, müssen dann natürlich stets die Lage des Gliedes angeben, da es in diesem Sinn nicht bloß eine Ruhelage desselben kurzweg, sondern viele verschiedene gibt. So ist es gemeint, wenn wir sagen, daß die Ruhelage des Fußes bei gewöhnlicher Rückenlage (Bettlage) des Menschen eine leichte Spitzfußstellung ist, d. h. der plantarflektierten Endstellung des oberen Fußgelenks nahesteht.

§ 24. Das gemeinsame Gebiet der Spannung oder der Entspannung.

Wir hatten früher als Entspannungsstellung des Muskels jene Gelenkstellung bezeichnet, bei deren Überschreitung der nicht innervierte Muskel sich entspannt, falls die Überschreitung im Sinne des Muskelzugs erfolgt, und sich spannt, falls sie in entgegengesetztem Sinne vor sich geht. Zwischen den Entspannungsstellungen antagonistischer Muskeln und der Ruhelage im engeren Sinn besteht folgende Beziehung: die Ruhelage liegt zwischen den beiderseitigen Entspannungsstellungen. Die Beschaffenheit dieses Zwischengebietes kann von doppelter Art sein. Nehmen wir an, es seien nur zwei Muskeln, ein Beuger und ein Strecker, an dem Gelenk

angebracht und sie versorgten nur dies eine Gelenk. Liegt nun die Entspannungsstellung des Beugers beugewärts von der des Streckers und also die des Streckers streckwärts von der des Beugers, dann befindet sich zwischen beiden eine Reihe von Gelenkstellungen, in welchen beide Muskeln, auch wenn nicht innerviert, gespannt sind. Diese stellen das „gemeinsame Gebiet der Spannung“ der erschlafften Muskeln und Gegenmuskeln dar. Auf einen Winkel innerhalb dieses Gebietes wird sich daher das Gelenk einstellen, wenn es bloß der Wirkung seiner erschlafften Muskulatur überlassen ist, und zwar wird im allgemeinen ungefähr in der Mitte des Gelenkausschlags die Bedingung des Gleichgewichts erfüllt sein und somit die Ruhelage stattfinden.

Die Entspannungsstellungen können nahe aneinander rücken oder geradezu zusammenfallen. Dann schrumpft das gemeinsame Gebiet der Spannung auf einen gemeinsamen Punkt ein. Die beiden Entspannungsstellungen können aber im gleichen Sinn noch weiter und übereinander hinweg verschoben sein, so daß die dem Beuger zugehörige streckwärts von der des Streckers und die des Streckers beugewärts von der des Beugers zu liegen kommt. Dann befindet sich zwischen beiden Stellungen ein gemeinsames Gebiet der Entspannung der Muskeln und Gegenmuskeln. Innerhalb dieses ganzen Gebiets ist dann Ruhelage, d. h. Gleichgewicht. Außerhalb des gemeinsamen Gebiets schließen sich jedesmal auf beiden Seiten die Gebiete des einseitigen Zuges an, in welchem einer der beiden erschlafften Muskeln gespannt und wirksam, der andre entspannt und kraftlos ist.

Um verschiedene gemeinsame Gebiete untereinander vergleichen zu können, müssen wir sie zu dem Gesamtausschlag des Gelenks in Beziehung setzen. Als relative Größe des gemeinsamen Gebietes bezeichnen wir den Winkelumfang des gemeinsamen Gebietes ausgedrückt in Bruchteilen des Gesamtausschlages oder den Quotienten aus diesem Winkelumfang dividiert durch den Gesamtausschlag.

Bezeichnen wir den Entspannungswinkel des Beugemuskels mit Φ , den des Streckmuskels mit Φ^* , so haben wir für den Umfang des gemeinsamen Gebiets den Ausdruck $\Phi - \Phi^*$ und für seine relative Größe die Formel $\frac{\Phi - \Phi^*}{\Phi_a - \Phi_i}$. Der Zahlenwert dieser Größe ist negativ, wenn wir ein gemeinsames Gebiet der Spannung, positiv wenn wir ein solches der Entspannung haben, denn im ersten Fall ist Φ größer, im zweiten kleiner als Φ^* , während der Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$ stets negativ ist. In Tabelle, 25 welche solche Zahlenwerte verzeichnet, sind jedoch die Vorzeichen weggelassen.

Unsere Überlegung ist zunächst nur auf eingelenkige Muskeln anwendbar. Wir können sie aber auch auf mehrgelenkige Muskeln, welche an denselben Gelenken antagonistisch zusammenarbeiten, übertragen, indem wir an Stelle der mehreren Gelenke unsrer Muskeln ein einziges fiktives Gelenk uns gesetzt denken, wie wir das früher besprachen (§ 5i und Fig. 24). Aus der damals entwickelten Formel ergibt sich für die relative Größe des gemeinsamen Gebiets die Gleichung:

$$\frac{\Phi - \Phi^*}{\Phi_a - \Phi_i} = \frac{\Phi}{\Phi_a - \Phi_i} + \frac{\Phi^*}{\Phi_i - \Phi_a} = \frac{\Sigma L - \Sigma L_a}{L_a - L_i} + \frac{\Sigma L^* - \Sigma L_i^*}{L_a^* - L_i^*},$$

wobei wir die dem Strecker zugehörigen Längen durch ein Sternchen kenntlich gemacht haben. Nach dieser Formel ist die Berechnung in der unteren Hälfte der Tabelle 25 durchgeführt¹⁾.

Welche von den drei Möglichkeiten, die wir eben theoretisch konstruiert haben, ist nun in der Natur verwirklicht: gemeinsames Gebiet der Spannung, gemeinsames Gebiet der Entspannung oder Zusammenfallen der Entspannungsstellungen zu einem gemeinsamen Punkt? Zur Beantwortung dieser Frage verfüge ich freilich nur über ein geringes Material und kann nur über sechs einschlägige Fälle genügende Auskunft geben. Unter diesen sechs Fällen aber, die in der Tabelle 25 zusammengestellt sind, finden sich alle drei Möglichkeiten gleichmäßig vertreten.

Da sind zunächst die beiden hauptsächlich Beuger und Strecker des oberen Fußgelenks, die Achillessehne und der Musculus tibialis anterior. Zwischen ihren Entspannungswinkeln liegt ein gemeinsames Gebiet der Spannung von erheblichem Umfang; seine Größe macht etwa $\frac{1}{5}$ des gesamten Gelenkausschlags aus. An der oberen Extremität finden wir bei den eigentlichen Handgelenksbeugern und -streckern dasselbe Gebiet wieder, aber es ist hier auf $\frac{1}{12}$ des Gesamtausschlags zurückgegangen. Bei den Seitwärtsbewegern desselben Gelenks endlich ist es so gering geworden, daß der gemessene Umfang schon innerhalb der Fehlergrenzen unsrer Beobachtung liegen dürfte und wir also wohl von einem Zusammenfallen der Entspannungsstellungen sprechen können. Ein völliges und zweifelloses Zusammenfallen zu einem einzigen gemeinsamen Entspannungspunkt finden wir bei den beiden Fußkantern Musculus tibialis posterior und peroneus longus. Sodann habe ich noch zwei vielgelenkige Muskeln untersucht, die als Beuger und Strecker des Mittelfingers tätig sind. Bei ihnen finden wir ein gemeinsames Gebiet der Entspannung von mäßigem Umfang und ein ebensolches ist dem langen Beuger der großen Zehe mit ihrem langen Strecker gemeinsam. Den Umfang dieses letzteren Gebietes konnte ich mangels der erforderlichen anatomischen Daten nicht feststellen, groß ist er jedenfalls nicht.

Dies ist überhaupt wohl das bemerkenswerteste Ergebnis meiner Messungen: daß die gemeinsamen Gebiete stets verhältnismäßig klein sind, die Entspannungsstellungen antagonistischer Muskeln also nahe beieinander liegen und eine geringe Drehung des Gelenkes genügt, um von einem Entspannungswinkel zum andern zu gelangen. Dies Ergebnis entspricht unsrer früheren Vermutung, daß die Entspannungsstellung übereinstimmt mit der Hauptarbeitsstellung (§ 7a). Da alles Bewegungen unsrer Glieder ein Hin- und Herbewegen, ein abwechselndes Beugen und Strecken, Öffnen und Schließen, Vor- und Zurückbringen ist und jeder Bewegung eine Gegen-

¹⁾ Bei Ermittlung des zweiten Postens unsrer Formel ist zu berücksichtigen, daß für den Streckmuskel dem Winkel ϕ_a die Länge $l = L_i^*$ entspricht und daß seine spezifische Verlängerung $\frac{s^*}{\varphi} = \frac{L_i^* - L_a^*}{\phi_i - \phi_a}$ ist. Im übrigen kann man zu unsrer Formel auch direkter gelangen auf Grund der Überlegung, daß das gesuchte gemeinsame Gebiet gleich ist dem Unterschied im Ausschlag unsres fiktiven Gelenks, wenn es von stärkster Streckung zur Entspannungsstellung erst des Beugers, dann des Streckers übergeführt wird.

bewegung entspricht, so wird im allgemeinen die Hauptarbeitsstellung für Bewegungen und Gegenbewegungen annähernd dieselbe sein. Erst recht gilt diese Überlegung, wenn die Hauptarbeit nicht im Bewegen, sondern im Festhalten besteht, wobei Muskeln und Gegenmuskeln als Halter und Gegenhalter zusammenwirken, wie das bei den Seitwärtsbewegungen von Hand und Fuß der Fall ist. Größere oder geringere Abweichungen von dieser Regel können wir dann erwarten, wenn Muskeln auf spezielle Leistungen eigens eingestellt sind, so die Heber und Senker der Fußspitze, bei welchen wir das relativ größte gemeinsame Gebiet gemessen haben.

Es sei gestattet, hier noch eine weitere Vermutung anzuschließen. Wir hatten überlegt, daß die Arbeit des Muskels, je weiter er sich von seiner natürlichen Länge entfernt, um so unökonomischer, vor allem aber, daß seine Kraft, je mehr er sich verkürzt, um so geringer wird. Je weiter daher das Gelenk sich aus der Hauptarbeitsstellung entfernt, um so unvollkommener wird es muskulär versorgt. Andererseits ist diese Unvollkommenheit um so geringer, je größer die relative Länge des betreffenden Muskels ist. Die Unvollkommenheit bei gleicher Entfernung, d. h. gleichem Winkelausschlag von der Hauptarbeitsstellung aus ist umgekehrt proportional der relativen natürlichen Länge des nach der betreffenden Seite ziehenden Muskels (§ 7b, c). Nun dürfen wir vermuten, daß bei Gliedern, welche nicht auf eine spezielle Bewegung eingestellt sind, sondern vielseitig sich zu betätigen pflegen, die Wichtigkeit der Nebenstellungen nach beiden Seiten von der Hauptstellung aus gleichmäßig abnimmt. In diesem Falle ist zu erwarten, daß auch die Vollkommenheit der muskulären Versorgung gleichmäßig sich verringert. Das aber wird der Fall sein, wenn die relative natürliche Länge beider Muskeln, des streckenden und des beugenden, dieselbe ist.

Also dürfen wir bei nicht spezialisierten antagonistischen Muskeln nicht nur annähernd gleiche Spannungsstellungen, sondern auch annähernd gleiche relative natürliche Länge erwarten. In unserer Formelsprache drücken wir das durch die Gleichungen aus

$$\Phi \sim \Phi^* ,$$

$$L/\varphi \sim - L^*/\varphi^* .$$

(Das Minuszeichen der letzten Gleichung rührt daher, daß bei gleicher Winkeldrehung die Längenänderung s des Beugers in umgekehrtem Sinn erfolgt wie die des Streckers s^* , die natürliche Länge L und L^* aber immer positiv gerechnet wird, vgl. § 5g, m). Wir kommen später auf diese beiden Annahmen zurück.

§ 25. Moderation und Kompensation.

Die Gelenke sind auch bei erschlaffter Muskulatur festgestellt, auch wenn äußere Kräfte oder die Schwere nicht einwirken. Nur falls wir ein gemeinsames Gebiet der Entspannung haben, bleibt die Lage innerhalb dieses Gebiets unbestimmt. Doch fragt es sich, ob dieser Fall tatsächlich vorkommt. Unsere Berechnung, welche uns ein solches Gebiet für die

Musculi flexor sublimis und extensor communis digiti III nachweist, berücksichtigt ja nur einen Teil der in Betracht kommenden Muskulatur. Jedenfalls aber ist die Feststellung durch die völlig erschlaffte Muskulatur eine wenig feste; sie setzt einem Versuch, das Glied zu bewegen, nur schwachen Widerstand entgegen und ein geringer Stoß von außen genügt, um eine erhebliche Drehung des Gelenks herbeizuführen. Das ist nach dem, was wir über die mechanischen Eigenschaften des erschlafften Muskels wissen, leicht verständlich. Denn die Spannung oder Zugkraft des erschlafften Muskels nimmt zwar mit der Dehnung, welche durch eine entsprechende Drehung des Gelenks bewirkt wird, zu, aber diese Zunahme ist, solange der Muskel nur wenig über die natürliche Länge gedehnt ist, sehr gering; das erste Teilstück der Längen-Spannungskurve steigt sehr langsam an. Deshalb genügt eine geringe neu hinzukommende Kraft, um die Gleichgewichtslage wesentlich zu verschieben.

Wir können nun die passive Feststellung durch eine aktive verstärken, ja wir pflegen überhaupt erst diese aktive Feststellung als Feststellung zu bezeichnen. Dies geschieht, indem wir sowohl Muskeln wie Gegenmuskeln innervieren und kontrahieren, jedoch die Kontraktion so abpassen, daß das Gleichgewicht der Drehmomente erhalten bleibt, Bewegung also nicht eintritt. Wir sagen dann, daß wir das Glied feststellen oder steif machen. Mechanisch erklärt sich die feststellende Wirkung der Innervation durch die geringere Dehnbarkeit des kontrahierten Muskels, welche bei der graphischen Darstellung in dem steileren Anstieg seiner Längen-Spannungskurve zum Ausdruck kommt.

Möglicherweise hilft hier noch ein weiterer Umstand mit. Die durch die aktive Muskelanspannung bewirkte Verbesserung der Feststellung ist nämlich vielleicht teilweise funktionell, d. h. beruht darauf, daß wir einen etwaigen Stoß von außen, der das Glied aus seiner Lage werfen will, besser oder vielmehr schneller parieren können. Und zwar deshalb, weil wir ihm stets durch Nachlassen von Muskelspannung begegnen können und dies Nachlassen rascher wirkt, als das Verstärken der Anspannung. Denn die Anspannung des Muskels wird im allgemeinen erst dann nach außen wirksam, wenn der Muskel seine Form geändert, die bisher erschlaffte Sehne strammgezogen hat, also makroskopische Massenverschiebungen erfolgt sind, welche stets Zeit beanspruchen; die Wirkung der Erschlaffung dagegen stellt sich sofort ein, der nicht mehr innervierte Muskel ist kraftlos, auch wenn er noch die äußere Form des aktiv verkürzten einnimmt.

Innervieren wir die Muskeln so, daß das Gleichgewicht am Gelenk gestört wird, so tritt Bewegung ein, durch passende Innervation der Antagonisten der bewegenden Muskeln kann sie wieder aufgehoben werden. Eine schwächere Innervation der Antagonisten hebt die Bewegung nicht auf, sondern verlangsamt sie bloß und bewirkt zugleich eine Feststellung, wenn wir in diesem Fall noch so sagen dürfen, d. h. eine vermehrte Sicherung gegen die Wirkung etwaiger, auf Störung der beabsichtigten Bewegung hinielender Einflüsse. Wir bezeichnen die in dieser Weise tätigen Antagonisten nach WINSLOW als Moderatoren der Bewegung. Diese Moderation ist wichtig, wenn wir Bewegungen mit Präzision ausführen wollen, z. B. beim Zeich-

nen, oder wenn wir neue Bewegungen der Glieder zu erlernen uns bemühen. Dagegen sind größere Bewegungen, wenn sie gewohnheitsmäßig ausgeführt werden, im allgemeinen nicht moderiert. Indem wir nämlich durch Übung dahin gelangen, die bewegend Muskeln nur gerade ebenso stark als nötig zu innervieren, wird eine Dämpfung ihrer Wirkung durch die Gegenmuskeln überflüssig. Wir kommen hierauf alsbald zurück (§ 26 gegen Ende).

Nachdem wir das Gelenk aus der Ruhelage in irgendeine andre Stellung überführt haben, können wir es in dieser festhalten. Zu diesem Zwecke müssen wir die Muskeln, in deren Zugrichtung wir aus der Ruhelage uns entfernt haben, dauernd kontrahiert halten. Wir bezeichnen diese Muskeln, deren Zug die neue Stellung bestimmt, als einstellende Muskeln. Die Antagonisten können dabei erschlafft bleiben; Gleichgewicht der Drehmomente kommt dadurch zustande, daß sie in dieser Stellung stärker gestreckt sind, als in der Ruhelage und dadurch ein größeres Drehmoment besitzen, welches dem durch die aktive Kontraktion verstärkten Drehmoment der einstellenden Muskeln die Wage hält. Natürlich können wir die Antagonisten gleichfalls aktiv anspannen, müssen nur die einstellenden Muskeln dann entsprechend noch stärker innervieren. Auf diese Weise erhalten wir dann wieder eine Feststellung im eigentlichen Sinn, bei der neben den die neue Stellung bestimmenden einstellenden Muskeln die Antagonisten als Feststellhelfer tätig sind und die Stellung durch Halt und Gegenhalt nach beiden Seiten aktiv fixiert wird.

Wir haben bisher nur solche zusammenarbeitende Muskeln ins Auge gefaßt, welche gegenseitig sich unterstützen: Synergisten, oder sich entgegenarbeiten: Antagonisten. Ein weiterer, sehr häufiger Fall ist nun, daß sie ihre Wirkung gegenseitig abändern. Der Erfolg ihrer gemeinsamen Tätigkeit ist dann nicht nur in der Stärke, sondern auch in der Art anders als der durch die Arbeit eines einzigen Muskels bewirkte. Die Wirkung des einen Muskels wird dabei durch die der andern teilweise aufgehoben, kompensiert. Wir können daher wie vorhin von Moderatoren jetzt von Kompensatoren sprechen.

Zwei Hauptfälle solcher Kompensation gibt es: Wenn an einem freien Gelenk, d. h. einem solchen, das nicht zwangsläufig ist, sondern in mehr als einer Richtung Bewegung zuläßt, etwa an einem Doppelscharniergelenk oder an einem Kugelgelenk, zwei Muskeln mit verschiedener, aber nicht gerade entgegengesetzter Zugrichtung angreifen, so ist der Erfolg ein Zug und eine Bewegung in einer zwischen diesen beiden gelegenen Richtung. Wenn der ulnare Beuger und der ulnare Strecker des Handgelenks in passendem Verhältnis ihrer Kräfte zusammenarbeiten, so ist das Ergebnis eine reine ulnare Seitwärtsbewegung, indem die beugende Komponente des einen Muskels und die streckende des andern sich gegenseitig aufheben.

Wenn andererseits an einem oder mehreren Gelenken eines mehrgelenkigen Muskels noch ein anderer Muskel so angreift, daß seine Wirkung auf die einzelnen Gelenke sich anders verteilt, als die des ersten Muskels, so ist der Erfolg der gemeinsamen Tätigkeit eine Änderung des Verhältnisses, in welchem die verschiedenen Gelenke an der Bewegung teilnehmen. Die

langen Fingerbeuger beispielsweise beugen zugleich die Fingergelenke und das Handgelenk. Durch Mitarbeit der eigentlichen Handgelenksstrecker aber kann letztere Beugung verhindert und die Bewegung auf die Finger beschränkt werden. Wir können also eine richtunggebende und eine gelenkauswählende Kompensation unterscheiden.

Moderation und Kompensation bedeuten ein völliges oder teilweises Entgegenarbeiten der Muskeln unter sich, also ökonomisch betrachtet einen unwirtschaftlichen Energieverbrauch. Dafür aber erkaufen wir außerordentliche Vorteile, welche durch anderweitige Anordnungen nicht zu erlangen wären: die Promptheit der Umschaltung und die Feinheit der Regulierung und endlich die Einfachheit im Bau unseres Apparates, Vorteile, welche wir ja schon bei anderer Gelegenheit hervorzuheben Anlaß hatten (§ 8).

Im übrigen ist Vorsorge getroffen, daß bei denjenigen Bewegungen, welche wir besonders anhaltend und zugleich mit erheblichem Kraftaufwand ausführen, Moderation und Kompensation möglichst gering sind oder ganz fehlen: Was die Moderation anlangt, so erwähnten wir schon, daß wir bei gewohnheitsmäßigen Verrichtungen durch die Übung lernen, sie ohne Inanspruchnahme der Gegenmuskeln auszuführen. Die richtunggebende Kompensation wird dadurch entbehrlich gemacht, daß ein Muskel so angebracht wird, daß sein Zug genau der betreffenden, häufig benutzten Bewegung angepaßt ist. Die gelenkauswählende Kompensation wird dadurch überflüssig, daß die Wirkung des mehrgelenkigen Muskels auf seine verschiedenen Gelenke so abgestuft ist, daß sie gerade dem Bedürfnis bei den wichtigsten Verrichtungen entspricht. Dies geschieht durch passende Wahl der Hebel, mit welchen der Muskel an seinen verschiedenen Gelenken angreift (§ 8 und § 49). In beiden Fällen ist der Muskelapparat auf sparsame Dauerleistung eingestellt (§ 31). Beide Fälle finden wir, wie im speziellen Teil gezeigt werden wird, gleichzeitig verwirklicht beim Faustschluß, wo die Richtung der Faustschlußhelfer am Handgelenk und die Verhältnisse der Hebel der langen Fingerbeuger an den Fingergelenken solche Anpassungen erkennen lassen. Im Anschluß an die Frage der verschiedenen Fingerstellungen werden wir später das Problem der Zusammenarbeit mehrgelenkiger Muskeln nochmals ins Auge fassen und Wege zu seiner exakten Lösung aufsuchen (§ 55).

§ 26. Abweichende bisherige Anschauungen.

Unsre hier entwickelten Anschauungen über die Spannung und Entspannung der nicht innervierten Muskeln sind keineswegs allgemein angenommen. Vielmehr geht, soviel ich sehe, die allgemeine Meinung gerade umgekehrt dahin, die Muskeln seien so ins Skelett eingepaßt, daß sie stets gespannt sind und Entspannung, und damit natürliche Länge erst dann eintritt, wenn das Gelenk in die Endstellung übergeführt wird, in der der Muskel sich maximal verkürzen kann, daß also in unsrer Sprache ausgedrückt, das gemeinsame Gebiet der Spannung sich über den gesamten Gelenkausschlag erstreckt. So schreibt ED. WEBER (1851, S. 74): „die

Muskeln im lebenden Körper (sind) immer gespannt“, und DU BOIS-REYMOND (1903, S. 204): „nur in wenigen Ausnahmefällen (können) die Endpunkte bis zur Ruhelänge des Muskels genähert werden. Es sind daher die Muskeln im allgemeinen als dauernd gespannte Stränge anzusehen.“ Ein anderer Spezialforscher auf unserm Gebiet, TRIEPEL (S. 104), gibt an, daß die Muskeln bei mittlerer Gelenkstellung durchschnittlich um 50% ihrer natürlichen Länge gedehnt sind und ist ferner der Meinung, daß überhaupt nur ein einziger Muskel, der Triceps surae, am Lebenden entspannt werden könne (S. 108). Eine ganze Reihe ähnlicher Äußerungen französischer und deutscher Lehrbücher hat RICHER (1901, S. 138) zusammengestellt.

Frl. LYDIE DE BESSER hat in einer Lausanner Dissertation diese Anschauung sogar eigens experimentell begründet. Sie hat bei narkotisierten Tieren die Muskelsehnen, insbesondere die Achillessehne, durchschnitten und dann beobachtet, daß das zentrale Ende der Sehne sich so stark zurückzog, daß sie, um die beiden Schnittenden wieder aneinander zu bringen, die Gelenke in die äußerste Stellung drehen mußte. Sie hat damit die alte Erfahrung der Chirurgen bestätigt, daß ein Muskel sich stark verkürzt, wenn seine Sehne durch einen Unfall durchtrennt oder absichtlich vom Arzt tenotomiert wird. Diese Tatsache ist unbestreitbar, und jedenfalls ist aus ihr die obige Anschauung entsprungen. Aber ich glaube, daß hier ein Fehlschluß vorliegt, indem stillschweigend vorausgesetzt wird, ein derart nach Durchschneidung seiner Sehne sich verkürzender Muskel ziehe sich auf seine natürliche Länge zurück. Diese Annahme halte ich für verkehrt, denn Reizung der Sehne bewirkt reflektorisch eine Zusammenziehung des Muskels — es sei nur an die aus der ärztlichen Diagnostik bekannten Sehnenreflexe erinnert — und die Durchschneidung setzt natürlich einen ungemein kräftigen anhaltenden Reiz. Daß die tenotomierten Muskeln in Frl. DE BESSERS Experimenten nicht natürliche Länge einnahmen, sondern kontrahiert waren, beweist ihre eigene Angabe, daß sie durch elektrische Reizung dieser Muskeln nur ganz geringe Verkürzungen auslösen konnte.

Soviel ich sehe, gibt es nur zwei Forscher, welche in diesem Punkt der allgemein angenommenen Meinung widersprechen, R. FICK, 1910, S. 299, und in besonders klarer Weise P. RICHER (1901, S. 138). Letzterer schreibt: *Pour nous un muscle relâché est un muscle ne suivant plus le court chemin de la ligne droite entre les points d'attache au squelette, et la chose se produit pour tous les muscles de l'économie lorsque dans l'état d'inaction leur insertions extrêmes sont rapprochés au delà d'une certaine limite.*“ Das Urteil dieses feinsinnigen Kenners der Formen des lebenden menschlichen Körpers darf gewiß besonderes Gewicht beanspruchen.

Das Seitenstück dieser Meinung, daß die Muskeln auch in der Ruhe jederzeit gespannt seien, ist die Anschauung, bei Bewegung seien stets sämtliche dem bewegten Gelenke zugehörigen Muskeln innerviert und, wenn nicht als Agonisten, dann als antagonistische Moderatoren tätig. Diese Anschauung wurde besonders von DUCHENNE verfochten, aber

ohne daß er zwingende Beweise beigebracht hätte. Vielmehr spricht die Beobachtung gegen ihn. Wenn ich langsam vom Stand in die Kniebeuge übergehe und dabei meine Beugesehnen in der Kniekehle betaste, stelle ich fest, daß sie nicht angespannt zu sein brauchen. Wenn man eine stehende Versuchsperson mit nackten Füßen sich langsam auf die Zehen erheben läßt, braucht keine Anspannung der Sehne des *Musculus tibialis anterior*, die ja leicht sichtbar ist, stattzufinden. Umgekehrt sehen wir, wenn es beim Gang die Fußspitze des vorspringenden Beins anzuheben gilt, eben diesen *Tibialis anterior* und seine Mitarbeiter in Tätigkeit treten, dagegen die antagonistischen Wadenmuskeln erschlafft bleiben (vgl. unsre Analyse der Fußbewegungen beim Gang, § 57f.).

Es würde ja auch eine Energieverschwendung und eine zwecklose Minderung unsrer Leistungsfähigkeit bedeuten, wenn wir etwa beim Heben einer Last nicht nur deren Gewicht, sondern jedesmal auch noch den Widerstand der eignen antagonistischen Muskeln zu überwinden hätten, und zwar ohne daß dadurch irgendwelche erkennbaren Vorteile erkauft würden. Das läßt angesichts der wundervollen Zweckmäßigkeit, die wir sonst am Muskelapparat vorfinden, von vornherein die durch *DUCHENNE* und seine Nachfolger vertretene Anschauung wenig annehmbar erscheinen. Neuere Autoren, von welchen nur *BEAUNIS* und *HERING* genannt seien, sind diesen Dingen genauer nachgegangen und zu gleichem Ergebnis wie ich gelangt. Sie haben außerdem gefunden, daß der Antagonist im Moment, in welchem der Agonist zu arbeiten anfängt sich sowohl entspannen wie auch anspannen kann, je nachdem wie es gerade der Fall erfordert. Auf die vielen interessanten Einzelheiten, welche sich dabei ergeben haben, ist hier einzugehen nicht der Ort. Es sei deshalb auf die von *HERING* zusammengestellte Literatur, außerdem vor allem auf die großen experimentellen Untersuchungen von *SHERRINGTON* verwiesen.

Auch wir hatten bereits Gelegenheit von der unwillkürlichen Einmischung der Antagonisten in beabsichtigte Bewegungen zu sprechen, wodurch uns die Feststellung des Entspannungswinkels erschwert wird (§ 14b, k) und werden später noch sehen, daß auch die Ermittlung der Endstellungswinkel durch die ungewollte aktive Anspannung der Gegenmuskeln behindert wird (§ 30a).

An dieser Stelle sei noch folgendes angemerkt. Wir sprechen zwar von willkürlicher Muskelinnervation, aber der bewußte Inhalt unsres Willensaktes ist normalerweise niemals die Anspannung oder Erschlaffung eines Muskels, sondern höchstens die Feststellung oder Bewegung eines Gliedes, meist aber noch ein darüber hinausliegendes Ziel: die durch Zusammenarbeit vieler Glieder sich verwirklichende Verrichtung oder gar nur das durch die Verrichtung oder durch eine Reihe von Verrichtungen zu erreichende Endziel. Der bewußte Wille gibt nur den Anstoß, gewissermaßen die Generalidee, die Ausarbeitung derselben im einzelnen, die zweckmäßige Innervation der einzelnen Muskeln und Gegenmuskeln, Moderatoren und Kompensatoren, geschieht durch eine höchst komplizierte Organisation von Reflexmechanismen, auf welche einzugehen hier nicht der Ort ist.

Gesamtverkürzung und Insuffizienz.

§ 27. Die Gesamtverkürzung und der Gesamtausschlag bei muskulärer Hemmung.

a) Wir sahen oben (§ 4 c, 22 e), daß zwischen der natürlichen Länge des Muskels und dem größtmöglichen Gelenkausschlag ein bestimmter Zusammenhang besteht. Falls nämlich der Muskel über seine natürliche Länge L hinaus bis zu der Länge γL gedehnt wird, verwandelt er sich in ein straffes Band, das weiterer Dehnung und Gelenkdrehung einen großen und, falls die Drehung doch erzwungen wird, rasch anwachsenden Widerstand entgegensetzt, der nicht ohne Schmerzen und nicht ohne Gefahr der Zerreißung überwunden werden kann. Da nun jedem Muskel ein Gegenmuskel gegenübersteht, so wird, wenn der Muskel das Gelenk in seinem Sinne dreht, in einem gewissen Moment der Gegenmuskel ihm ein Halt gebieten, ebenso wie ersterer der Bewegung eine Schranke setzt, wenn das Gelenk dem Zug des letztern folgt. Nach beiden Seiten also, beugend wie streckend, ist der Gelenkausschlag durch die bewegenden Muskeln selbst begrenzt. Der mögliche Gesamtausschlag des Gelenks und ebenso die mögliche Gesamtverkürzung jedes Muskels ist abhängig von der Beschaffenheit der beiden Muskeln und von der Art ihrer Einfügung in das Skelett.

Wir können diese Abhängigkeit leicht mathematisch formulieren. Wir nehmen zunächst wieder an, daß es sich um ein einfaches Scharniergelenk handle, an welchem zwei Muskeln in entgegengesetztem Sinn angreifen. Die gewöhnliche Grenze des Ausschlags ist erreicht nach der einen Seite, wenn der eine Muskel auf die Höchstlänge $L_a \approx \gamma L$ und nach der andern, wenn der Antagonist auf die Länge $L_a^* \approx \gamma L^*$ gedehnt ist. In der Normalstellung des Gelenks ist die Länge des ersten Muskels L_{no} seine Verlängerung von dort bis zur Grenzstellung $\gamma L - L_{no}$, die Verlängerung des Gegenmuskels von dort bis zur andern Grenzstellung $\gamma L^* - L_{no}^*$. Diese Verlängerung des zweiten wird bewirkt durch eine Verkürzung des ersten von der Normallänge L_{no} auf die Mindestlänge L_i und diese beiden der gleichen Winkeldrehung zugehörigen Längenänderungen sind den spezifischen Verlängerungen, welche wir wie immer als konstant annehmen, proportional:

$$\frac{L_{no} - L_i}{\gamma L^* - L_{no}^*} = - \frac{\frac{\delta}{\Phi}}{\frac{\delta^*}{\Phi^*}}.$$

Hierbei ist der Quotient auf der rechten Seite deshalb mit einem negativen Vorzeichen zu versehen, weil wir die spezifische Verlängerung des Streckers positiv, des Beugers negativ, unsere Längenunterschiede aber beide positiv rechnen wollen (§ 5 g, m). Die Gesamtlängenänderung oder Gesamtverkürzung des ersten Muskels ist also

$$L_a - L_i \approx (\gamma L - L_{no}) + (L_{no} - L_i) \approx \gamma L - L_{no} - (\gamma L^* - L_{no}^*) \frac{\frac{\delta}{\Phi}}{\frac{\delta^*}{\Phi^*}}.$$

Nun haben wir früher (§ 5 e) festgestellt, daß zwischen der Länge bei Normalstellung L_{no} und dem Spannungswinkel Φ die Beziehung besteht:

$$L_{no} = L - \Phi \frac{s}{\varphi}.$$

Indem wir diesen Wert in unsere vorige Gleichung einsetzen, erhalten wir für die Gesamtverkürzung des ersten Muskels

$$L_a - L_i \approx \gamma L - L + \Phi \frac{s}{\varphi} - \left(\gamma L^* - L^* + \Phi^* \frac{s^*}{\varphi} \right) \frac{\frac{s}{\varphi}}{\frac{s^*}{\varphi}},$$

$$L_a - L_i \approx (\gamma - 1) \left(L - L^* \frac{\frac{s}{\varphi}}{\frac{s^*}{\varphi}} \right) + (\Phi - \Phi^*) \frac{s}{\varphi}.$$

Endlich erhalten wir für die relative Gesamtverkürzung, wie wir das Verhältnis der Gesamtverkürzung zur natürlichen Länge fortan bezeichnen wollen, die Formel

$$\frac{L_a - L_i}{L} \approx (\gamma - 1) \left(1 - \frac{L^* / \frac{s^*}{\varphi}}{L / \frac{s}{\varphi}} \right) + (\Phi - \Phi^*) \frac{s}{\varphi} / L.$$

Indem wir für $L / \frac{s}{\varphi}$ das früher (§ 7 b) eingeführte Zeichen Λ (relative natürliche Länge oder natürlicher Ausschlag) setzen, schreiben wir:

Gleichung 1 a)
$$\frac{L_a - L_i}{L} \approx (\gamma - 1) \left(1 - \frac{\Lambda^*}{\Lambda} \right) + \frac{\Phi - \Phi^*}{\Lambda}.$$

Für die relative Gesamtverkürzung des Gegenmuskels gilt natürlich eine genau entsprechende Gleichung. Unsere Gleichung ist zunächst nur für eingelenkige Muskeln aufgestellt, kann aber auf mehrgelenkige übertragen werden, wenn wir bei diesen in der bereits früher besprochenen Weise ein einziges fiktives Gelenk an Stelle der mehreren wirklichen uns gesetzt denken.

Diese Gleichung vereinfacht sich wesentlich, wenn zwei Annahmen, über welche wir früher (§ 24) sprachen, zulässig sind. Nämlich erstens, daß die Entspannungsstellungen für Beuger und Strecker zusammenfallen und das gemeinsame Gebiet, wie wir es früher genannt haben, zu einem Punkt zusammenschrumpft, d. h. daß $\Phi = \Phi^*$. Dann fällt der zweite Posten auf der rechten Seite unserer Gleichung fort. Zweitens, wenn die Annahme zutrifft, daß die Güte der muskulären Versorgung nach beiden Seiten von der Hauptarbeitsstellung aus in gleichem Maße sich vermindert, d. h. daß die Nebenstellungen auf der Beugeseite und die auf der Streckseite gleich wichtig sind und demgemäß gleich gut bedient werden. Dies ist, wie wir sahen, dann der Fall, wenn die relative natürliche Länge des Beugers und des Streckers dieselbe ist, d. h. wenn

$$\Lambda = - \Lambda^*$$

ist, und also

$$\frac{\Lambda^*}{\Lambda} = - 1.$$

Treffen diese beiden Vermutungen zu, so verwandelt sich unsere Gleichung in die einfache Form:

Gleichung 1 b)
$$\frac{L_a - L_i}{L} \approx 2(\gamma - 1).$$

Indem wir für γ den Zahlenwert 1,6 einsetzen, erhalten wir

$$\text{Gleichung 1b')} \quad \frac{L_a - L_i}{L} \approx 1,2.$$

Diese Gleichung ist deshalb besonders wertvoll, weil sie nur wenige und verhältnismäßig leicht meßbare Veränderliche enthält und deshalb un schwer auf ihre Richtigkeit geprüft werden kann. Wir werden noch mehr von ihr zu sprechen haben.

b) An allen unsern bisherigen Gleichungen können wir nun eine wichtige Umgestaltung vornehmen, indem wir an Stelle der Gesamtverkürzung den Gesamtausschlag einführen gemäß der früher (§ 5 h) gefundenen Formel, welche besagt:

$$L_a - L_i = (\Phi_a - \Phi_i) \frac{s}{\varphi}$$

In Worten: Die Gesamtverkürzung ist gleich dem Gesamtausschlag multipliziert mit der spezifischen Verlängerung. Wenn wir beide Seiten dieser Gleichung durch die natürliche Länge L dividieren und für den Ausdruck $L/\frac{s}{\varphi}$ (natürlicher Ausschlag) wieder das Symbol Λ einsetzen, erhalten wir:

$$\frac{L_a - L_i}{L} = \frac{\Phi_a - \Phi_i}{L} \frac{s}{\varphi} = \frac{\Phi_a - \Phi_i}{\Lambda};$$

in Worten: die relative Gesamtverkürzung ist gleich dem Gesamtausschlag, dividiert durch den natürlichen Ausschlag.

(Diese Gleichung können wir übrigens auch ohne eine frühere Formel zu Hilfe zu nehmen, aus folgender Überlegung ableiten: Wenn die spezifische Verlängerung des Muskels für den ganzen Anschlagsbereich des Gelenkes konstant ist, wie wir das immer annehmen (§ 5 e), gleichem Winkelausschlag, also gleiche Längenänderung entspricht, so ist das Verhältnis zweier verschiedener Ausschläge gleich dem Verhältnis der beiden entsprechenden Längenänderungen. Nun entspricht dem Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$ die Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ und dem natürlichen Ausschlag Λ die Änderung um die natürliche Länge L .)

Der auf der rechten Seite unsrer Gleichung stehende Quotient ist nun nichts anderes als die Umkehrung (oder der reziproke Wert) einer uns längst bekannten Proportion, die wir mit dem Namen: natürliches Ausschlagsverhältnis oder birelativ natürliche Länge bezeichnet haben (§ 7 g). Wir kleiden demgemäß unsre letzte Formel in die Worte: Die relative Gesamtverkürzung ist gleich dem reziproken natürlichen Ausschlagsverhältnis. Dieses Verhältnis aber ist, wie wir wissen, das Maß für die Brauchbarkeit des Muskels in den Endstellungen verglichen mit seiner Leistung in der Hauptarbeitsstellung. Damit gewinnt auch der Quotient auf der linken Seite unsrer Gleichung, die relative Gesamtverkürzung, für uns ein neues Gesicht. Er ist nicht mehr eine beliebige Größenkombination, die wir, weil für die Rechnung bequem, einführen, sondern er ist die Umkehrung jenes Maßes, dessen Wichtigkeit wir kennen, und wir können ihn ebensogut wie dieses selbst als Wertmesser bei der Beurteilung des Muskels benützen.

Diese seine Bedeutung rechtfertigt es, daß wir uns weiterhin um seine genaue Feststellung bemühen werden.

Aus dieser seiner Bedeutung ergibt sich ferner sofort folgender Satz: Falls die muskuläre Versorgung der Endstellungen verglichen mit der der Hauptarbeitsstellung bei allen Muskeln und Gelenken gleich gut ist, müssen wir stets dieselbe relative Gesamtverkürzung antreffen; falls sie ungleich ist, muß auch unsere relative Gesamtverkürzung wechselnde Werte zeigen. Daß sie sehr ungleich ist, werden wir alsbald erfahren (§ 28ff.).

Indem wir auf Grund der letzten Formel in den zuvor entwickelten Gleichungen 1a) und 1b) an die Stelle der relativen Gesamtverkürzung den Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$ einführen, erhalten wir Gleichungen, welche diesen Gesamtausschlag in seiner Abhängigkeit von den Eigenschaften der das Gelenk nach beiden Seiten bewegenden Muskeln darstellen. Und zwar haben wir wieder eine vollständige und eine vereinfachte Gleichung. Die vollständige lautet:

$$\text{Gleichung 2a)} \quad \Phi_a - \Phi_i \sim (\gamma - 1)(A - A^*) + \Phi - \Phi^*,$$

Die vereinfachte Gleichung besagt:

$$\text{Gleichung 2b)} \quad \Phi_a - \Phi_i \sim 2(\gamma - 1)A \sim 1,2 A.$$

Letztere gilt unter der Voraussetzung, daß erstens $A = -A^*$ und daß zweitens $\Phi = \Phi^*$ ist.

Alle unsere so gewonnenen Gleichungen sind, wie schon das Zeichen \sim andeutet, nur Annäherungsgleichungen, und zwar geben sie die Werte der relativen Gesamtverkürzung und des Gesamtausschlages stets zu niedrig an. Denn wir sind stets imstande, das Gelenk so weit zu drehen, daß die als Hemmung wirkenden Muskeln noch über die in den Formeln als äußerste Muskellänge angenommene Strecke γL hinaus gedehnt werden. Erst nachdem diese Länge um eine bestimmte Strecke überschritten ist, setzt das rasche Anwachsen des Muskelwiderstandes und der sich einstellende Spannungsschmerz der Bewegung wirklich ein Ende. Im allgemeinen wird die Überschreitung der Länge γL um so weiter getrieben werden können, je schwächer der gedehnte Muskel ist und je kräftiger der Gegenmuskel ist, welcher ihn normalerweise zu dehnen pflegt. Dieses Verhältnis kommt auch in den Kurven der Fig. 19, von welchen alsbald zu sprechen sein wird, zum Ausdruck. Man könnte daran denken, die durchschnittliche Größe der Überschreitung zu ermitteln und danach den in unseren Gleichungen 1 und 2 einzusetzenden Zahlenwert von γ zu bemessen, d. h. ihn über den von uns angenommenen Wert 1,6 passend zu erhöhen. Doch sollte dazu erst ein größeres und besser gesichertes Beobachtungsmaterial vorliegen.

c) Wir haben uns bisher nicht um die Frage gekümmert, welche Kräfte das Gelenk drehen, vielmehr stillschweigend angenommen, daß die Bewegung passiv stattfindet und daß, um sie ins Werk zu setzen, eine beliebig große Kraft zur Verfügung steht. Wir wollen jetzt annehmen, daß die Drehung aktiv geschieht, d. h. durch die Arbeit der eigenen Muskeln des Gelenkes, und daß nur deren Kraft wirksam ist, daß also das eine Mal die Agonisten

die Antagonisten und das andre Mal, d. h. bei Bewegung in entgegengesetztem Sinn, die Antagonisten die Agonisten dehnen. Beide Muskelgruppen üben dann auf das Gelenk Drehmomente aus, aber im entgegengesetzten Sinn. Mit fortschreitender Drehung wächst das Drehmoment der Muskeln, welche die Dehnung erleiden, während umgekehrt das Drehmoment der aktiv sich verkürzenden Muskeln mit fortschreitender Drehung abnimmt, wie das alle unsre Winkel-Momentenkurven veranschaulichen. Bei derjenigen Gelenkstellung nun, bei welcher das zunehmende Drehmoment der gedehnten Muskeln dem abnehmenden Moment der dehrenden Muskeln gleich wird, kommt die Bewegung zum Stillstand, setzt die Hemmung ein. Diese Stellung läßt sich auf unsern graphischen Darstellungen der Winkel-Momentenkurven antagonistischer Muskelpaare leicht ermitteln: es ist jene, bei welcher die fallende Kurve des stärkst innervierten Muskels die ansteigende Kurve des erschlafften Gegenmuskels überkreuzt. Damit haben wir den einen Endstellungswinkel gefunden. Der andre liegt dort, wo die Kurve des stärkst innervierten Gegenmuskels die Kurve des erschlafften ersten Muskels schneidet. Der zwischen beiden Winkelstellungen eingeschlossene Winkelausschlag ist der aktive Gesamtausschlag. Nebenbei bemerkt, kommt es uns hier sehr zustatten, daß wir die Kurve des Gegenmuskels „hochgeklappt“ darstellen (vgl. oben § 10 c), denn andernfalls würden die Stellungen, bei welchen die Drehmomente beider Muskeln entgegengesetzt gleich sind, nicht so sinnfällig in Erscheinung treten.

Wie wir dem passiven Gesamtausschlag des Gelenks den aktiven zur Seite stellen, so können wir neben der passiven relativen Gesamtverkürzung des Muskels, von welcher wir bisher sprachen, eine aktive relative Gesamtverkürzung unterscheiden. Doch hat letztere Größe nur in einem Fall, nämlich wenn es sich um die gleich genauer zu beschreibende freie Gesamtverkürzung handelt, Bedeutung. Im übrigen wollen wir unter der relativen Gesamtverkürzung wie bisher stets nur den bei passiver Bewegung des Gelenks gemessenen Wert verstehen.

d) Wir könnten für die Berechnung des aktiven Gesamtausschlags ebenso wie für die des passiven eine Formel entwickeln. Ich denke aber, es wird genügen, wenn wir an der Hand der Fig. 19 und der zu ihr gehörigen Tabelle A das wechselnde Verhalten des aktiven Gesamtausschlages unter verschiedenen Bedingungen uns klarmachen. Dabei wollen wir gleichzeitig die Werte des passiven Gesamtausschlages sowie der passiven relativen Gesamtverkürzung betrachten, die wir gleichfalls in der besagten Figur und Tabelle aufgezeichnet finden. Die passiven Größen und ihre Änderungen können wir außerdem auch direkt aus unsern Formeln ableiten.

Beginnen wir mit dem einfachsten Fall und nehmen wir an, daß die beiden antagonistischen Muskeln einen gemeinsamen Entspannungspunkt haben und im übrigen so weit symmetrisch gebaut sind, daß sie in den wichtigsten Werten, den beiden kombinierten Konstanten: Querschnitt-Hebelprodukt Qr und relative natürliche Länge $L/\xi = A$ übereinstimmen. Wie verhält sich dann der aktive Gesamtausschlag zum passiven? Die Antwort auf diese Frage, wie sie Fig. 19 a uns gibt, lautet merkwürdigerweise dahin, daß die Hemmung der aktiven Bewegung bei der gleichen Länge eintritt wie die der passiven Bewegung,

daß beide Gesamtausschläge also gleich groß sind. Genau genommen allerdings tritt die aktive Hemmung ein klein wenig früher ein. Das lehrt die im übrigen ganz mit der Fig. 19a übereinstimmende aber etwas größer und exakter gezeichnete Fig. 11 in § 10c, S. 57. Wie man dort erkennt kreuzt die Linie, welche das Drehmoment des stärkst innervierten verkürzten Muskels angibt, diejenige, welche das entgegengesetzte Drehmoment des erschlafften Muskels und gedehnten Gegenmuskels darstellt, kurz vor dem der Länge γL entsprechenden Wendepunkt. Unsrere vereinfachte Gleichung für den Gesamtausschlag gilt also unter diesen Umständen ebensowohl bei passiver wie bei aktiver Bewegung, nur liegt der Fehler der Angabe jedesmal nach einer andern Seite: der passive Gesamtausschlag und ebenso die passiven relativen Gesamtverkürzungen von Muskel und Gegenmuskel sind, wie wir vorhin besprochen, größer als unsre Formeln angeben, die entsprechenden aktiven Werte umgekehrt etwas geringer.

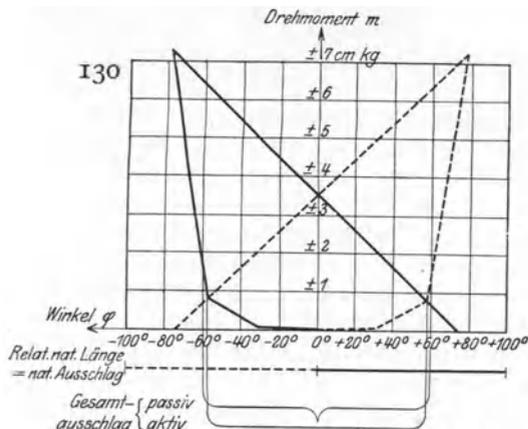
Lassen wir nun die eine unsrer obigen Voraussetzungen, nämlich die Übereinstimmung im Querschnitt-Hebelprodukt, fallen und nehmen wir etwa an, daß das Drehmoment (das ja, wie wir wissen, diesem Produkt proportional ist), bei dem Beuger kräftiger sei wie bei dem antagonistischen Strecker unsres Gelenks (Fig. 19b, c). Dann macht das, falls der Unterschied nicht sehr groß ist, für den passiven Gesamtausschlag und für die relativen Gesamtverkürzungen fast nichts aus, wogegen der aktive Gesamtausschlag etwas verringert wird.

Lassen wir nun noch die weitere oben gemachte Voraussetzung, daß nämlich der Entspannungswinkel für beide Muskeln derselbe sei, fallen und nehmen an, die Entspannungswinkel rücken auseinander, ein gemeinsames Gebiet der Entspannung zwischen sich lassend (Fig. 19d), dann vergrößern sich der Gesamtausschlag und die Gesamtverkürzungen sowohl für passive wie für aktive Bewegung mehr und mehr. Für letztere aber kommen sie über einen Höchstwert nicht hinaus. Denn das Äußerste an Verkürzung, was der Muskel durch eigene Tätigkeit zu erzielen vermag, wenn keinerlei äußere Hemmung ihm eine Schranke setzt, ist die „freie Gesamtverkürzung“, welche wir bereits früher berechnet (§ 4c, § 22e) und $L_a - L_i \propto (\alpha + \gamma - 1)L$ gefunden haben. Daraus folgt für die relative freie Gesamtverkürzung der Wert:

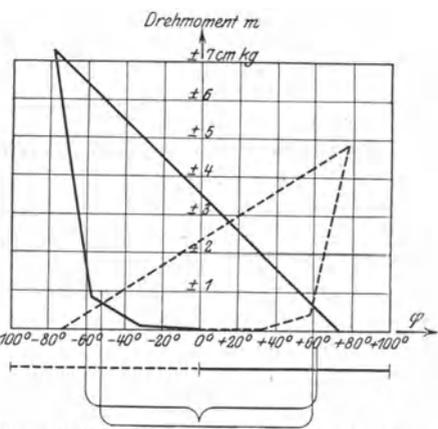
$$\frac{L_a - L_i}{L} \propto \alpha + \gamma - 1 \propto 1,35.$$

(Beiläufig sei bemerkt, daß wenn wir annehmen, die passive Gesamtverkürzung des Muskels könne die aktive freie Gesamtverkürzung noch übersteigen, dies natürlich so zu denken ist, daß der Muskel bei der im Sinn seines Zuges erfolgenden ausgiebigsten Gelenkdehnung zuletzt passiv zusammengeschoben und gefältelt wird, daß wir aber bei der Messung seiner Länge das Metermaß über die Falten hinwegführen.)

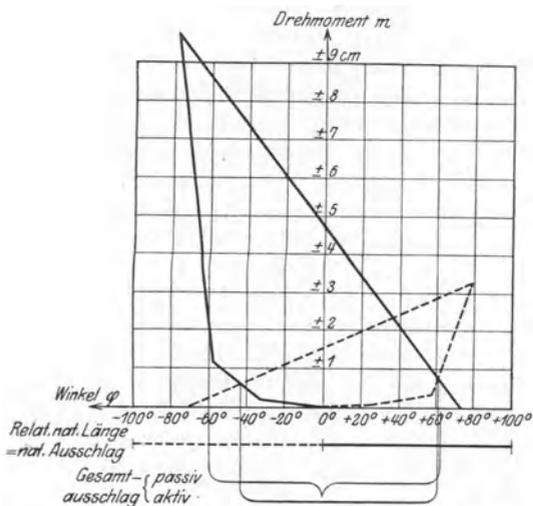
Wenn wir nun die Entspannungswinkel in umgekehrter Richtung verschieben, so daß ein gemeinsames Gebiet der Spannung zwischen ihnen entsteht (Fig. 19e), dann werden Gesamtausschlag und Gesamtverkürzung kleiner. Lassen wir endlich (Fig. 19g) die letzte unsrer obigen vereinfachenden Annahmen, daß die relative natürliche Länge von Muskel und Gegenmuskel gleich sei, fallen und nehmen an, daß die relative natürliche Länge des einen Muskels größer, die des andern entsprechend kleiner werde als sie bisher war, dann kann der passive Gesamtausschlag annähernd unverändert bleiben, der aktive aber nimmt ab und die relative Gesamtverkürzung wächst bei dem kürzern Muskel, vermindert sich bei dem längern. Fig. 19h endlich zeigt wie die Verhältnisse sich gestalten können, wenn Ungleichheit der relativen natürlichen Längen sich mit Übereinanderverschiebung der Entspannungswinkel kombiniert. Falls noch über andre



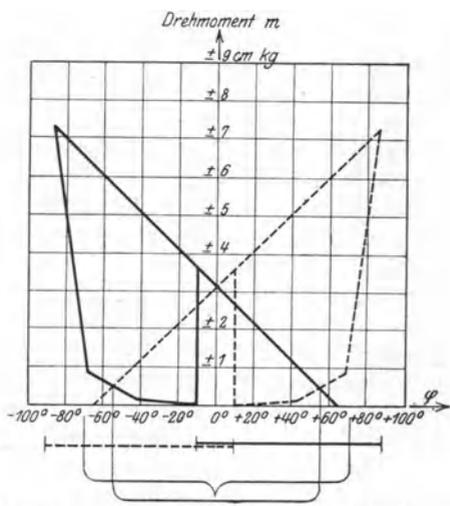
a) Beuger und Strecker übereinstimmend gebaut und mit gemeinsamem Entspannungspunkt justiert.



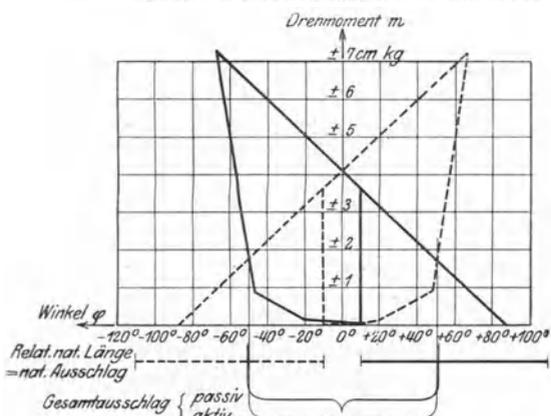
b) Querschnitt-Hebelprodukt und Drehmoment beim Strecker etwas geringer als beim Beuger, sonst wie Fig. a. Geringe relative Insuffizienz des Streckers.



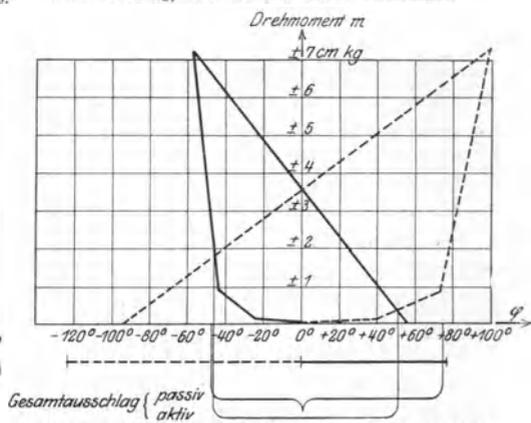
c) Wie b, aber Querschnitt-Hebelprodukt und Drehmoment von Beuger und Strecker noch stärker verschieden. Erhebliche relative Insuffizienz des Streckers.



d) Beuger und Strecker übereinstimmend gebaut, mit gemeinsamem Gebiet der Entspannung justiert. Großer Gesamtausschlag, beide Muskeln relativ insuffizient.



e) Beuger und Strecker übereinstimmend gebaut, aber mit gemeinsamem Gebiet der Spannung justiert. Geringer Gesamtausschlag, beide Muskeln übersuffizient.



g) Relative natürliche Länge des Beugers vermindert, des Streckers vermehrt. Der Beuger absolut insuffizient bei großer, der Strecker übersuffizient bei geringer relativer Gesamtkürzung.

Fig. 19. Winkel-Momentenkurven antagonistischer Muskelpaare bei rein muskulärer Hemmung. Kurve der stärkst innervierten und Kurve des erschlafenen Muskels. Die Kurven und Längen des Beugers sind ausgezogen, die des Streckers gestrichelt. Die starken senkrechten Linien der Figuren d, e, h zeigen die Lage der Entspannungswinkel und die Höhe der Drehmomente bei natürlicher Länge an. Schematische Konstruktionen auf Grund der in der nachstehenden Tabelle A und in der Tabelle 3, S. 277, enthaltenen Zahlenwerte.

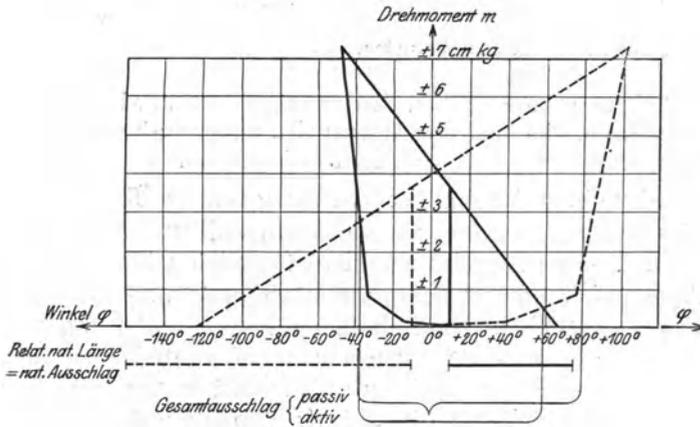


Fig. 19h. (Rein muskuläre Hemmung) Beuger von geringer, Strecker von großer relativer natürlicher Länge, zwischen beiden ein gemeinsames Gebiet der Spannung. Trotz desselben ist der Beuger infolge seiner geringen relativen natürlichen Länge absolut insuffizient. Vergleiche den Fall der Musculi soleus und tibialis anterior § 30b.

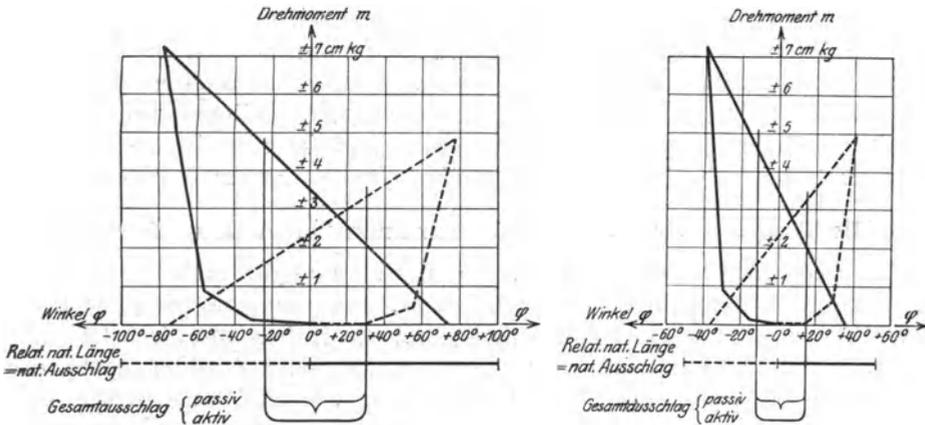


Fig. 20. Winkel-Momentenkurven antagonistischer Muskelpaare bei nicht muskulärer Hemmung (Arretierung). Die beiden Arretierungen sind durch lotrechte Linien angedeutet. Das linke Bild zeigt sonst gleiche Verhältnisse wie Fig. 19a. Im rechten Bild ist durch das Zusammenrücken der Arretierungen der Gesamtausschlag auf die Hälfte vermindert, außerdem sind die relativen natürlichen Längen im gleichen Verhältnis kleiner geworden, die Drehmomente in den Endstellungen aber sind dabei unverändert geblieben (vgl. § 28).

Tabelle A:

Zusammenstellung der wichtigeren Werte der in den Fig. 19 und 20 dargestellten Muskeln.

		Fig. 19						Fig. 20			
		a	b	c	d	e	g	h	a	b	
Relative natürliche Länge	des Beugers $L_i^s / \varphi = A$	-100	-100	-100	-100	-100	-75	-75	-100	-50	Grad
	des Streckers $L_i^{s*} / \varphi = A^*$	+100	+100	+100	+100	+100	+125	+150	+100	+50	Grad
	Verhältnis $\frac{A}{A^*}$	-1	-1	-1	-1	-1	$-\frac{3}{5}$	$-\frac{1}{2}$	-1	-1	
Querschnitt-Hebelprodukt	des Beugers $Q \cdot r$	+1	+1	$+\frac{4}{3}$	+1	+1	+1	+1	+1	+1	cm ³
	des Streckers $Q^* \cdot r^*$	-1	$-\frac{3}{5}$	$-\frac{2}{3}$	-1	-1	-1	-1	$-\frac{2}{3}$	$-\frac{2}{3}$	cm ³
	Verhältnis $\frac{Q \cdot r}{Q^* \cdot r^*}$	-1	$-\frac{3}{2}$	-3	-1	-1	-1	-1	$-\frac{3}{2}$	$-\frac{3}{2}$	
Gemeinsames Gebiet $\Phi - \Phi^*$		0	0	0	-25	+25	0	+25	0	0	Grad
Passiver Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$		120	121	123	145	100	122	113	54	27	Grad
Aktiver Gesamtausschlag $\Phi_a^* - \Phi_i^*$		115	112	105	107	97	97	87	54	27	Grad
Relative Gesamtkürzung	des Beugers $\frac{L_a - L_i}{L} = \frac{\Phi_a - \Phi_i}{A}$	1,2	1,2	1,2	1,45	1,0	1,6	1,5	0,54	0,27	
	des Streckers $\frac{L_a^* - L_i^*}{L^*} = \frac{\Phi_a^* - \Phi_i^*}{A^*}$	1,2	1,2	1,2	1,45	1,0	1,0	0,75	0,54	0,27	
Suffizienz oder Insuffizienz	aktiv	des Beugers	knapp		suffizient	absolut	knapp	absolut	insuffizient	über-	suffizient
		des Streckers	knapp	relativ	insuffizient						
	passiv (Beuger wie Strecker)	insuffizient									

Fälle, als die in diesen Figuren dargestellten, Auskunft gewünscht wird, dürfte es dem Leser unschwer gelingen, die fehlenden Kurven sich selber zu konstruieren und dadurch die fraglichen Verhältnisse graphisch aufzuklären.

Wir unterbrechen hier einen Augenblick den Gang unsrer Überlegung, um die auffallende Tatsache gebührend zu würdigen, daß unter gewöhnlichen Bedingungen, d. h. wenn Agonisten und Antagonisten ähnliche relative natürliche Länge bei ähnlicher Hauptarbeitsstellung und nicht gar zu verschiedene Querschnitt-Hebelprodukte besitzen, wie es in den Fig. 19a und b dargestellt ist — daß dann die Kraft des dehnenden Muskels gerade hinreicht, den die Dehnung erleidenden bis zu dem Punkt zu strecken, wo er sich noch leicht strecken läßt, daß diese Kraft also die gut dehnbare Strecke voll ausnützt, aber nicht über sie hinausreicht, sondern sozusagen auf den Versuch verzichtet, den Gegenmuskel dann noch zu dehnen, wenn er der Dehnung starken Widerstand entgegensetzen und auch großer Kraftaufwand nur geringen Erfolg erzielen würde. Dieses Verhalten beruht letztlich auf der besondern Abpassung der aktiven und passiven Kräfte der kontraktilen Substanz, die wir als eine zweckmäßige Justierung anerkennen müssen.

§ 28. Die Gesamtverkürzung bei nicht muskulärer Hemmung (Arretierung).

Wir haben bisher angenommen, daß die Hemmung des Gelenkausschlags nur durch die Muskeln selbst bewirkt wird. Es kann nun aber, noch ehe diese Grenze erreicht ist, der Gelenkdrehung ein Halt geboten werden. Das geschieht durch nicht muskuläre Hemmungen oder Arretierungen. Als solche sind entweder Bänder wirksam, die sich, sobald ein gewisser Ausschlag erreicht ist, anspannen, z. B. die seitlichen Hemmungsbänder des Handgelenks, oder Knochenvorsprünge, welche als Anschlag dienen, so das Olekranon am Ellenbogen; endlich und vor allem kann das Zusammen- und Aufeinanderklappen der bewegten Glieder als solches der Bewegung eine Grenze setzen. Wir würden das Knie noch weiter beugen können, wenn nicht die Ferse gegen die Hinterbacken schlüge und die Wade sich gegen den Oberschenkel gegenlegte. Wir würden Ober- und Unterkiefer noch weiter nähern können, wenn nicht die beiden Zahnreihen aufeinanderklappten. Dadurch wird von dem Gesamtausschlag, welchen die Muskulatur erlaubt hätte, sei es auf einer Seite, sei es auf beiden Seiten desselben ein Stück weggenommen, der Winkel, um welchen das Gelenk sich drehen kann, um einen Bruchteil vermindert. Ebenso wird die Gesamtverkürzung der dem Gelenk zugehörigen eingelenkigen Muskeln vermindert, und zwar bei allen annähernd um eben diesen selben Bruchteil.

Diese Verminderung der Muskelbahn hat eine sehr wichtige Folge. Mit fortschreitender Verkürzung wird die Zugkraft des Muskels immer geringer, so daß er schließlich nur noch eben die Kraft aufbringt, um dem gedehnten Antagonisten das Gleichgewicht zu halten, die äußerste Endstellung aber überhaupt aus eigener Kraft nicht mehr herzustellen vermag, wie wir das soeben gesehen haben. Wird nun aber der Muskel frühzeitig arretiert, so ist er auch in der Endstellung noch mit erheblicher Kraft zu wirken imstande. Wir haben ja früher (§ 7) ausführlich davon gesprochen, daß die Nebenstellungen wegen der abnehmenden Kraft der sich verkürzenden

Muskeln schlechter versorgt sind als die Hauptarbeitsstellung und vor allem gilt das natürlich von den Endstellungen. Indem nun die Arretierung das letzte Stück des Gelenkausschlages abschneidet, setzt sie an Stelle der bisherigen eine neue, besser versorgte Endstellung, bewirkt also, daß die Leistung in der Endstellung verbessert und jener der Hauptarbeitsstellung angenähert, ja ihr gleichgemacht wird, wenn die Arretierung so frühzeitig erfolgt, daß Hauptarbeitsstellung und Endstellung zusammenfallen. Solche noch in der Endstellung mit großer Kraft tätigen Muskeln nennen wir *übersuffizient* auf Grund einer Nomenklatur, über die alsbald zu sprechen sein wird.

Bedeutung und Zweck dieser Einrichtung liegt auf der Hand. Die Kaumuskeln z. B. würden ihre Aufgabe, die Nahrungsmittel klein zu beißen und zu zermahlen, nicht erfüllen können, wenn sie nicht in der Endstellung mit großer Kraft wirken könnten¹⁾. In andern Fällen wird durch die Arretierung nicht kräftigere Bewegung, aber festere Feststellung bezweckt. Die Hemmung der Ellenbogenbewegung durch das Olekranon und die Übersuffizienz der Ellenbogenstrecker ermöglicht es uns, den Arm in einen starren Stab zu verwandeln, der bei vielen Verrichtungen wertvolle Dienste leistet. Ähnliches gilt für die Feststellung der überstreckten Hand im Handgelenk und der gestreckten Finger in den Interphalangealgelenken, sowie für die Feststellung des gestreckten Beins im Kniegelenk.

Je größer die Anforderungen an die Festigkeit der Feststellung sind, in um so engeren Grenzen muß der Verlust an Kraft sich halten, welchen der Muskel bei Übergang von der Hauptarbeitsstellung in die Endstellung erleidet, um so näher muß der Anschlag an erstere Stellung herangerückt werden, oder aber: um so größer muß die relative natürliche Länge gewählt werden. Letztere hatten wir ja früher bereits als das Maß für die Güte der muskulären Versorgung der Nebenstellungen im Vergleich zur Versorgung der Hauptarbeitsstellung kennengelernt.

Wir können diese Beziehungen am besten durch die mathematische Formulierung des Verhältnisses der in der Hauptarbeitsstellung und der in den Endstellungen ausgeübten Drehmomente klarstellen. Wir setzen zu diesem Zweck in die früher gefundene Verhältnisformel (§ 5 e) statt des Drehmoments m einer beliebigen Nebenstellung das Drehmoment M_i der inneren Endstellung ein und erhalten dann das Verhältnis der Drehmomente in beiden Stellungen ausgedrückt durch die entsprechenden Längen des Muskels in der Gleichung:

$$\frac{M_i}{M} = 1 - \frac{L - L_i}{\alpha L},$$

$$L - L_i = \alpha L \left(1 - \frac{M_i}{M} \right).$$

Gesetzt nun, die Verlängerung des Muskels sei nicht durch irgendeinen Anschlag behindert, sondern nur durch die passive Anspannung des Muskels selbst, dann könnte er sich, wie wir wissen, über die Länge L hinaus noch

¹⁾ Der Kiefer „ist ein Apparat zum Zumachen, nicht zum Aufmachen“ wie Petersen sagt.

bis zur äußeren Endlänge $L_a \sim \gamma L$ verlängern. Für die Gesamtverkürzung hätten wir also

$$L_a - L_i \sim (\gamma - 1)L + \alpha L \left(1 - \frac{M_i}{M}\right)$$

und für die relative Gesamtverkürzung bei einseitigem Anschlag:

Gleichung 3 a)
$$\frac{L_a - L_i}{L} \sim \alpha + \gamma - 1 - \alpha \frac{M_i}{M}.$$

Für den Fall, daß die Arretierung bis in die Hauptarbeitsstellung vorrückt, also $M_i = M$ wird, haben wir:

Gleichung 3 b)
$$\frac{L_a - L_i}{L} \sim \gamma - 1 \sim 0,6.$$

(Für den Fall, daß die Arretierung verschwindet M_i also = 0 wird, verwandelt sich unsere Gleichung 3 a in die schon öfter erwähnte Gleichung für die freie Gesamtverkürzung, vgl. oben § 27 d).

Gesetzt dagegen, der Gelenkausschlag sei nach beiden Seiten durch nicht muskuläre Hemmung begrenzt, d. h. nicht nur für unsern Muskel, sondern ebenso für seinen Gegenmuskel sei ein Anschlag vorhanden, durch welchen eine bestimmte Kraft der Festhaltung in der Endstellung gewährleistet wird, dann müssen wir, um den Gesamtausschlag zu finden, folgendermaßen überlegen. Wir führen in unsere Gleichung

$$L - L_i = \alpha L \left(1 - \frac{M_i}{M}\right)$$

wieder den Wert

$$L = L_{no} + \Phi \frac{s}{\varphi}$$

ein (vgl. § 5 d, e, 27 a) und erhalten für die Verkürzung von der Normalstellung bis zur inneren Endstellung:

$$L_{no} - L_i = \alpha L \left(1 - \frac{M_i}{M}\right) - \Phi \frac{s}{\varphi}.$$

Für den Ausschlag von der Normalstellung bis zur entgegengesetzten Endstellung gilt eine analoge Gleichung des Gegenmuskels

$$L_{no}^* - L_i^* = \alpha L^* \left(1 - \frac{M_i^*}{M^*}\right) - \Phi^* \frac{s^*}{\varphi}.$$

Dieser Verkürzung des zweiten Muskels von der Normalstellung bis zur geringsten zulässigen Länge entspricht eine Verlängerung des ersten Muskels von der Normalstellung bis zur größten Länge und das Verhältnis beider Längenänderungen ist dem negativen Verhältnis der spezifischen Verlängerungen proportional, wie wir das schon früher überlegten (§ 27 a):

$$\frac{L_a - L_{no}}{L_{no}^* - L_i^*} = - \frac{\frac{s}{\varphi}}{\frac{s^*}{\varphi^*}}.$$

Somit haben wir für die Gesamtverkürzung des ersten Muskels

$$\begin{aligned} L_a - L_i &= L_{no} - L_i + L_a - L_{no} \\ &= \alpha L \left(1 - \frac{M_i}{M} \right) - \alpha L^* \left(1 - \frac{M_i^*}{M^*} \right) \frac{\Phi}{\Phi^*} - \Phi \frac{s}{\varphi} + \Phi^* \frac{s}{\varphi} \end{aligned}$$

und für die relative Gesamtverkürzung

$$\frac{L_a - L_i}{L} = \alpha \left(1 - \frac{M_i}{M} - \left(1 - \frac{M_i^*}{M^*} \right) \frac{L^*/\Phi^*}{L/\Phi} \right) - (\Phi - \Phi^*) \frac{s}{\varphi} / L.$$

Diese Formel erinnert in ihrem ganzen Aufbau an die oben (§ 27a) gefundene Formel für die relative Gesamtverkürzung bei rein muskulärer Hemmung. Wie diese Formel läßt sie sich durch Einführung des Zeichens $\Lambda = L/\frac{s}{\varphi}$ in verkürzter Form schreiben:

$$\text{Gleichung 4a)} \quad \frac{L_a - L_i}{L} = \alpha \left(1 - \frac{M_i}{M} - \left(1 - \frac{M_i^*}{M^*} \right) \frac{\Lambda^*}{\Lambda} \right) - \frac{\Phi - \Phi^*}{\Lambda}.$$

Wie diese Formel läßt sie sich sachlich wesentlich vereinfachen, wenn zwei Annahmen zulässig sind, nämlich daß die relativen natürlichen Längen von Muskel und Gegenmuskel umgekehrt gleich sind:

$$\Lambda = -\Lambda^*$$

und daß die Entspannungsstellungen zusammenfallen:

$$\Phi = \Phi^*.$$

Dann haben wir:

$$\text{Gleichung 4b)} \quad \frac{L_a - L_i}{L} = \alpha \left(2 - \frac{M_i}{M} - \frac{M_i^*}{M^*} \right).$$

Indem wir wieder an Stelle der relativen Gesamtverkürzung den Gesamtwinkelausschlag einführen und etwas umstellen, erhalten wir:

$$\Phi_a - \Phi_i = \alpha \left(2 - \frac{M_i}{M} - \frac{M_i^*}{M^*} \right) \Lambda,$$

$$\text{Gleichung 4c)} \quad \frac{M_i}{M} + \frac{M_i^*}{M^*} = 2 - \frac{\Phi_a - \Phi_i}{\alpha \Lambda}.$$

Letztere Fassung der Gleichung zeigt besonders deutlich, daß die Leistung in den Endstellungen abhängt einerseits vom Gesamtausschlag, also von dem früheren oder späteren Einsetzen der Arretierung, andererseits von der relativen natürlichen Länge. Demgemäß kann die Leistung auf zweierlei Weise verbessert werden, entweder dadurch, daß man den Ausschlag verkleinert, also die Arretierungen näher an die Hauptarbeitsstellung herandrückt oder dadurch, daß man die relative natürliche Länge vergrößert. Andererseits darf, wenn der Gesamtausschlag kleiner wird, auch die natürliche Länge vermindert werden, ohne daß die Güte der Leistung leidet, wie das Fig. 20 auf S. 131 veranschaulicht.

Der Leser wird sich erinnern, daß unsre früheren Überlegungen über die birelative natürliche Länge (§ 7g) und die Neuanpassung der Muskeln (§ 9) zu gleichem Ergebnis geführt haben. Auch ist der zweite Posten auf der rechten Seite unsrer letzten Gleichung gar nichts anderes, als der (mit einem

konstanten Faktor multiplizierte) reziproke Wert eben dieser birelativen natürlichen Länge. Damit führt unsre Gleichung auf den schon damals ausgesprochenen Satz zurück, daß die birelative natürliche Länge das Maß für die Güte der Versorgung der Endstellungen ist.

Es ist noch zu bemerken, daß unsre Ableitung keine Rücksicht darauf nimmt, daß die Kraft des sich verkürzenden Muskels durch die allmählich einsetzende Anspannung des Gegenmuskels zum Teil aufgehoben wird. Sie gilt also nur, solange diese Gegenkraft verhältnismäßig geringfügig ist, d. h. wenn die Arretierung frühzeitig eintritt, die durch sie gesetzte Verminderung des Ausschlags eine erhebliche ist. Im übrigen wäre es leicht, die Gleichung so auszubauen, daß sie dieser Gegenkraft Rechnung trägt.

§ 29. Die Insuffizienz des Muskels für den Spielraum seiner Gelenke.

a) Unsre bisherige Überlegung ging von der Auffassung aus, daß die muskuläre Hemmung sozusagen das Natürliche sei, die nicht muskuläre Hemmung dagegen eine Vorwegnahme, welche jene in Tätigkeit zu treten verhindert. Man kann aber die Sache auch gerade umgekehrt ansehen und folgendermaßen überlegen: Jede Gelenkdrehung in einer bestimmten Richtung findet notwendigerweise früher oder später im Gelenk selbst ihre Grenze und dieser wird vorgegriffen, wenn eine muskuläre Hemmung in Tätigkeit tritt. Dieser Auffassung geben wir Ausdruck, indem wir in solchem Fall den Muskel als insuffizient für den Spielraum des Gelenkes bezeichnen, d. h. erklären, er sei zu kurz, um dem Gelenk seinen vollen Ausschlag zu erlauben. Diese neue Auffassungsweise ist an sich nicht mehr berechtigt, als unsre alte, sie hat aber den Vorteil, daß sie gewisse Erscheinungen besonders anschaulich macht, weshalb wir sie im folgenden zugrunde legen.

Wir unterscheiden aktive und passive Insuffizienz. Passiv insuffizient ist jeder Muskel, der als Gelenkhemmung in Wirksamkeit tritt. Hierüber ist, wenn es sich um einen eingelenkigen Muskel handelt, weiter nichts zu sagen, als daß die muskuläre Hemmung von der durch Gelenkbänder bewirkten, nicht wesentlich verschieden ist. Zu besonderen Erscheinungen aber gibt die passive Insuffizienz beim mehrgelenkigen Muskel Anlaß, und an diesem ist auch der Begriff der Insuffizienz von HENKE (1868) entwickelt worden. Der mehrgelenkige Muskel besitzt die Eigentümlichkeit, daß seine Gelenke sich bewegen können, ohne daß er seine Länge ändert. Dies geschieht, wenn die Bewegung so erfolgt, daß die durch die Drehung des einen Gelenks gesetzte Längenänderung durch passende Drehung eines andern Gelenks aufgehoben wird. Dies gilt auch dann noch, wenn der Muskel aufs äußerste gedehnt ist und so haben wir dann die charakteristische Erscheinung, daß die Bewegung als Ganzes arretiert ist, daß also beispielsweise eine weitere Beugung der bereits stark gebeugten Hand- und Fingergelenke zusammengenommen nicht mehr möglich ist, daß aber jedes einzelne dieser Gelenke doch noch stärker gebeugt werden kann, falls dafür ein andres sich entsprechend streckt, so daß die Länge des bereits aufs äußerste gedehnten und insuffizient gewordenen *Musculus extensor digitorum* unverändert bleibt.

Wenn man daher bei bereits stark gebeugten Hand- und Fingergelenken die Finger noch besonders fest zusammenkrallt, so streckt sich das Handgelenk etwas; wenn man dagegen durch besondere Kraftanstrengung das Handgelenk noch weiter biegt, so öffnen sich die Finger ein wenig. Als Schulknaben übten wir den Kunstgriff, dem Gegner durch Druck auf den Handrücken die geschlossene Faust zu öffnen, um ihm einen darin verborgen gehaltenen Gegenstand zu entreißen. Die aktive Betätigung dieses Mechanismus ist von besonderem Interesse für die Pathologie. Denn hier wird durch die Tätigkeit von Beugemuskeln eine Streckung bewirkt: die mit aller Kraft sich anspannenden Flexores digitorum strecken das Handgelenk, die Flexores carpi die Finger. Auf diese Weise ist ein Patient, dessen Fingerstreckmuskeln gelähmt sind, imstande, trotzdem die Finger ein wenig zu öffnen, indem er das Handgelenk aufs äußerste beugt. „Es vertreten die Beuger die Strecker“, wie es LÉTIÉVANT ausdrückt. Wir werden auf diese wichtige Erscheinung noch mehrfach zurückkommen.

Den mechanischen Vorgang dabei kann man sich auch folgendermaßen zurechtlegen. Die anatomische Bahn, in welcher die einzelne Sehne des Fingerstreckmuskels verläuft, wird durch Beugung des Handgelenks oder irgendeines Fingergelenks verlängert. Werden gleichzeitig mehrere dieser Gelenke ausgiebig gebeugt, so wird die Verlängerung so stark, daß die Sehne des Muskels, auch wenn dieser völlig erschlafft ist, für die verlängerte Bahn zu kurz wird. Muskel und Sehne spannen sich daher an und wirken wie ein Hemmungsband zwischen dem Ursprung des Muskels und dem Ansatzpunkt der Sehne.

Vollständig analoge Erscheinungen, wie wir sie soeben bei gleichzeitiger extremer Beugung aller Fingergelenke samt Handgelenk beschrieben haben, kann man beim Versuch gleichzeitiger stärkster Streckung aller dieser Gelenke beobachten. Hier wirkt die passive Insuffizienz der langen Fingerbeuger genau so als Hemmung wie dort die der langen Fingerstrecker. Weitere Beispiele passiver Insuffizienz bietet der Musculus gastrocnemius, dessen Spannung es unmöglich macht, gleichzeitig den Fuß in stärkste Dorsalflexion und das Knie in völlige Streckstellung überzuführen, sodann die zweigelenkigen Muskeln an der Hinterseite des Oberschenkels: Biceps femoris, Semitendinosus, Semimembranosus, deren Spannung es verbietet, bei völliger Hüftbeugung das Knie zu strecken.

b) Wir haben bisher nur die passive Insuffizienz betrachtet und wenden uns nun der aktiven zu. Wir hatten oben (§ 27c) bereits erwähnt, daß der aktive Gesamtgelenkausschlag bei rein muskulärer Hemmung geringer zu sein pflegt, als der passive, da der durch die Verkürzung in seiner Kraft beeinträchtigte Muskel den hemmenden Gegenmuskel nicht so weit zu dehnen vermag, wie eine genügend starke Kraft von außen, und ein letztes Stück Ausschlag immer nur dann verwirklicht wird, wenn solcher äußerer Druck der Kontraktion des Muskels zu Hilfe kommt. Wir bezeichnen solchen Muskel als aktiv insuffizient und unterscheiden eine relative aktive Insuffizienz, wenn der Muskel in der Endstellung sich noch anspannt, wiewohl nicht mit genügender Kraft, um diese Stellung allein zu erreichen

und festzuhalten, und eine absolute aktive Insuffizienz, wenn der Muskel in dieser Stellung sich überhaupt nicht mehr anzuspannen vermag. Den geringsten Grad von beginnender relativer Insuffizienz bezeichnen wir als knappe Suffizienz.

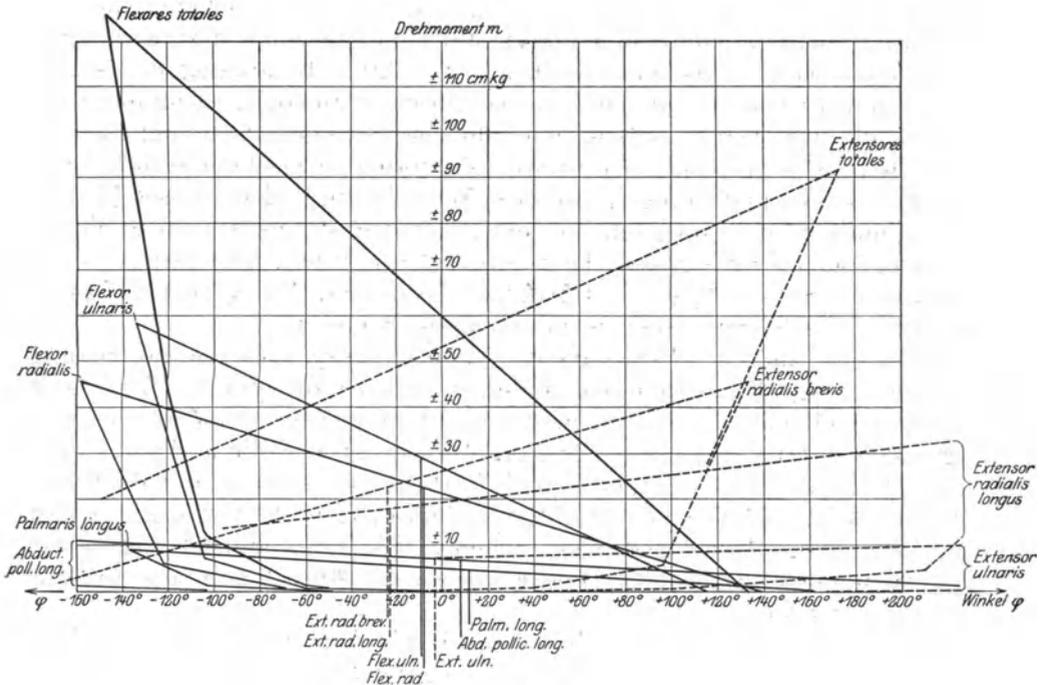


Fig. 21. Winkel-Momentenkurven der eigentlichen Handgelenksmuskeln für Beugung und Streckung des Gelenks bei stärkster Innervation und bei Erschlaffung. Konstruiert auf Grund der in Tabelle 8 zusammengestellten Werte. Die Kurven Flexores totales sind durch graphische Addition der Werte sämtlicher vier einzelnen Beuger entstanden und stellen die Drehmomente der vereinten eigentlichen Handgelenksbeuger, die Kurven Extensores totales entsprechend die der drei vereinten eigentlichen Handgelenkstrecker dar. An der Kurve der entspannten vereinten Beuger ist eine leichte Abrundung und Abstumpfung der Ecken, in welchen die Teilstücke der Kurven zusammenstoßen, erkennbar (vgl. § 22 h). Die Entspannungswinkel sind durch senkrechte Linien markiert.

Mit der passiven Insuffizienz eines Muskels ist also stets eine gewisse aktive Insuffizienz oder wenigstens knappe Suffizienz des Gegenmuskels verbunden. So können wir die eben besprochene gleichzeitige Beugung aller Finger- und Handgelenke etwas weiter treiben, wenn wir mit der andern Hand von außen zusammendrückend nachhelfen, als wenn wir bloß die Beugemuskeln der ersten Hand arbeiten lassen. Die langen Fingerbeuger sind eben aktiv relativ insuffizient. Ein anderes Beispiel: Wenn ich bei lose gehaltenen Fingern mein Handgelenk so stark als möglich aktiv gebeugt habe, so kann ich über diese Grenzen hinaus noch eine weitere Beugung um etwa 10° dadurch erzielen, daß ich mit der andern Hand einen Druck auf den Handrücken ausübe. Dagegen vermag ich nicht das bei losen Fingern aktiv möglichst weit überstreckte Handgelenk durch passive Nachhilfe

noch wesentlich weiter zu überstrecken. Die Handgelenksbeuger sind eben aktiv insuffizient, weil die Beugung rein muskulär gehemmt wird, die Handgelenksstrecker dagegen nicht, weil bei der Streckung eine nicht muskuläre Hemmung in Wirksamkeit tritt.

Diese aktive Insuffizienz der Handgelenksbeuger ist nur eine relative, weil die Sehnen dieser Muskeln bei dem eben besprochenen Versuch angespannt sind und auch nachdem die äußerste Beugstellung durch Nachhilfe von außen erreicht ist, noch angespannt bleiben. Die Anspannung ist bloß zu gering, um ohne Nachhilfe den Widerstand der gedehnten Handgelenksstrecker zu überwinden.

Dagegen finden wir absolute aktive Insuffizienz bei den langen Fingerstreckern: Gleichzeitige extreme Streckung aller Fingergelenke und des Handgelenks ist, wie eben erwähnt, so wenig möglich, wie gleichzeitige stärkste Beugung. Die Fingerstrecker sind also aktiv insuffizient. Sie sind es zunächst nur relativ, d. h. sie helfen immer noch kräftig mit, wie man an ihren angespannten Sehnen merkt. Manche Leute aber, unter andern ich selbst, haben so lose Gelenke und können die Überstreckung passiv so weit treiben, daß schließlich diese Sehnen trotz fortdauernder stärkster Willensanstrengung sich entspannen. Diese Sehnen treten aber sofort wieder als harte Stränge hervor, wenn die passive Überstreckung der Finger etwas vermindert wird. Die Erklärung dieser Erscheinung ist leicht zu geben. Wir wissen ja, daß ein Muskel auch bei stärkster Innervation und Fehlen jedes äußeren Widerstandes sich höchstens auf etwa $\frac{1}{4}$ seiner natürlichen Länge verkürzt (nämlich von der Länge L um die Länge αL , vgl. oben § 4 c, § 22 a, wobei $\alpha = 0,75$ gemessen wird). Ist dieser Punkt erreicht, so hört jede weitere Verkürzung und zugleich jede Wirkung nach außen auf.

Die Kurven 21—24 stellen Winkelmomentenkurven der Handgelenksmuskeln und der langen Fingermuskeln dar, welche die besprochenen Verhältnisse graphisch veranschaulichen. Insbesondere sei auf die beiden Fig. 23 und 24 hingewiesen. Die auf Fig. 23 dargestellten Gesamtausschläge des Handgelenks bei passiver und bei aktiver Bewegung so wie bei verschiedener Fingerhaltung lassen die rein muskuläre Hemmung der Handgelenksbeugung daran erkennen, daß der erreichbare äußerste Beugewinkel bei aktiver Einstellung stets hinter dem bei passiver Einstellung zurückbleibt. Ferner sehen wir, wie der Faustschluß die Beugefähigkeit des Handgelenks, die Überstreckung der Finger umgekehrt seine Streckfähigkeit einschränkt.

Als ein weiteres Beispiel absoluter aktiver Insuffizienz sind die Wadenmuskeln zu nennen. Wenn man durch äußere Gewalt gleichzeitig das Knie in stärkster Beugung und die Fußspitze in stärkster Senkung festhält, kann man die Achillessehne nicht mehr anspannen (HENKE, 1868, S. 143, R. FICK II, 1910, S. 301). Es sind also der *Musculus gastrocnemius* und *soleus* absolut insuffizient.

Das Widerspiel des aktiv insuffizienten Muskels ist der schon erwähnte aktiv übersuffiziente Muskel (HENKE, S. 144), d. h. der Muskel, welcher auch das letzte Ende der möglichen Gelenkbewegung, statt wie gewöhnlich nur

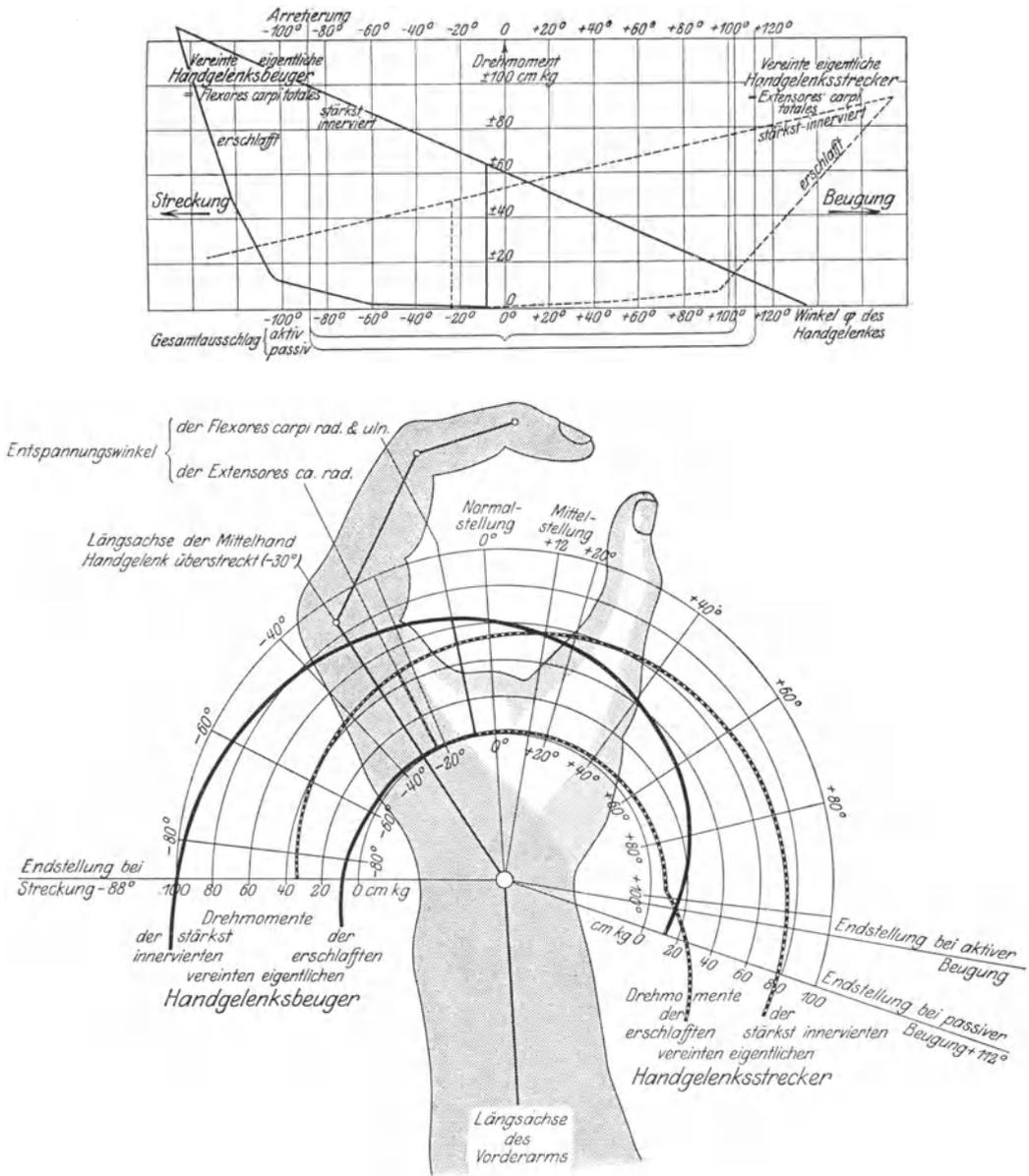


Fig. 22. Winkel-Momentenkurven der vereinten eigentlichen Handgelenksbeuger und der vereinten eigentlichen Handgelenksstrecker, aus Fig. 21 übernommen, jedoch mit auf die Hälfte verminderter Ordinatenhöhe.

Oben geradlaufende Darstellung. Unterhalb der Kurven die Darstellung der Gesamtausschläge wie Fig. 19. Bei der Streckung ist eine aktive Hemmung vorhanden, die Strecker sind daher aktiv suffizient. Bei der Beugung nicht. Die Beuger sind daher relativ aktiv insuffizient, d. h. ihre Tätigkeit vermag die Hand nicht bis zum Äußersten vom Handgelenk als solchen zugelassenen Beugewinkel zu führen.

Unten rundlaufende Darstellung (§ 10c) derselben Kurven.

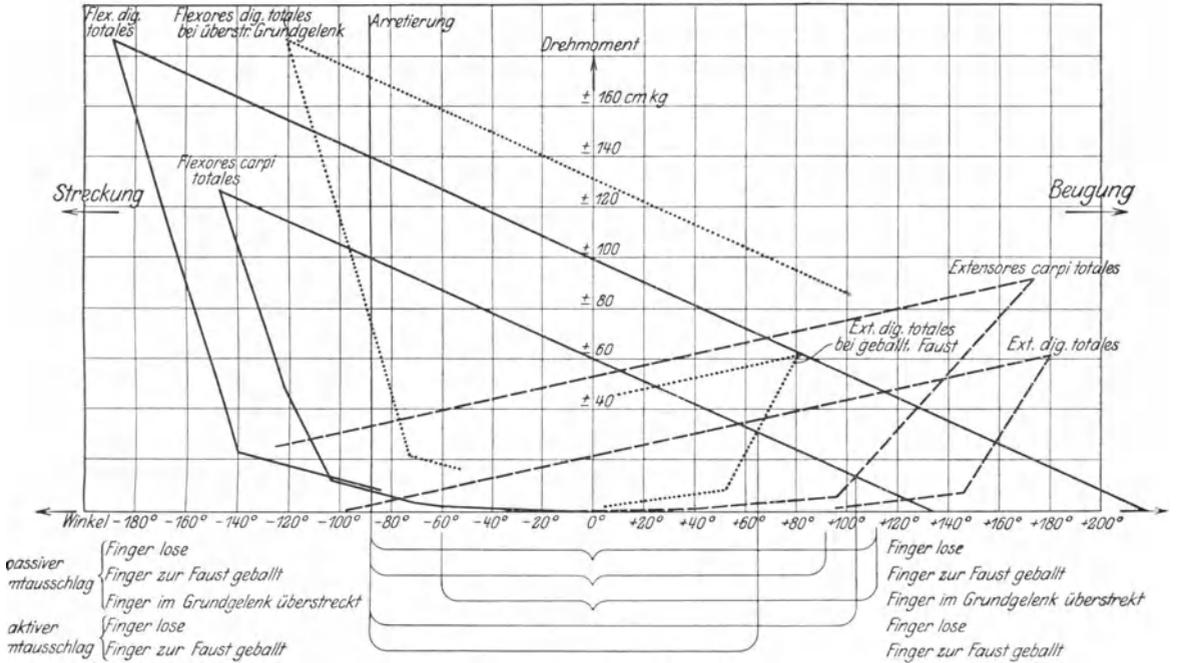
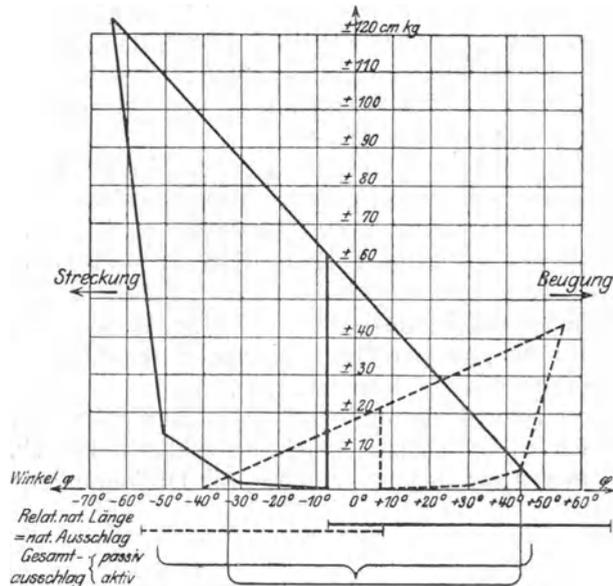


Fig. 23. Winkel-Momentenkurven sämtlicher Handgelenksbeweger für Beugung und Streckung (jedoch ohne die Daumenmuskeln) in vier Gruppen vereinigt, nämlich: 1. Flexores carpi totales, 2. Extensores carpi totales, 3. Flexores digitorum totales und 4. Extensores digitorum totales.

Die ersten beiden sind aus Fig. 21 übernommen, letztere beiden nach den in Tabelle 17 zusammengestellten Werten konstruiert, und zwar für den Fall, daß die Fingergelenke geradegestreckt sind. Die punktierte angedeutete Kurven der Fingermuskeln gelten die eine für den Fall, daß die Finger zur Faust geballt sind, wodurch die Kurve der vereinten Fingerstrecker für das Handgelenk um den Verschiebungswinkel $\Phi_F = -97^\circ$ nach links rückt, die andre für den Fall, daß die Finger im Grundgelenk überstreckt sind, wodurch die Kurve der vereinten Fingerbeuger sich um $+68^\circ$ nach rechts verschiebt. Unterhalb der Kurven die Darstellung der Gesamtausschläge wie in den vorhergehenden Figuren. Die passiven Gesamtausschläge sind gemäß Tabelle 2 dargestellt. Durch das Ballen der Faust werden die Handgelenksstrecker relativ insuffizient, durch die Überstreckung im Grundgelenk verstärkt sich die bereits vorhandene Insuffizienz der Handgelenksbeuger. Weiteres im Text § 29, 30a.

Fig. 24. Winkel-Momentenkurve des oberflächlichen Beugers und des gemeinsamen Streckers des Mittelfingers für fiktives Gelenk bei stärkster Innervation und bei Erschlaffung der Muskeln, auf Grund der Zahlenwerte der Tabelle 17 konstruiert. Unterhalb der Kurven sind die relativen natürlichen Längen und die Gesamtausschläge wie in Fig. 19 dargestellt. Der Beuger ist relativ, der Strecker absolut aktiv insuffizient. Die starken senkrechten Linien zeigen die Lage der Entspannungswinkel und die Größe der Drehmomente bei natürlicher Länge an. Zwischen den Entspannungswinkeln befindet sich das gemeinsame Gebiet der Entspannung. Vgl. Text § 5 i, 29, 30 b, 24.



mit erheblich verminderter, mit voller Kraft zu bedienen vermag, indem eine Arretierung den Gelenkausschlag so frühzeitig begrenzt, daß die Endstellung nahe an die Hauptarbeitsstellung heranrückt oder mit ihr zusammenfällt. Wir haben im vorigen Paragraphen hierüber das Nötige bereits gesagt.

§ 30. Messungen des Gesamtausschlags und der relativen Gesamtverkürzung.

Wir sind bei unsern bisherigen Überlegungen so zuwege gegangen, daß wir aus der Beschaffenheit der einzelnen Muskeln und ihrer Anbringung im Skelett die Eigenschaften eines Komplexes zusammenarbeitender Muskeln erschlossen haben, indem wir Formeln über den Gesamtausschlag und die Gesamtverkürzung eines solchen Komplexes aus den für den isolierten Muskel gefundenen Formeln ableiteten (§ 27, 28; Fig. 19, 20). Wir haben dann durch die Betrachtung einzelner Muskeln und besonders der als Insuffizienz und Übersuffizienz bezeichneten Eigentümlichkeiten derselben uns davon überzeugt, daß in der Tat die durch unsre theoretische Konstruktion als denkbar vorausgesehenen verschiedenen Arten des Zusammenarbeitens der Muskeln im menschlichen Körper verwirklicht sind. Darüber hinaus aber wäre es erwünscht, das Ergebnis unsrer theoretischen Erwägungen messend nachzuprüfen, Gesamtausschlag und Gesamtverkürzung für möglichst viele Muskeln experimentell festzustellen und zu sehen, wie weit die direkte Beobachtung streng zahlenmäßig mit unsrer theoretischen Konstruktion übereinstimmt. Auf zweierlei Wegen habe ich diese Aufgabe zu lösen versucht.

a) Zunächst habe ich die Verhältnisse am Handgelenk, wie sie unsre Fig. 23 darstellt, ins Auge gefaßt. In dieser Figur sind außer den Winkelmomentenkurven sämtlicher, das Handgelenk überziehender Muskeln die Endstellungen des Gelenks und seine Gesamtausschläge bei verschiedenen Fingerhaltungen aufgezeichnet. Und zwar wurden, da die Beugung des Handgelenks nur durch muskuläre Hemmung begrenzt ist, die aktiven Endstellungen aus den Winkel-Momentenkurven der Figur konstruiert auf Grund unsrer Überlegung (§ 27c), daß die aktive Beugung bei demjenigen Gelenkwinkel ein Ende erreicht, bei welchem die Kurve der Drehmomente der stärkst innervierten Beugemuskeln die Kurve der erschlafften Streckmuskeln überkreuzt.

Wie nun, wenn wir die betreffenden Endstellungen, statt sie aus den Winkel-Momentenkurven der einzelnen Handgelenksmuskeln zu konstruieren, durch direkte Beobachtung feststellen? Stimmen die auf beiderlei Weise gefundenen Endstellungen und Gesamtausschläge überein? Die Antwort ergibt sich aus den in Tabelle 2 zusammengestellten Zahlen und lautet dahin, daß die unmittelbare Beobachtung stets etwas kleinere Werte für die extremen Beugestellungen und damit auch für die Gesamtausschläge ergibt als die Konstruktion.

Diese Unstimmigkeit erschien mir erst verwunderlich. Bald aber fand ich zwei Ursachen, welche sie erklären, heraus. Auf die erste wurde ich aufmerksam; als ich versuchte, die Drehmomente festzustellen, welche ich mit

den eigentlichen Handgelenksbeugern in verschiedenen Winkelstellungen des Gelenks bei stärkster Innervation auszuüben vermag. Meine Absicht war, die Kurve der Höchstkraft dieser Muskeln zu ermitteln, wie ich das bereits für den *Musculus flexor sublimis digiti III* getan hatte und oben beschrieben habe (§ 21, 22a, Fig. 18) und auch das Verfahren war dem dort angewendeten ähnlich. Die Schwierigkeit bei diesen Versuchen ist, die unwillkürliche Mitarbeit der langen Fingermuskeln auszuschalten, und dieser Schwierigkeit bin ich leider nur unvollkommen Herr geworden. Aus diesem Grund läßt die Übereinstimmung der von mir gewonnenen Zahlenwerte zu wünschen übrig und deshalb verzichte ich darauf, diese Werte ausführlich hier wiederzugeben. Nur folgendes Gesamtergebnis, das ich glaube als gesichert ansehen zu dürfen, sei hier mitgeteilt:

Während bei gestrecktem und überstrecktem Handgelenk die bei der unmittelbaren Beobachtung gefundenen maximalen Drehmomente mit den mittels unserer graphischen Konstruktion (Fig. 21, 22) gewonnenen befriedigend übereinstimmen, finden wir bei gebeugtem Handgelenk höhere Meßwerte, als wir theoretisch erwarten, und zwar nimmt die Überhöhung mit fortschreitender Beugung zu. Bei einem Beugungswinkel von etwa 60° aber findet eine Umkehr statt, so daß nunmehr die experimentellen Werte rascher abnehmen als die theoretischen. Zwischen 70° und 75° ist der experimentelle Wert dem theoretischen annähernd gleich, beträgt also um 25 000 cmg; dann sinkt er rasch unter ihn herab, ist bei 80° bereits erheblich unter 10 000 cmg gefallen und wird zwischen 85° und 90° gleich Null. Damit ist der äußerste, aktiv herstellbare Winkel und das Ende der aktiven Beugung erreicht. Dieses Ende setzt die theoretische Konstruktion erst bei einem Winkel von 104° .

Die hier beschriebene Abweichung der theoretischen Winkelmomentenkurve von der experimentellen erklärt sich nun einfach daraus, daß unsere Konstruktion die Voraussetzung macht, daß der Hebel, mit welchem ein Muskel am Gelenk angreift, bei allen Winkelstellungen derselbe ist (§ 5c). Diese Voraussetzung trifft für die Handgelenksbeuger insofern nicht zu, als ihre Sehnen, sobald die Hand aus der Normalstellung in Beugstellung übergeht, stärker vorspringen, sich also vom Gelenk entfernen und damit ihren Hebel vergrößern, und zwar um so mehr, je weiter die Beugung fortschreitet. Dadurch erklärt sich die Überhöhung des maximalen Drehmoments, welche wir bei zunehmender Beugung beobachten.

Aber auch die bei extremer Beugung einsetzende rasche Verminderung und vorzeitige völlige Aufhebung desselben. Denn dem Hebel ist, wie wir wissen, die spezifische Verkürzung des Muskels proportional (§ 5g), mit der Zunahme der einen Größe wächst auch die andre, d. h. bei vergrößertem Hebel genügt eine geringere Winkeldrehung, um eine bestimmte Verkürzung des Muskels zu erzielen. Eine geringere Drehung genügt daher jetzt auch, um den Muskel so zu verkürzen, daß er nur noch eine ganz geringe oder gar keine Kraft mehr nach außen auszuüben vermag, d. h. daß seine verfügbare Verkürzungsstrecke aufgebraucht ist, ein Punkt, auf welchen wir später nochmals ausführlich zu sprechen kommen (§ 37: Gelenk der Wahl). Auf die anfängliche Überhöhung des Drehmomentes durch

die Vergrößerung des Hebels folgt daher bei extremer Beugung eine um so raschere Verminderung bis zur Annullierung; der raschere Aufbrauch der Verkürzungsstrecke der Handgelenksbeuger ist die Ursache des vorzeitigen Endes der aktiven Beugebewegung des Gelenks.

Aber nur die eine Ursache. Die zweite, auf die ich durch genaue Beobachtung der stärkst gebeugten Hand aufmerksam wurde, ist, daß die Antagonisten der Beuger bei extremer Beugstellung sich aktiv anspannen. Trotz dahin zielender Bemühungen war ich nicht imstande, diese reflektorische Hemmungsaktion bei meinen Versuchen auszuschalten. Andre Personen mögen in dieser Beziehung geschickter sein, und ich vermute, daß die weitgehenden Verdrehungen der menschlichen Glieder, welche wir bei den sogenannten Kautschukmännern und Schlangemenschen anstaunen, weniger aus anatomischen Abweichungen ihres Körperbaus sich erklären, als einfach daraus, daß sie gelernt haben, die unwillkürlich sich einstellenden Muskelkontraktionen, welche die Herstellung extremer Gelenkstellungen behindern, auszuschalten. Oder wenigstens auf ein Mindestmaß zurückzuführen. Wie sich der Leser erinnern wird, haben wir ja oben (§ 22g) den mit dem zweiten Teilstück der Längenspannungskurve des nicht innervierten Muskels einsetzenden Widerstand als durch den unwillkürlichen Tonus des gedehnten Muskels bedingt angesprochen. Wir ergänzen nun unsre damalige Annahme dahin, daß die Stärke dieses Tonus, deren Maß der Elastizitätsmodul E' darstellt, erheblichen Schwankungen unterliegen kann, Schwankungen von Person zu Person, aber auch bei derselben Person von Muskel zu Muskel. Bei meinem *Musculus flexor digiti III*, aus dessen Untersuchung wir die generellen Konstanten abgeleitet haben, welche der Konstruktion unsrer in Rede stehenden Winkel-Momentenkurven zugrunde liegen, ist dieser Tonus ein verhältnismäßig geringer, bei meinen andern Fingermuskeln ist ein stärkerer Tonus und sind demgemäß höhere Werte der Drehmomente im zweiten Teilstück und also größere Behinderung bei der Herstellung extremer Stellungen anzunehmen. Damit stimmt, daß der Unterschied zwischen Konstruktion und Messung bei meiner linken Hand größer ist als bei meiner rechten. Die rechte wird zu ungewöhnlichen Bewegungen öfter herangezogen und ist daher in höherem Maße geübt und befähigt, den behindernden Tonus auszuschalten.

Unsre früheren Aufstellungen über die generellen Konstanten der kontraktiven Substanz wären demnach dahin zu berichtigen, daß E' (und vielleicht auch β und in geringem Maße dann auch γ , vgl. Fig. 3) in Wirklichkeit nicht für alle menschlichen Skelettmuskeln denselben Wert besitzt, sondern von Person zu Person und von Muskel zu Muskel gewissen Schwankungen unterliegen kann. (Zu diesen individuellen Schwankungen gesellen sich dann noch die früher (§ 22i) besprochenen, zeitlich wechselnden Schwankungen, welche an ein und demselben Muskelindividuum beobachtet werden und durch Änderungen der Temperatur bedingt erscheinen.)

Berücksichtigen wir die durch diese Umstände gesetzte stärkere Behinderung bei der Herstellung der extremen Finger- und Handstellungen und denken wir uns unsre Konstruktion in Fig. 22 u. 23 dementsprechend berichtigt, so können wir sagen, daß die direkte Beobachtung der Endstellun-

gen und die Konstruktion derselben auf Grund der Winkel-Momentenkurven befriedigend übereinstimmen. Da nun aber die Winkel-Momentenkurven aus Beobachtungen gewonnen sind, welche mit den Endstellungen und mit der Größe des Gesamtausschlages nichts zu tun haben, so ist die Übereinstimmung der auf ganz verschiedenen Wegen gewonnenen Ergebnisse sehr bemerkenswert und ein starker Beweisgrund für die Richtigkeit unsrer gesamten Überlegungen.

Die reflektorische Anspannung der Gegenmuskeln ist bei der Überstreckung der Fingergrundgelenke besonders stark, so stark, daß ich höhere Grade der Überstreckung aktiv überhaupt nicht herzustellen vermag, weshalb auch der aktive Gesamtausschlag bei überstreckten Grundgelenken auf Fig. 23 nicht angezeichnet ist. Auch möchte ich noch darauf hinweisen, daß ich besonders lose Gelenke besitze und daß deshalb die zahlenmäßigen Ergebnisse der angezogenen Versuche nicht als Durchschnittswerte angesehen werden können. Kehren wir nach dieser Abschweifung zu unserem eigentlichen Thema zurück!

b) Noch auf einem zweiten, wesentlich verschiedenen Wege habe ich die Ergebnisse unsrer theoretischen Überlegung messend nachzuprüfen versucht, indem ich nämlich bei möglichst vielen Muskeln die relative Gesamtverkürzung ermittelte und den gefundenen Betrag mit dem theoretisch erwarteten verglich. Leider vermochte ich diese Aufgabe insofern nur unvollkommen zu lösen, als ich mangels eigener Messungen fast ganz auf das in der Literatur niedergelegte Zahlenmaterial angewiesen war und dieses den hier zu stellenden Anforderungen nur sehr unvollkommen entspricht. Die relative Gesamtverkürzung ist der Quotient aus der passiven Gesamtverkürzung des im Skelett eingespannten Muskels dividiert, durch seine natürliche Länge (§ 27 a). Messungen der natürlichen Länge (bzw. der bei gefiederten Muskeln einzusetzenden rechnermäßigen natürlichen Länge, § 11, 15) sind, wie wir früher sahen (§ 20), bisher überhaupt noch nicht richtig durchgeführt worden, und wir sind in Ermangelung eines Besseren wieder in der Hauptsache darauf angewiesen, die Faserlängen der aus der Leiche ausgeschnittenen Muskeln, wie sie von ED. WEBER und von FROHSE und FRÄNKEL gemessen wurden, an Stelle der (rechnermäßigen) natürlichen Längen einzusetzen. Messungen der Gesamtverkürzung oder des Gesamtausschlages besitzen wir von ED. WEBER, R. FICK, DE BESSER, JANSEN. Doch sind die von diesen verschiedenen Autoren für ein und denselben Muskel gefundenen Zahlenwerte erstaunlich verschieden, so verschieden, daß die Unstimmigkeit nicht bloß in den individuellen Unterschieden der gemessenen anatomischen Präparate ihren Grund haben kann, sondern in der Hauptsache auf die verschiedene Art des Messens und der Behandlung und Konservierung der Leichen zurückgeführt werden muß. Daher erschien es mir unzulässig, die Zahlen verschiedener Autoren miteinander zu kombinieren, denn bei solcher Kombination kann man nach Belieben die allerverschiedensten Ergebnisse herausrechnen. So war ich auch hier auf WEBERS Zahlen angewiesen, der allein Länge und Gesamtverkürzung aller Skelettmuskeln gleichzeitig gemessen hat. Die Zahlen von JANSEN, der

bei einigen Muskeln gleichfalls sowohl Länge wie Gesamtverkürzung bestimmt hat, habe ich, da gegen ihre Zuverlässigkeit Bedenken vorliegen (vgl. R. FICK 1918), nur gelegentlich, bei den Wadenmuskeln, zum Vergleich herangezogen. Außerdem habe ich bei diesen Muskeln einige von R. FICK gemessene Zahlen aushilfsweise benutzt. Von sämtlichen auf Grund der WEBERSchen Zahlen berechneten Werten gebe ich nur etwa die Hälfte, welche mir besonders interessant scheint, in der Tabelle 26 wieder und diese, wie gesagt, nur widerstrebend und mit Vorbehalt.

Ehe wir diese Zahlen betrachten, wollen wir nochmals einige Hauptpunkte aus unsern früheren theoretischen Betrachtungen uns vergegenwärtigen. Für die Fälle rein muskulärer Hemmung hatten wir die Größe der relativen Gesamtverkürzung ausdrücken können durch die vereinfachte Formel (§ 27 a, Gleichung 1 b'):

$$\frac{L_a - L_i}{L} \approx 1,2 .$$

Die Vereinfachung beruhte auf der doppelten Annahme, daß die Entspannungsstellungen von Muskel und Gegenmuskel zusammenfallen, und daß die relative natürliche Länge beider übereinstimmt. Solche Muskeln sind passiv insuffizient und relativ aktiv insuffizient. Treffen obige Annahmen nicht zu, so kann der Wert der relativen Gesamtverkürzung kleiner oder größer sein. Größer dadurch, daß die Entspannungsstellungen auseinanderrücken und ein gemeinsames Gebiet der Entspannung sich zwischen sie einschleibt oder dadurch, daß die relative natürliche Länge des Gegenmuskels die eigene übertrifft. Die Vergrößerung kann so weit gehen, daß der Muskel aktiv absolut insuffizient wird. Dies ist dann der Fall, wenn die relative Gesamtverkürzung den Wert

$$\frac{L_a - L_i}{L} \approx 1,35 ,$$

den äußersten, den der Muskel zu leisten vermag (vgl. oben § 27 d), überschreitet. Solche absolute aktive Insuffizienz findet sich, wie wir soeben festgestellt haben, bei den langen Fingerstreckern lose gelenkiger Hände, welche mit ihren Antagonisten ein gemeinsames Gebiet der Entspannung aufweisen (vgl. Fig. 24), ferner bei den Wadenmuskeln. Von diesen besitzt der Gastrocnemius einen eigentlichen Antagonisten überhaupt nicht, der Soleus hat im Tibialis anterior einen Gegenmuskel von wesentlich größerer relativer Länge zum Partner, ein Umstand, welcher den die Gesamtverkürzung verkleinernden Einfluß der Lage der beiderseitigen Entspannungsstellungen, die ein gemeinsames Gebiet der Spannung einschließen, kompensiert (vgl. Fig. 19 h, Seite 131).

Werfen wir nun einen Blick auf unsere Tabelle 26, so sehen wir, daß in der Tat beim langen Fingerstrecker der Grenzwert 1,35, wie zu erwarten, erheblich überschritten wird (letzte Zeile der Tabelle). Bei den Wadenmuskeln dagegen sehen wir ihn nur erreicht. Dieser Unterschied dürfte daher rühren, daß wir bei den langen Fingermuskeln die wahre natürliche Länge in Rechnung stellen konnten, bei den Wadenmuskeln ebenso wie bei sämt-

lichen übrigen Muskeln dagegen uns damit behelfen mußten, statt dieser die Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels einzusetzen, welche, wie wir besprochen haben (vgl. § 15 und Tabelle 5), durchschnittlich größer ist als diese und daher für die relative Gesamtverkürzung zu geringe Werte liefert.

Wir finden sodann Werte, welche nur wenig geringer sind und sich um den für rein muskulär gehemmte, d. h. passiv und relativ aktiv insuffiziente Muskeln anzunehmenden Mittelwert 1,2 herum bewegen, an den Fingern beim Flexor sublimis digiti III und am Oberschenkel beim Semimembranosus und Caput longum bicipitis, alles Muskeln, von deren Insuffizienz wir schon früher (§ 29a) gesprochen haben. Der Wert ist, wie zu erwarten, erheblich geringer beim Tibialis anterior, der im Soleus einen Antagonisten von bedeutend geringerer relativer natürlicher Länge gegenüber hat und noch dazu mit ihm ein gemeinsames Gebiet der Spannung einschließt. (Die Faserlänge des einen wird etwa doppelt so groß wie die des andern angegeben, bei annähernd gleichem Hebel.)

Gehen wir nun über zu den Muskeln, welche durch nicht muskuläre Hemmungen arretiert werden. Hier sinkt unser Wert unter die Mittelzahl 1,2, und zwar zunächst nur mäßig, falls die Hemmung nur einseitig und nicht besonders frühzeitig eintritt, wie wir das wohl für die langen Fingerbeweger von Menschen mit straffgelenkigen Fingern annehmen dürfen. Er sinkt erheblich, falls die Arretierung obwohl einseitig, doch sehr frühzeitig einsetzt und nähert sich dann dem Wert

$$\frac{L_a - L_i}{L} \approx 0,6,$$

welchen wir, wie wir sahen (§ 28, Gleichung 3 b), für den Fall zu erwarten hätten, daß die Arretierung bis in die Hauptarbeitsstellung vorrücken würde. Diesem Wert stehen die bei den Kaumuskeln gemessenen Zahlen in der Tat ganz nahe.

Ähnliche Werte finden wir bei jenen Muskeln, bei welchen wir beiderseitige, nicht muskuläre Arretierung wiewohl nur mäßigen Grades anzunehmen haben, so bei den Ellenbogenbewegern und bei den Handgelenksmuskeln von straffgelenkigen Personen. Wenn bei letzterem Gelenk der Flexor carpi ulnaris scheinbar eine Ausnahmestellung einnimmt, so dürfte das wohl auf einen Fehler in ED. WEBERS Messung zurückzuführen sein (vgl. die Bemerkung auf Tabelle 5). Je näher die Arretierungen zusammenrücken, um so geringer muß unser Wert werden, und so finden wir bei den Kantenstellern des Fußes Zahlen bis herab zu 0,34, was darauf hindeutet, daß diese Muskeln eine erhebliche Übersuffizienz besitzen, durch welche eine besonders gute seitliche Feststellung gewährleistet wird. Der genannte Wert ist überhaupt der niedrigste, auf welchen ich beim Durchrechnen des WEBERSchen Zahlenmaterials gestoßen bin, mit Ausnahme der für den Musculus iliacus gefundenen Ziffer 0,31.

Endlich ist noch ein letzter Umstand bemerkenswert, nämlich, daß wir bei antagonistisch zusammenarbeitenden Muskeln, sofern bei ihnen symmetrischer Bau im früher besprochenen Sinn, d. h. annähernd gleiche relative natürliche Länge und gleicher Entspannungswinkel zu vermuten ist,

auch annähernd gleiche Werte der relativen Gesamtlängenänderung finden, wie das unsere Theorie verlangt (§ 24). So bei den Handgelenksbewegern und insbesondere bei den Ellenbogenmuskeln, deren Verhältnisse auch schon ED. WEBER als besonders einfach und typisch angesprochen hat.

Schließlich sei noch darauf hingewiesen, daß unsere Zahlen die bekannte Tatsache bestätigen, daß verschiedene Menschen sehr verschieden bewegliche Gelenke haben. Wir kennen Leute mit straffen Gelenken und solche mit lockeren. Bei ersteren sind Bänder und Kapseln kurz und fest, bei letzteren lang und lose. In unserer Sprache ausgedrückt: bei ersteren tritt die nicht muskuläre Bänderhemmung frühzeitig, bei letzteren spät ein, bei ersteren haben wir demzufolge vielfach kleinere Gesamtverkürzungen als bei letzteren, bei letzteren können wir passiv und aktiv Insuffizienzen beobachten, wo wir bei ersteren suffiziente Muskeln finden. Auch in bezug auf die knöchernen Hemmungen finden sich individuelle Unterschiede.

In der Leiche ist die Dehnbarkeit sowohl der Muskeln wie der Gelenkteile vermindert. Die Unterschiede können sehr groß sein (R. FICK II, 1910, S. 254) und hängen jedenfalls mit davon ab, wie das betreffende Präparat vom Anatomen behandelt wird. Hier liegt offenbar eine Quelle für Fehler und Unstimmigkeiten vor. Es wäre erwünscht, für unsere Zwecke die Gelenkausschläge stets beim Lebenden zu messen.

§ 31. Geschichtliches: der WEBERSche Quotient.

Die Frage nach den Beziehungen zwischen der Länge des Muskels und der Gesamtverkürzung, welche er durch den größtmöglichen Gelenkausschlag erfährt, hat schon vielfach Physiologen und Anatomen beschäftigt. ED. WEBER war der erste, welcher diese Frage aufwarf und bereits im Jahr 1851 zahlreiche einschlägige Messungen an der Leiche veröffentlichte. Das Ergebnis seiner Messungen und Berechnungen faßte er dahin zusammen, daß der Quotient aus der Gesamtverkürzung des im Skelett eingespannten Muskels dividiert durch die größte Länge, zu welcher er im Skelett gestreckt werden kann, ein ganz bestimmter ist, nämlich im Mittel 0,47. Der Zähler seines Quotienten ist also derselbe wie bei der von uns als Maß verwendeten relativen Gesamtverkürzung, als Nenner dagegen nimmt WEBER die äußere (maximale) Endlänge statt der natürlichen Länge. Den für seinen Quotienten gefundenen Zahlenwert will nun WEBER nicht etwa bloß als rechnerischen Durchschnitt, sondern als eine maßgebende Zahl, als Norm aufgefaßt wissen. Da er eine theoretische Begründung für diese Zahl nicht gibt, so kann diese Auffassung ihre Berechtigung nur daraus ableiten, daß sich die Norm tatsächlich als gültig erweist. Mit diesem Erweise aber steht es nicht glänzend, und aus dem von ED. WEBER selber beigebrachten Zahlenmaterial könnte man eigentlich ebensogut auf das Fehlen wie auf das Vorhandensein einer solchen Norm schlußfolgern. Denn die von ihm errechneten Quotienten schwanken von 0,34 (*Musculus adductor femoris longus*, *Musculus flexor pollicis brevis*) bis 0,89 (*Musculus semimembranosus*).

Da es vorzugsweise die mehrgelenkigen Muskeln sind, welche abweichende, d. h. zu große Quotientenwerte aufweisen, so hat A. FICK (1860), zugleich auf theoretischen Überlegungen fußend, den Vorschlag gemacht, bei diesen Muskeln statt der Gesamtverkürzung die „gewöhnliche“ Verkürzung in Rechnung zu stellen. Die so abgeänderte Norm ist später als WEBER-FICKSches Gesetz bezeichnet worden (R. FICK, 1910, S. 300). Ich kann in diesem Gesetze keine wesentliche

Verbesserung der ursprünglichen WEBERSchen Aufstellung erblicken, denn abgesehen davon, daß diese ihrer zahlenmäßigen Bestimmtheit beraubt wird, da FICK den Begriff der gewöhnlichen Verkürzung nicht entsprechend definiert, bleiben die Unstimmigkeiten noch in fast gleichem Umfang bestehen. Zeigt doch der *Musculus quadratus femoris* obgleich eingelenkig noch einen Quotienten von 0,77. Dagegen ist das Verdienst von FICK das Postulat klar ausgesprochen zu haben, daß die Muskellänge als eine an die Funktion des Muskels angepaßte Größe aufgefaßt und nachgewiesen werden müsse, die sich ändert, wenn die Funktion eine andre wird. Er selbst suchte diesen Nachweis durch Vergleich der Verhältnisse beim Neugeborenen und beim Erwachsenen zu erbringen.

Zahlreiche andere Autoren haben dann weitere Belege für die Änderung der Muskellänge bei Änderung der Muskeltätigkeit beigebracht, auf welche Untersuchungen wir bereits früher hinzuweisen Gelegenheit hatten (§ 9: GUÉRIN, MAREY, JOACHIMSTHAL, STRASSER, ROUX). ROUX und STRASSER haben außerdem die Einzelheiten der Anpassung genauer klarzulegen gesucht, dabei immer von dem WEBERSchen Quotienten ausgehend.

Daß man mit einem einzigen Quotienten die Mannigfaltigkeit der hier in Betracht kommenden Beziehungen nicht erschöpfen kann und vergeblich die Fülle der Wirklichkeit in dieses Prokrustesbett zu zwingen sucht, wird, denke ich, dem Leser, der unsern obigen Auseinandersetzungen gefolgt ist, klar geworden sein. Insbesondere sei noch auf den in § 27 b abgeleiteten Satz hingewiesen, daß Ungleichheit der in den Endstellungen verlangten Leistungen auch Ungleichheit der relativen Gesamtverkürzung erfordert. Das große Verdienst von WEBER bleibt, daß er zuerst die Abhängigkeit der Muskellänge vom Gelenkausschlag erkannt hat, wenn er auch die Fülle anderer Faktoren, welche außerdem diese Größe beeinflussen, noch nicht gesehen hat. Unsre Tabelle 26 gibt in ihrer letzten Spalte den Wert des WEBERSchen Quotienten. Wie man sieht, stimmen die Quotienten der verschiedenen Muskeln durchaus nicht überein, wie sie das nach WEBER eigentlich sollten. Dagegen finden wir innerhalb einzelner Gruppen zusammengehöriger Muskeln meist Werte, die ganz gut zusammen stimmen, allerdings meist etwas weniger gut, als die entsprechenden Werte unsres neuen Quotienten, welche aus dem gleichen WEBERSchen Zahlenmaterial errechnet sind.

In neuester Zeit hat JANSEN das WEBER-FICKSche Gesetz dadurch zu verbessern gesucht, daß er die Faserlänge der Muskeln außer von der Gesamtverkürzung auch noch von der „Kraft“ des Muskels abhängig erklärte (S. 4, 16) und zwar in dem Sinn, daß kräftigere Muskeln kürzere Fasern, schwächere Muskeln dagegen längere Fasern aufweisen. Die „Kraft“ der einzelnen Muskeln bemißt JANSEN offenbar nach dem physiologischen Querschnitt, doch hat er nicht einmal den Versuch gemacht, die Abhängigkeit der Faserlänge vom Querschnitt zahlenmäßig zu erfassen. Die Haltlosigkeit seiner Aufstellung geht allein schon aus der Überlegung hervor, daß der physiologische Querschnitt ganz davon abhängt, welche muskulären Einheiten wir zu einem Muskel zusammenfassen. Rechnen wir den *Triceps surae* als einen einzigen Muskel, so ist seine Kraft dreimal so groß, wie wenn wir ihn als einen aus drei selbständigen Muskeln zusammengesetzten Komplex auffassen.

Ein Körnchen Wahrheit liegt freilich auch hier zugrunde. Wie wir früher (§ 7 d, e) fanden, stellt das Volumen des Muskels das Maß seiner Leistungsfähigkeit dar, und bei gleichem Volumen kann dieselbe Leistung erzielt werden, entweder indem der Muskel mit langem Hebelabstand am Gelenk angreift und seine kontraktile Masse so verteilt ist, daß die einzelnen Fasern lang, ihre Zahl und also der Muskelquerschnitt aber entsprechend gering ist, oder aber indem der Muskel mit kurzem Hebel angreift, wobei er dann selber kurz und dick gestaltet

sein muß. An dem Beispiel der Wadenmuskulatur des Negers und des weißen Mannes hatten wir uns das veranschaulicht. Auch wenn wir die verschiedenen Muskelgruppen ein und desselben Individuums vergleichen, finden wir diese Verhältnisse wieder. Der *Musculus sartorius*, der JANSEN besonders beeindruckt zu haben scheint, greift mit sehr großem Hebel am Hüftgelenk an und zeigt daher sehr lange Fasern bei geringem Querschnitt. Die *Musculi obturatorii*, die an Muskelmasse dem Sartorius nahestehen, ziehen in kurzem Abstand am Hüftgelenk vorbei und sind daher an Faserlänge dem Sartorius weit unterlegen, während sie ihn an Querschnitt um ein Vielfaches übertreffen. Im übrigen hat R. FICK (1918) an JANSSENS wissenschaftlicher Methodik scharfe Kritik geübt.

§ 32. Die Arbeitsgemeinschaften der Muskeln.

Als gliedermechanischen Komplex hatten wir die Gesamtheit der an gleichen Gelenken tätigen Muskeln zusammengefaßt. Wir haben aber ihre gemeinsame Tätigkeit bisher nur als Mechaniker betrachtet, als Mechaniker die Resultate ihrer Kraftwirkungen berechnet, wobei wir Synergismus und Antagonismus, Moderation und Kompensation unterschieden. Wir wollen jetzt als Biologen die Bedeutung ihres Zusammenwirkens für den Organismus zu verstehen suchen. Gelingt uns dies, wird uns der Komplex teleologisch durchsichtig, dann bezeichnen wir ihn als Arbeitsgemeinschaft. Wir fassen als erstes Beispiel den Synergismus der Wadenmuskulatur ins Auge.

Diese besteht aus zwei mächtigen Muskeln, dem *Soleus* und dem *Gastrocnemius*, die vereint an der Achillessehne angreifen, aber im Ursprung ganz verschieden sind, indem ersterer am Unterschenkel entspringt, also eingelenkig ist, letzterer vom Oberschenkel herkommend zwei Gelenke überspannt. Wir sprachen oben (§ 29b) bereits davon, daß diese Muskeln aktiv insuffizient sind: bei stärkster Fußstreckung (Senkung der Fußspitze) und gleichzeitiger stärkster Kniebeugung können wir die Achillessehne nicht mehr anspannen, vielmehr legt sie sich schlaff in Falten. Wohl aber können wir sie bei halb oder ganz gestrecktem Knie bis zur äußersten Grenze der möglichen Fußstreckung kräftig anziehen (Tabelle 18). Der letzte Teil der Fußstreckung kann also nur bei mehr oder weniger gestrecktem Knie aktiv bewirkt werden und ist dann offenbar ausschließlich das Werk des zweigelenkigen *Gastrocnemius*, denn der eingelenkige *Soleus* kann durch die Haltung des Knies nicht beeinflußt werden, und was er bei gebeugtem Knie nicht vermag, kann er ebensowenig bei gestrecktem vollbringen.

Der *Soleus* ist ferner dadurch bemerkenswert, daß er bei sehr großem natürlichem Querschnitt auffallend geringe absolute und relative natürliche Länge besitzt. Sein Querschnitt Q beträgt nach ED. WEBER 84 qcm und übertrifft damit alle andern Körpermuskeln. Seine mittlere Faserlänge dagegen ist auffallend gering, so daß er erst im letzten Drittel des von WEBER nach der Faserlänge geordneten Muskelverzeichnisses seinen Platz findet, und seine relative natürliche Länge L/r beträgt nur etwa 1, während wir eben diese Größe bei seinem Antagonisten, dem *Musculus tibialis anterior* etwa doppelt so groß, bei den entsprechenden Handbewegern etwa dreimal so groß finden¹⁾. Das bedeutet, früherer Überlegung gemäß, daß

¹⁾ Die Berechnung ist mit Hilfe der Zahlenangaben in Tabelle 6 und 26 sowie § 14 h leicht durchzuführen.

unser Muskel nur innerhalb eines eng umgrenzten Gelenkausschlags zweckmäßig und kräftig zu arbeiten vermag und daß seine Leistungsfähigkeit im Wesentlichen beschränkt ist auf seine Hauptarbeitsstellung. Diese ist, wie wir das oben bei Besprechung des Entspannungswinkels der Achillessehne feststellten (§ 14h), diejenige Fußstellung, welche beim gewöhnlichen Gang dann eintritt, wenn der Fuß aktiv gestreckt und der ganze Körper auf den Fußballen gehoben wird. Diese schwere Arbeit vollbringt unser Muskel und hier arbeitet er mit großer Kraft und zugleich mit guter Ökonomie. Gilt es jedoch, die Fußspitze noch stärker und aufs stärkste zu senken, wie das beim Laufen und vor allem beim Springen verlangt wird, dann versagt er. Hier muß sein Partner, der Gastrocnemius, eintreten, um unter Mithilfe der Kniestrecke, wie oben besprochen (§ 8), den Fuß bis ans Ende kräftig zu drehen, und den Körper auf die größtmögliche Höhe zu heben. Natürlich hilft der Gastrocnemius auch beim gewöhnlichen Gang mit, aber er arbeitet dabei vermutlich weniger vorteilhaft als der Soleus und auch weniger energisch schon wegen seines geringeren Querschnitts, welchen WEBER zu 57 qcm bestimmte.

Wir haben also im System der Wadenmuskulatur sozusagen einen Universalapparat für den gesamten Gelenkausschlag und alle Bewegungen und einen Spezialapparat für den gewöhnlichen Gang und den bei ihm benötigten eng begrenzten Gelenkausschlag. Die Gehbewegung wird daher in besonders ökonomischer Weise und mit verhältnismäßig geringer Innervationsstärke und entsprechend geringer Anstrengung und Ermüdung geleistet. Etwas weniger sparsam und zugleich anstrengender ist die Arbeitsweise der Wade beim Lauf, auf den der Gastrocnemius mit seiner Entspannungslänge speziell abgestellt ist, bei dem aber der Soleus jedenfalls noch wesentlich mithilft. Am ungünstigsten liegen die Verhältnisse beim Sprung, wo die letzte stärkste Fußstreckung vom Gastrocnemius allein geleistet werden muß, obgleich dieser bereits unter seine natürliche Länge verkürzt ist. Daher können wir unvergleichlich länger gehen als laufen oder gar springen. Da wir aber letztere Bewegung nur ausnahmsweise und vorübergehend ausführen, genügt es, daß sie überhaupt geleistet werden kann. Andererseits sehen wir, daß der Frosch, der nicht geht, sondern nur springt, wohl einen Gastrocnemius, aber keinen Soleus besitzt.

Wir haben also in der Wadenmuskulatur einen Apparat, der auf zwei ganz verschiedene Aufgaben eingestellt ist, erstens darauf, andauernd und wirtschaftlich vorteilhaft zu arbeiten und zweitens darauf, eine bestimmte hohe Leistung überhaupt zu vollbringen, wenn auch nur für kurze Zeit, wenn auch unter verhältnismäßig großem Energieaufwand. In letzterem Fall beherrscht die erste unserer fünf Hauptanforderungen (§ 6), die mechanische Leistung, allein das Feld, in ersterem dagegen tritt die zweite Hauptanforderung, die Wirtschaftlichkeit, in den Vordergrund. Wir werden diesen zwei Hauptarten der Muskeleinstellung: auf sparsame Dauerleistung oder auf kurzdauernde Höchstleistung immer wieder begegnen. Die oben besprochene Fähigkeit der mehrgelenkigen Muskeln mit geringem Kraftaufwand viele Gelenke gleichzeitig festzustellen (§ 8), ist auch eine Einstellung auf sparsame Dauerleistung.

Das Beispiel der Wadenmuskulatur zeigt Muskeln verschiedenen mechanischen Charakters am gleichen Gelenk zu einer Arbeitsgemeinschaft zusammengeschlossen. Die verschiedenen mechanischen Funktionen sind dabei auf verschiedene anatomische Gebilde verteilt, die Fasern von verschiedenem physiologischen Charakter sind auch anatomisch scharf getrennt, und was anatomisch vereinigt ist, stimmt, so scheint es, auch in der Funktion überein. Das braucht nicht immer so zu sein, vielmehr wäre es denkbar, daß in einem für das Auge des Morphologen einheitlich erscheinenden Muskelganzen sich mechanisch ungleichwertige Fasern zusammengeschlossen fänden. Wir erinnern uns hierbei der früher erwähnten Tatsache (§ 12), daß anatomisch einheitliche Muskelgebilde oft erstaunlich große Unterschiede in der Faserlänge aufweisen. Wir sahen damals allerdings, daß trotz wesentlich verschiedener wirklicher natürlicher Länge der Fasern, die rechnungsmäßige natürliche Länge sowie die relative natürliche Länge dieselbe sein kann, und daß dann die verschiedenen Fasern trotz abweichender wirklicher Länge eine mechanische Muskeleinheit bilden können. Ob sie es im einzelnen Fall tun oder ob unter einer anatomischen Einheit sich eine mechanische Vielheit, d. h. ein gliedermechanischer Komplex und eine Arbeitsgemeinschaft verbirgt, das bedarf jedesmal erst der genaueren Untersuchung.

Über den mechanischen Muskeleinheiten bauen sich also, diese zu Einheiten höherer Ordnung zusammenfassend, die Komplexe und Arbeitsgemeinschaften auf. Einen Komplex haben wir dann vor uns, wenn die betreffenden muskulären Gebilde formal betrachtet in ihren individuellen Konstanten so weit voneinander abweichen, daß wir sie nicht mehr als einen einzigen mechanischen Muskel auffassen und berechnen können (vgl. oben § 12), und sachlich betrachtet, wenn sie entweder einander mehr oder weniger entgegenarbeiten als Antagonisten, Moderatoren, Kompensatoren oder aber, falls sie als Synergisten im gleichen Sinn wirken, doch nicht am gleichen Strang in gleicher Weise ziehen. Zur Arbeitsgemeinschaft wird uns der Komplex, wenn es uns gelingt, ihn als einen Zweckverband zu begreifen, in dem die einzelnen mechanischen Muskeln ihren besonderen Fähigkeiten gemäß sich in die gemeinsame Arbeit teilen und gegenseitig ergänzen.

Wir können engere und weitere Arbeitsgemeinschaften unterscheiden, je nachdem, ob die betreffenden Muskeln inniger oder loser in ihrer Arbeit miteinander verbunden und auf einander angewiesen sind. Wir werden später die beiden langen Fingerbeuger zu einer engsten Arbeitsgemeinschaft zusammengeschlossen finden, zu einer weniger engen die die Finger streckenden Muskeln. Außerdem aber werden wir die Gesamtheit der die Finger bewegenden Muskeln als Arbeitsgemeinschaft in weiterem Sinn auffassen und zu verstehen suchen und ebenso die Gesamtheit der Handgelenksmuskeln. So wird sich uns das dürre Schema von Synergisten, Moderatoren, Kompensatoren mit lebensvollen weil zweckbelebten Einzelgestalten erfüllen. Wie die Systemmechanik in dem Nachweis der verschiedenen Muskeleinheiten, so gipfelt die Komplexmechanik in der Feststellung der mancherlei Arbeitsgemeinschaften und in dem Verständnis

der gesamten Muskulatur als eines zusammenhängenden reichgegliederten Baus engerer und weiterer und weitester Arbeitsgemeinschaften.

Das Eindringen in das Verständnis dieser Arbeitsgemeinschaften vollzieht sich vielfach in der Weise, daß wir Muskeln, welche wir auf den ersten Blick für reine Antagonisten gehalten hatten, bei näherem Zusehen als Synergisten und Moderatoren oder Kompensatoren erkennen, deren Wirkung sich nicht einfach gegenseitig aufhebt, sondern zu neuen eigenartigen Leistungen kombiniert. Der lange Fingerstrecker z. B. beseitigt nicht einfach die von den langen Fingerbeugern zustande gebrachte Beugung, sondern schafft mit ihnen zusammen eine ganz neue Fingerhaltung, die Krallenstellung. Ein andres Beispiel lernten wir schon früher kennen (§ 8): Wenn beim Laufen und Springen Knie und Fuß gleichzeitig gestreckt werden, dann wird dem Gastrocnemius seine Aufgabe die Ferse zu lüpfen dadurch teilweise abgenommen, daß die Kniestrecke seinen Zug am Knie antagonistisch überwindend das Knie strecken und so seinen Ursprung am Oberschenkelknochen emporziehen. Wir können daher den Gastrocnemius zusammen mit den (eingelenkigen) Kniestreckern als einen einzigen Muskelzug auffassen der an der Kniescheibe entspringt, an der Ferse sich ansetzt und die Aufgabe hat, den Fuß gegen den Unterschenkel im Sinn der Plantarflexion zu drehen. Er besteht aus zwei muskulären Strecken, zwischen die die Dicke des Oberschenkelknochens eingeschaltet ist, der ihnen den nötigen Platz zur Entfaltung darbietet und sie zugleich vom Unterschenkel abspreizt. Der Gastrocnemius ist also in diesem Muskelzug mit seinen antagonistischen Partnern hintereinander geschaltet, während wir ihn in der Arbeitsgemeinschaft der Wadenmuskeln mit seinem dortigen synergistischen Helfer, dem Soleus, in Nebeneinanderschaltung (Parallelschaltung) fanden.

Solche vertiefte und über das ursprüngliche enge Schema von Synergismus und Antagonismus hinausführende Betrachtungsweise löst auch das Rätsel von der angeblichen Unwirtschaftlichkeit der zweigelenkigen Muskeln. Schon BORELLI nämlich, der Begründer der Muskelphysiologie und nach ihm eine Reihe bedeutender Anatomen und Physiologen haben an der Tatsache Anstoß genommen, daß bei der Tätigkeit der vielen zweigelenkigen Muskeln unsres Leibes oft nur das eine Gelenk dem Zug des Muskels folgt, während das andre sich ihm entgegen dreht. (Vgl. STRASSERS Bericht 1917, III, S. 400ff.) So bewirkt in dem eben besprochenen Fall der Gastrocnemius Plantarflexion des Fußes, während das Knie seinem Zug entgegen sich streckt. Beim Treppensteigen streckt der *Musculus rectus femoris* durch seinen Zug das Knie, während gleichzeitig die Hüfte, welche er beugen möchte, seinem Zug entgegen von den übermächtigen Hüftgelenkstreckern gestreckt wird. Nun überlegte man, daß in solchem Fall der zweigelenkige Muskel zwar „an dem einen Gelenk nützliche Arbeit leistet, zugleich aber an dem zweiten Gelenk schädlich, nämlich der wirklich stattfindenden Bewegung entgegenwirkt.“ Dazu machte man etwa folgende Rechnung auf: Die an dem zweiten Gelenk ausgeübte Tätigkeit ist nicht nur vergeblich, sondern sie muß noch durch eine gleich starke aber entgegengesetzt gerichtete Leistung der Antagonisten annulliert werden. Also wird schließlich nur ein Drittel der gesamten aufgewendeten Energie nutzbringend verwendet, zwei Drittel sind als „Verschwendung von Muskelkraft“ zu buchen.

Solcher Rechnung gegenüber dürfte unsre obige Auffassung, nach der die Wirkung der Kniestrecke im ersten Beispiel eine dem Gastrocnemius geleistete Hilfe ist, nicht eine Vernichtung seiner halben Arbeit, wohl die tiefere sein, ganz abgesehen davon, daß diese vernichtete Hälfte doch genau besehen nur eine Fiktion ist. Man wird vielleicht einwenden, daß sich die Richtigkeit unsrer

Auffassung nicht zwingend beweisen lasse. Allerdings hängt die Entscheidung der Frage, ob zwei Muskeln zusammen oder einander entgegenarbeiten, letztlich davon ab, was man als Endzweck ihrer Tätigkeit ansieht und allem Hineinsehen von Zwecken in die Natur, aller Teleologie, haftet eine gewisse Subjektivität an; der Begriff der Arbeitsgemeinschaft ist ein teleologischer.

Wir können nun aber in diesem besonderen Fall die Frage auf den objektiveren Boden der Physik verschieben, indem wir uns an die in der Mechanik gegebene Definition der Arbeit halten. Die Arbeit ist danach das Produkt aus Kraft mal Weg oder in unserm Fall aus der Spannung des Muskels mal seiner Längenänderung. Je nachdem nun, ob er sich verkürzt oder verlängert, ist das Produkt positiv oder negativ, seine Anspannung der stattfindenden Änderung förderlich oder hinderlich, seine Arbeit also nützlich oder schädlich. Mit andern Worten: Der angespannte Muskel leistet nützliche Arbeit allemal dann, wenn die Gesamtänderung der Gelenkstellungen so erfolgt, daß er sich verkürzt, wenn also die Änderung seinem Zuge gemäß vonstatten geht, dagegen schädliche Arbeit, wenn er dabei gedehnt wird, die Änderung also trotz seines Zuges und diesem Zuge entgegen eintritt. In unsern Beispielen dürfte jedenfalls eine Verkürzung des Gastrocnemius und des Rectus femoris statthaben.

Es wäre noch ein weiteres Verfahren zur Entscheidung unsrer Frage denkbar. Die Technik bezeichnet als Wirkungsgrad eines Motors das Verhältnis der geleisteten Arbeit zur aufgewendeten Kalorienmenge. Den Wirkungsgrad der gesamten menschlichen Muskelmaschine, z. B. bei einer Bergbesteigung, hat man gemessen. Der Wirkungsgrad der Gesamtmaschine muß nun gleich sein dem durchschnittlichen Wirkungsgrad der Einzelapparate, aus welchen sie sich aufbaut, in unserm Fall also der einzelnen Muskeln, wobei eines jeden Arbeit je nachdem als positiv oder als negativ in Rechnung zu stellen ist. Leider reichen unsre heutigen Kenntnisse wohl nicht hin, um solche Berechnung mit der erforderlichen Genauigkeit durchzuführen und auf diesem Wege zu ermitteln, wie die Leistungen der zweigelenkigen Muskeln in Ansatz gebracht werden müssen, damit die Rechnung stimmt.

Allgemeine Gliedermechanik bei schlaffer Lähmung.

§ 33. Die Verschiebung der Ruhelage.

Die durch eine periphere Nervenverletzung gesetzte schlaffe Lähmung des Muskels beraubt ihn der Möglichkeit der aktiven Betätigung. Dagegen sind die passiven Eigenschaften des Muskels zunächst unverändert. Mit der Zeit tritt aber auch hier ein Wechsel ein. Der Muskel verfällt der Atrophie und an die Stelle der geschwundenen kontraktilen tritt neugebildete bindegewebliche Substanz (JAMIN S. 145 f.). Diese hat zwei bemerkenswerte mechanische Eigenschaften, die uns vom Narbengewebe her wohl bekannt sind: erstens neigt sie zur Schrumpfung; die Verkürzung in der Fasersrichtung ist dabei für uns besonders wichtig. Zweitens kann eben diese Verkürzung durch passive Dehnung hintangehalten werden und sogar in eine bleibende Verlängerung verkehrt werden.

Es ist möglich und wahrscheinlich, daß diese Neigung zur Verkürzung auch dem Muskel selber innewohnt und sich bei ihm nur deshalb für gewöhnlich nicht verwirklichen kann, weil der Muskel bei normalem Gebrauch der Glieder immer wieder durch die Tätigkeit der Antagonisten kräftig gedehnt

wird. Für diese Annahme spricht die bekannte Erfahrung, daß, wenn ein Glied durch einen fixierenden Verband längere Zeit festgestellt gewesen ist, es nach Abnahme des Verbandes zunächst einer größeren Anstrengung und eines energischeren Willensaktes als sonst seitens des Patienten bedarf, um die Gelenke wieder zu bewegen und in die extremen Stellungen überzuführen, einer größeren Anstrengung auch seitens des Arztes oder Pflegers, um das Glied passiv in diese Stellungen zu bringen. Es liegt wohl nahe, als Ursache dieser Steifigkeit, wie wir es nennen, eine leichte Verkürzung der Muskeln zu vermuten.

Nehmen wir einmal diese Neigung zur Verkürzung und die Möglichkeit, sie durch passive Dehnung zu überwinden, als bestehend an und fassen wir nun den Fall der schlaffen Lähmung ins Auge! Und zwar zunächst den der einseitigen Lähmung an einem einfachen Scharniergelenk. Das heißt von den eine bestimmte Gelenkbewegung versorgenden Muskeln seien die nach der einen Seite ziehenden gelähmt, während die nach der andern Seite bewegenden Antagonisten noch funktionstüchtig sind. Wenn nun der Patient sich bemüht, das Glied zu bewegen, so haben seine Innervationsanstrengungen immer nur in diesen Antagonisten Erfolg und bewirken, daß das Glied dem Zuge derselben gehorchend in die eine Endstellung sich begibt. Sobald die Innervation aufhört, wird es dem passiven Zug der gelähmten Agonisten folgend aus dieser Endstellung zurückkehren, aber nur bis zur Ruhelage, d. i. derjenigen Lage, in welcher sich der passive Zug der nicht innervierten Muskeln das Gleichgewicht hält. Die Ruhelage pflegt, wie wir wissen, etwa in der Mitte des Gelenkausschlags zu liegen (§ 23). Es wird also nur noch die eine Hälfte des Gelenkausschlags benutzt, die andre wird nicht mehr oder nur noch ausnahmsweise — wir kommen darauf alsbald zurück — begangen.

Dies bedeutet, daß die gelähmten Muskeln mehr als früher, die noch arbeitenden Antagonisten umgekehrt weniger als früher gedehnt werden. Diese werden selten oder niemals mehr über ihre Durchschnittslänge gestreckt, jene können niemals mehr unter dieselbe sich verkürzen. Die Folge ist, daß diese schrumpfen, jene sich dehnen, d. h. daß die natürliche Länge der einen ab-, der andern zunimmt und daß demzufolge in der bisherigen Ruhelage Gleichgewicht der Drehmomente der erschlafften Muskeln nicht mehr besteht. Diese Lage hört also auf, Ruhelage zu sein und an ihre Stelle tritt in dieser Eigenschaft eine andre, mehr dem Zug der Antagonisten entsprechende Lage. Anders gesagt: die Ruhelage verschiebt sich im Sinn der nicht gelähmten Gegenmuskeln. In dieser neuen Ruhelage aber setzt sich das gleiche Spiel fort: Entfernung aus der Ruhelage findet bloß nach der einen Seite statt, weitere Dehnbarkeitsänderungen und eine weitere Verschiebung der Ruhelage ist die Folge. So geht es fort bis schließlich die extreme Gelenkstellung zur Ruhelage geworden und damit weiterer Verschiebung ein Ende gesetzt ist.

Im nicht gelähmten Antagonisten greifen außer der von uns angenommenen Schrumpfung jedenfalls noch andre Veränderungen Platz, welche uns von unsern früheren Überlegungen her als Anpassungen des Muskels an seine Funktion bereits bekannt sind (§ 9). Die Verminderung des Gesamtgelenkausschlags bewirkt eine Verkürzung der natürlichen Länge, die Ver-

schiebung des Gelenkausschlags und damit auch der Hauptarbeitsstellung nach der einen Seite hat eine entsprechende Verminderung der Entspannungslänge zur Folge, die ja anatomisch durch die Verkürzung der Faserlänge bereits mitgesetzt wird. Diese letztere Anpassung des Muskels nun wirkt in ganz dem gleichen Sinne verschiebend auf die Ruhelage ein, wie die angenommene Schrumpfung. Wieviel die eine Ursache, wieviel die andre zum Erfolg beiträgt, und wie sich ihre Wirkungen kombinieren, vermag ich nicht zu sagen. Vielleicht tritt die Schrumpfung zunächst und in kürzerer Zeit ein, während die Neuanpassung der Faserlänge, die möglicherweise noch durch eine solche der Sehne ergänzt werden muß, zu ihrer Ausbildung längerer Zeit bedarf, dann aber die Schrumpfung ablöst und dadurch die normale physikalische Beschaffenheit der histologischen Urelemente des nicht gelähmten antagonistischen Muskels wieder herstellt.

Wesentlich verschieden liegen die Dinge, wenn Agonisten und Antagonisten des Gelenks gleichzeitig der Lähmung verfallen. Beide schrumpfen dann und dementsprechend verschieben sich beider Spannungswinkel im Sinn des Muskelzugs. Was die Ruhelage anlangt, so sind zwei Fälle zu unterscheiden. Falls beiderlei Muskeln in ihrer drehenden Wirkung auf das Gelenk einander entsprechen (etwa so wie es Fig. 19a darstellt), dann ist keine Veranlassung zur Änderung der Ruhelage vorhanden. So sehen wir denn auch, daß bei Lähmung der Musculi interossei die Ruhelage der Finger keine erhebliche Abweichung nach der Seite erleidet, offenbar weil die radialabduzierenden und die ulnarabduzierenden Interossei einander ziemlich genau die Wage halten.

Anders, wenn die Muskeln in ihrer mechanischen Wirkung auf das Gelenk verschieden sind, vor allem verschiedenes Querschnitt-Hebelprodukt und damit bei gleicher Innervation verschiedenes Drehmoment am Gelenk besitzen. Wenn jetzt beide Muskeln um einen gleichen Bruchteil ihrer Länge schrumpfen, so wird der Zug, welchen sie in der Ruhelage rein passiv auf das Glied ausüben, bei beiden zunehmen, aber die Zunahme wird, wenn sie bei beiden Muskeln im Verhältnis ihrer bisherigen Stärke erfolgt, bei dem mit dem größeren Drehmoment absolut genommen stärker sein, er wird also das Glied nach seiner Seite hinüberziehen, die Ruhelage in seinem Sinn verschieben. Und das heißt im Sinn der Beugung, da an allen uns speziell interessierenden Gelenken die Beuger kräftiger sind als die Strecker.

Um die Größe der Verschiebung theoretisch zu ermitteln würde folgende mathematische Überlegung anzustellen sein: Das Drehmoment des erschlafften Muskels beträgt bei schwacher Anspannung, die wir allein in Betracht ziehen wollen (§ 10a und § 5 d, e)

$$m = \frac{QrE}{L} \left(\varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) - \Sigma L \right).$$

Dieses Drehmoment hält in der Ruhelage einem analogen Drehmoment des Gegenmuskels die Wage (§ 23) und durch dieses Gleichgewicht ist der Gelenkwinkel bei normaler Ruhelage φ bestimmt. Das heißt

$$\begin{aligned} 0 &= \Sigma m = m + m^* = \frac{QrE}{L} \left(\varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) - \Sigma L \right) + \frac{Q^*r^*E^*}{L^*} \left(\varphi \left(\frac{s^*}{\varphi} \right) - \Sigma L^* \right), \\ &= \frac{Qr\Sigma L}{L} + \frac{Q^*r^*\Sigma L^*}{L^*} \\ \varphi &= \frac{Qr \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \frac{Q^*r^* \left(\frac{s^*}{\varphi} \right)}{L + L^*}. \end{aligned}$$

Nunmehr tritt Schrumpfung ein, und es wachsen die Zusatzlängen beider Muskeln um den gleichen Bruchteil ε der natürlichen Länge. Dann haben wir für den neuen Winkel $\varphi + \Delta\varphi$ die Gleichung:

$$\varphi + \Delta\varphi = \frac{\frac{Qr(\Sigma L + \varepsilon L)}{L} + \frac{Q^*r^*(\Sigma L^* + \varepsilon L^*)}{L^*}}{\frac{Qr}{L} \left(\frac{s}{\varphi}\right) + \frac{Q^*r^*}{L^*} \left(\frac{s^*}{\varphi}\right)}.$$

und für den Verschiebungswinkel

$$\Delta\varphi = \varepsilon \frac{Qr + Q^*r^*}{\frac{Qr}{L} \left(\frac{s}{\varphi}\right) + \frac{Q^*r^*}{L^*} \left(\frac{s^*}{\varphi}\right)} = \varepsilon \frac{Qr + Q^*r^*}{A + A^*}.$$

Da wir den Hebel des Beugers als positiv, den des Streckers als negativ rechnen (§ 5 m), ist der Zähler unsres Bruches in Wirklichkeit keine Summe, sondern eine Differenz, deren Wert bei mechanisch übereinstimmendem Bau der beiden Muskeln gleich Null wird. Ist aber keine solche Übereinstimmung vorhanden, d. h. ist der absolute Wert des Querschnitt-Hebelprodukts verschieden, dann ist auch $\Delta\varphi$ von Null verschieden, d. h. es tritt Verschiebung der Ruhelage ein und zwar im Sinn des stärkeren Beugers, da $\Delta\varphi$ positiv ist. Denn ε ist stets negativ und ebenso sind es die beiden Posten des Nenners unsres Bruchs (§ 5 g, m), der Zähler aber ist positiv, da das dem Beuger zugehörige größere der beiden Querschnitt-Hebelprodukte positiv ist, und mithin ist die ganze rechte Seite unsrer Gleichung ebenfalls positiv. Aus unsrer Gleichung geht hervor, daß der Verschiebungswinkel $\Delta\varphi$ dem Schrumpfungsgrad ε proportional ist und im übrigen nur von den Querschnitt-Hebelprodukten Qr , Q^*r^* und den relativen natürlichen Längen A , A^* der geschrumpften Muskeln abhängt.

Wir haben also zwei ganz verschiedene Arten von Verschiebungen der Ruhelage zu unterscheiden: solche bei Lähmung der Muskeln bloß an einer Seite des Gelenks, bei gelenkanliegender oder epiarthrischer Lähmung, wie wir es nennen können, und solche bei Lähmung an beiden Seiten oder bei gelenkumfassender, periarthrischer Lähmung (epi = daran, peri = herum, arthron = Gelenk). Ersterè Verschiebungen sind unter sonst gleichen Umständen viel ausgiebiger als letztere. Das erklärt sich leicht daraus, daß im ersteren Fall den gelähmten Muskeln ein noch funktionstüchtig gebliebener Antagonist gegenübersteht, im letzteren bloß ein dickerer, aber gelähmter Muskel über den dünneren gelähmten das Übergewicht gewinnt. Das sehen wir an unsern Fußgelähmten, bei welchen wir schwere Fälle von Spitzfuß, d. h. fixierter Ruhelageverschiebung im Sinn der Fußspitzensenkung (Plantarflexion), nur als epiarthrische antreffen, d. h. wenn die vom Nervus peroneus versorgten Dorsalflexoren gelähmt, die vom Nervus tibialis innervierten Plantarflexoren aber noch erhalten sind. Sind aber, wie häufig, diese beiden Äste des Nervus ischiadicus gelähmt, dann ist der Spitzfuß stets gering. Damit stimmen auch die Ergebnisse meiner Messungen der Entspannungswinkel am Fuß (Tabelle 21). Bei dem Peroneusgelähmten Ri. finden wir die Achillessehne bis zu einem Entspannungswinkel von 73° verkürzt, bei den Patienten Ro. und St. dagegen, bei welchen außer dem Nervus peroneus auch noch der Nervus tibialis gelähmt ist, messen wir normale Entspannungswinkel von 81° und 78° . (Die sogenannte Fußstreckung, Plantarflexion, ist morphologisch eine Beugung, die Wadenmuskeln, die so viel kräftiger sind als ihre Antagonisten, sind also in diesem Sinne Beuger und unsre obige Regel von dem Übergewicht der Beugemuskulatur erleidet hier keine Ausnahme.)

An der oberen Extremität ist völlige Lähmung sowohl der Beuger wie der Strecker infolge peripherer Verletzungen sehr viel seltener, was leicht erklärlich ist, da die betreffenden Nervenbahnen nicht wie bei der unteren Extremität auf weite Strecken eng miteinander verbunden sind. Daher kommen auch die entsprechenden Veränderungen der Ruhelage hier kaum zur Beobachtung — ich wenigstens habe keinen typischen Fall gesehen. Dagegen finden wir solche sehr gewöhnlich als Folge zentraler Lähmungen: man denke an die bekannten Beugekontrakturen der Hemiplegiker und sonstiger Hirnkranker.

Die Verschiebung der Ruhelage bei gelenkanliegender Lähmung erfolgt also normalerweise im Sinn des vom gesunden Gegenmuskel ausgeübten Zuges: „gegenmuskelsinnig“. Nicht selten aber sehen wir sie statt dessen gerade nach der entgegengesetzten Seite statthaben, d. h. in der Zugrichtung des gelähmten Muskels: „lähmungssinnig“. Und zwar beobachten wir dieses dann, wenn zu einer richtigen Lähmung der Beuger sich eine hochgradige Schwäche der nicht gelähmten Strecker hinzugesellt. Die Verschiebung erfolgt dann ebenso, wie wenn beide Muskelgruppen gelähmt wären, indem die große Schwäche der Strecker ebenso wirkt wie eine richtige Lähmung. Solche Schwäche der nicht gelähmten Muskulatur, meist verbunden mit einer merkwürdigen Steifheit, beobachten wir bei unsern Verletzten öfter als Folge langdauernder Eiterungen oder dauernden Nichtgebrauchs des verletzten Gliedes oder allgemeiner Entkräftung, insbesondere bei etwas älteren Leuten. Wir sehen dann bei Ulnarislähmung das Grundgelenk der ulnaren Finger in der Ruhelage gebeugt statt gestreckt (vgl. später § 41, Fig. 34g), bei gleichzeitiger Ulnaris- und Medianuslähmung Handgelenk und Grundgelenke gleichfalls gebeugt und fast stets erheblich versteift. In diesen beiden typischen Fällen sind es also die vom Nervus radialis versorgten Streckmuskeln, welche, obgleich nicht gelähmt, doch so geschwächt sind, daß sie einer Schrumpfung der gelähmten Beugemuskeln keinen genügenden Widerstand entgegenzusetzen können. Bei gelenkumfassender Lähmung geht die Verschiebung, wie wir sahen, gleichfalls beugewärts. Wir fassen das Gesagte zusammen in folgender

Übersicht der paralytischen Verschiebungen der Ruhelage.

Wenn Lähmung statthat	und es sind die	dann erfolgt
epiarthrisch (gelenk- anliegend) d. h. die Gegen- muskeln nicht gelähmt sind	Gegen- muskeln	kräftig Verschiebung gegenmuskelsinnig beugewärts oder streckwärts
		an sich dünner und jetzt sehr geschwächt Verschiebung lähmungssinnig } im Sinn der dickeren Muskeln also stets beugewärts
periarthrisch (gelenk- umfassend) d. h. Muskeln und Gegen- muskeln gelähmt sind	Muskeln und Gegen- muskeln	an sich ungleich dick Verschiebung } im Sinn der dickeren Muskeln also stets beugewärts
		gleich dick keine Verschiebung

§ 34. Die Kontrakturen.

Je weiter die Ruhelage sich nach dem einen Ende der Gelenkexkursion verschiebt, um so größerer Kraft bedarf es, um das Glied auch nur passiv wieder in die entgegengesetzte Stellung überzuführen. Vielfach ist es überhaupt nicht mehr möglich, die entgegengesetzte Stellung herzustellen, ohne dem Patienten übermäßige Schmerzen zu verursachen oder den Muskel der Gefahr der Zerreißung auszusetzen. Das eine Ende der Gelenkexkursion ist damit verlorengegangen. Der Verlust kann so weit gehen, daß nur noch ein kleiner Bruchteil des normalen Ausschlags übrigbleibt.

Die leicht feststellbare Ursache der Behinderung der Gelenkbewegung ist die passive Spannung der geschrumpften Muskeln, also eine verfrühte muskuläre Hemmung.

Für die Funktion des Gliedes ist der Verlust der extremen Gelenkstellungen im allgemeinen ohne großen Belang. Sobald aber die größere Hälfte des Ausschlags und damit die vor allem wichtigen mittleren Stellungen, die Stellungen um die normale Ruhelage und die Hauptarbeitsstellung herum, ungangbar werden, ist die Gebrauchsfähigkeit schwer geschädigt. Eine solche, die Funktion wesentlich beeinträchtigende Beweglichkeitseinschrnkung bezeichnen wir als Kontraktur und, wenn die Ursache eine schlaﬀe Lähmung und die durch diese gesetzte Muskelschrumpfung ist, als paralytische Kontraktur. Wenn es sich statt um einen eingelenkigen, um einen mehrgelenkigen Muskel handelt, so liegen die Verhältnisse insofern etwas anders, als es jetzt vielfach auch bei hochgradiger Schrumpfung möglich sein kann, die von dem Muskel überspannten Gelenke einzeln ausgiebig zu bewegen, falls man nur die andern jeweils im entgegengesetzten Sinn sich drehen läßt. Wir haben ja oben (§ 29a) die gegenseitige Abhängigkeit sämtlicher Gelenke eines solchen Muskels ausführlich besprochen. Eine schwere Schädigung und, klinisch gesprochen, eine Kontraktur liegt in diesem Fall bereits dann vor, wenn die Erscheinung der Insuffizienz des Muskels für den Spielraum seiner Gelenke soweit „verfrüht“ ist, daß wir nicht mehr alle Gelenke gleichzeitig in mittlere oder Ruhelage überführen können. Wir finden dann bei der Untersuchung des Patienten als charakteristisches Symptom der verfrühten passiven Insuffizienz, daß bereits mäßig ausgiebige passive Bewegung eines Gelenks sofort Bewegung eines andern im umgekehrten Sinn hervorruft. Wenn man beispielsweise bei Patienten mit Kontraktur der langen Fingerbeuger das Handgelenk geradestreckt, beugen sich die Finger, macht man die Finger gerade, beugt sich das Handgelenk.

Im übrigen können wir die Kontrakturen, je nachdem, welche Art von Lähmung und von Verschiebung der Ruhelage und der muskulären Hemmung vorliegt, einteilen in Beuge- und Streckkontrakturen und in lähmungssinnige und gegenmuskelsinnige Kontrakturen. Letzteren begegnen wir bei unseren Verletzten vorzugsweise. Sie sind zugleich diejenigen, welche zuerst genauer bekannt geworden sind, seitdem SEELIGMÜLLER sie als paralytische Kontrakturen bezeichnet und ihre Entstehung klargelegt hat.

Aus unserer Erkenntnis vom Wesen und der Entstehung dieser sekundären Schädigungen folgt nun ohne weiteres, daß sie verhindert oder, falls

sie bereits sich entwickelt haben, dadurch günstigenfalls wieder rückgängig gemacht werden können, daß die fehlende aktive Tätigkeit der gelähmten Muskeln ersetzt wird durch äußere, am Glied angreifende Kräfte. Diese können erstens so wirken, daß sie das Glied passiv in Bewegung setzen; dies tun die alsbald zu beschreibenden Ersatzbewegungen, sodann die mediko-mechanische Behandlung, ferner der federnde Zug der später zu besprechenden Arbeitsprothesen. Zweitens können Apparate so wirken, daß sie das Glied in der normalen Ruhelage oder vielleicht noch jenseits derselben festhalten; das sind dann die die Haltung verbessernden Prothesen. Durch letztere Maßnahme wird nur die Änderung der Ruhelage, durch die zuvor aufgezählten zugleich die Versteifung hintangehalten oder gebessert.

Die außerordentliche Wichtigkeit der mediko-mechanischen Behandlung für die Hintanhaltung und eventuelle Wiederbeseitigung der Folgeerscheinungen einer Lähmung ist allgemein anerkannt, und unsere Kriegsverletzten genießen im allgemeinen in dieser Hinsicht einer vorzüglichen Fürsorge. Deshalb bekommen wir Ärzte auch schwere paralytische Kontrakturen bei ihnen kaum zu sehen; leichte lassen sich freilich oft nicht vermeiden, da eine verzögerte Wundheilung die frühzeitige Bewegung der verletzten Glieder oft nicht erlaubt. Außerdem können passive Bewegungen nie einen vollen Ersatz für die normale aktive Tätigkeit bieten, und die von der gesunden Muskulatur beherrschte Bewegungsrichtung wird vor der bloß passiv betätigten stets bevorzugt sein. Daher werden wir eine leichte Änderung der Ruhelage wohl immer feststellen können. Eine solche hat aber kaum praktische Bedeutung für den Patienten, dagegen erhebliches diagnostisches Interesse für den Arzt, weshalb wir auf sie noch ausführlich zurückkommen werden. Ebenso auf die Bekämpfung der Kontrakturen durch Apparate.

Die Wichtigkeit der Ersatzbewegungen für die Verhinderung der Kontrakturen kann man schon aus der verschiedenen Häufigkeit derselben bei den einzelnen Lähmungsarten abnehmen. Der Radialisgelähmte pflegt seine immerhin noch zu vielen Verrichtungen brauchbare Hand zu diesen heranzuziehen und dabei das Handgelenk passiv ausgiebig zu bewegen. Wir finden daher kaum je erhebliche Versteifungen desselben. Im Gegensatz dazu pflegt der Ulnarisgelähmte seine beiden ulnaren Finger ganz zu pensionieren und nur noch mit den drei anderen, die ihm zum Hantieren ausreichen, zu arbeiten. Wir sehen daher in diesen Fingern verhältnismäßig oft Kontrakturen, und ich glaube einstweilen nicht, daß wir zur Erklärung dieser Häufigkeit die Hypothese, daß die Lähmung des Nervus ulnaris in besonderem Maße trophische Störungen setze, aufstellen müssen, wie das ERLACHER tut. Bei Peroneuslähmung finden wir, wenn der Patient zum erstenmal aufsteht, sehr gewöhnlich eine leichte Spitzfußkontraktur. Dieselbe verschwindet aber meist rasch, selbst ohne Behandlung, da beim Gehen und Stehen der Fuß durch das Gewicht des Körpers kräftig und ausgiebig passiv dorsalflektiert wird. (Die passive Dorsalflexion beim Gehen ist sogar ausgiebiger als die aktive, durch die Arbeit der Fußheber bedingte, wie wir später sehen werden [§ 56].)

Während wir die gewöhnlichen gegenmuskelsinnigen Kontrakturen,

d. h. die Kontrakturen der nicht gelähmten Antagonisten unter allen Umständen bekämpfen müssen, können geringe Schrumpfung der gelähmten Muskeln gelegentlich für den Patienten von Vorteil sein, und wir dürfen sie daher nicht beseitigen wollen. Sie kommen zustande sei es als lähmungssinnige Beugekontrakturen, sei es dadurch, daß eiternde Wunden in den gelähmten Muskeln zu schrumpfenden Narben führen. So sehen wir öfter eine leichte Verkürzung der gelähmten langen Handgelenksbeuger bei Patienten mit gleichzeitiger Ulnaris- und Medianuslähmung. Dieselbe schützt das Handgelenk vor Überstreckung und macht einen Apparat, der dieses sonst leisten müßte (Handrückenstütze) entbehrlich. Eine leichte Verkürzung der gelähmten Streckmuskeln am Vorderarm des Radialisgelähmten verhindert übermäßige Beugung des Handgelenks und der Fingergrundgelenke. Weiteres hierüber folgt in der zweiten, praktischen Hälfte.

Die durch eine Lähmung oder eine andre Ursache gesetzte Einschränkung der Gelenkbewegung kann auch noch in andern Geweben als den Muskeln zu pathologischen Veränderungen führen. Die Gelenkbänder, soweit sie nicht mehr gedehnt werden, schrumpfen ähnlich wie die Muskeln, in den nicht mehr entfalteteten Teilen der Gelenkkapsel kommt es zu Verwachsungen (Synechien), die Gelenkflächen verändern sich, der nicht mehr benutzte Teil der Gelenkexkursion geht verloren, indem die nicht muskulären Hemmungen vorrücken, geradeso wie wir die muskulären es tun sahen. Das Gelenk geradeso wie seine Muskeln stellt sich auf die verringerten Anforderungen ein und zu der myogenen Versteifung und Kontraktur gesellt sich eine arthrogene. Diese letztere kann zu völliger Fixierung des Gelenks und zu absoluter Unbeweglichkeit des Gliedes führen und wird dann als Ankylose bezeichnet.

Wir haben also zwei verschiedene anatomische Gebilde, in denen eine Bewegungsbehinderung ihren Sitz haben kann: das Gelenk selber oder die das Gelenk regierenden Muskeln. Die beiden Zustände lassen sich bei der ärztlichen Untersuchung meist leicht unterscheiden. Liegt die Hemmung im Muskel, so fühlt man die betreffende Sehne in dem Moment, wo die noch mögliche Gelenkbewegung ihr Ende erreicht, sich straff anspannen. Zieht der Muskel oder seine Sehne über mehrere Gelenke hinweg, so ist der Winkel, in welchem die Gelenkbewegung ihr Ende erreicht, ein verschiedener, je nachdem wie die andern Gelenke gehalten werden, und wir konstatieren die oben besprochene Erscheinung der verfrühten passiven Insuffizienz. Liegt die Hemmung dagegen im Gelenk selbst, so ist die Haltung der Nachbargelenke selbstverständlich ohne Einfluß auf die Ausschlagsbreite. Außerdem empfindet die das Glied bewegende Hand des Untersuchers die muskuläre Hemmung als einen federnden, elastischen, die gelenkige Hemmung als einen mehr starren Widerstand. Häufig findet man beide Arten von Hemmung kombiniert.

Wir haben bisher nur die Lähmung als Anlaß für die Verschiebungen der Ruhelage und der Hemmungen und damit als Ursache der Kontraktur kennengelernt. Es ist aber nach dem, was wir über das Zustandekommen dieser Erscheinungen uns klargemacht haben, ohne weiteres verständlich, daß jede andre Ursache, welche das Glied auf längere Zeit seiner normalen

Bewegungen beraubt, in gleicher Weise wirken kann, z. B. ein fixierender Verband; neben den paralytischen Kontrakturen finden wir die nicht paralytischen. Hierbei wird der Begriff Kontraktur weiter, als wir es bisher taten, gefaßt, insofern als anormale Stellungen, welche bloß durch anhaltenden Muskelzug festgehalten werden, aber bei der Erschlaffung aller Muskulatur in der Narkose oder im tiefen Schlaf aufhören, als spastische Kontrakturen bezeichnet werden. Es sind dies dann lösbare Kontrakturen im Gegensatz zu unsern bisher behandelten fixierten Kontrakturen, welchen nicht plötzlich zu beseitigende anatomische Veränderungen zugrunde liegen. Aus unsern Ausführungen ist ohne weiteres verständlich, daß die lösbaren spastischen Kontrakturen jederzeit in fixierte sich verwandeln können.

Sodann finden wir häufig die nach langdauernden Eiterungen auftretenden Narbenkontrakturen, endlich die eigentümlichen ischämisch-trophischen Kontrakturen. Sie alle sollen hier außer Betracht bleiben. Zwecks klarer Abgrenzung gebe ich jedoch noch eine systematische Zusammenstellung dieser Zustände, wobei ich bezüglich aller Einzelheiten auf die Lehrbücher (etwa auf die Darstellung von KLAPP in dem WULLSTEIN-WILMSSchen Lehrbuch) verweise, im übrigen bezüglich der Ätiologie der paralytischen Kontraktur besonders auf die Arbeit von SEELIGMÜLLER und die Literaturangaben bei RIEDINGER in dem JOACHIMSTHALSchen Handbuch der Orthopädie aufmerksam mache.

Übersicht der Kontrakturen.

Kontrakturen sind funktionsstörende Beschränkungen des Gelenksauschlags durch Weichteilveränderungen, sei es in den Muskeln (myogen), sei es in den Gelenken (arthrogen) oder den Aponeurosen (tendogen). Sie entstehen:

- I. durch einfache Bewegungseinschränkung in sonst gesunden Muskeln und Gelenken bei
 1. Immobilisierung von außen (fixierender Verband). Einfache Kontraktur.
 2. dauernder einseitiger Muskelanspannung, bedingt durch
 - a) Nervenreizung (diese Kontrakturen sind oft nicht fixiert, sondern lösbare Kontrakturen) insbesondere vermittelt durch
 - α) Gehirn- und Rückenmarksverletzungen,
 - β) Schmerzen(reflektorisch-psychogen)
 - γ) Vorstellungen (rein psychogen oder ideogen), Hysterische Kontraktur.
 - b) willkürliche Dauerinnervation, so z. B. Beugekontrakturen der Finger bei Schwerarbeitern. Gewohnheitskontraktur.

3. dauernder einseitiger Nichtanspannung oder Minderanspannung der Muskeln bedingt durch
 - a) Sehnendurchtrennung,
 - b) Lähmung der motorischen Nerven, Paralytische Kontraktur.
 - c) einfache Muskelschwäche.
- II. durch primäre pathologisch-anatomische Prozesse in Muskeln und Gelenken, und zwar
 1. trophische Störungen.
 - a) Ischämie. Ischämische Kontraktur.
 - b) Lähmung trophischer Nerven?
 2. Bildung von Narbengewebe bei
 - a) primärer Schrumpfung der Palmaraponeurose (tendogene Kontraktur), Dupuytren's Kontraktur.
 - b) sekundärer Schrumpfung nach schwererer Eiterung in den Weichteilen. Narbenkontraktur.

§ 35. Die Ersatzbewegungsmöglichkeiten.

Die durch Schußverletzungen der peripheren Nerven gesetzten Lähmungen, mit welchen wir uns im praktischen Teil dieser Arbeit beschäftigen werden, haben die Eigentümlichkeit, daß sie vorzugsweise die Endglieder der Extremitätenkette, also Hand und Finger, sowie Fuß und Zehen, schädigen, was sich unschwer daher erklärt, daß die zu diesen Teilen verlaufenden Nerven vermöge ihrer größeren Länge häufiger von feindlichen Geschossen getroffen werden als kürzere Nerven. Diesen Teilen müssen wir daher vorzugsweise ärztliche Hilfe zukommen lassen. Die Lähmungen dieser Teile zeigen weiter die Eigentümlichkeit, daß sie im allgemeinen entweder Beugelähmungen oder Strecklähmungen sind. Denn so wie wir bei den Gelenken und Muskeln dieser Teile zwei Hauptbewegungen, Beugung und Streckung, unterscheiden können, so gliedern sich auch die diese Muskeln versorgenden Nerven in zwei entsprechende Gruppen: der Nervus radialis ist der Strecker der oberen Extremität, die Nervi medianus und ulnaris besorgen die Beugung von Hand und Finger. Ihnen entspricht an der unteren Extremität der Nervus tibialis als Plantarflektor oder Senker und der Nervus peroneus als Dorsalflektor oder Heber des Fußes und der Zehen.

Das gelähmte Glied kann also entweder nicht mehr aktiv gebeugt oder nicht mehr aktiv gestreckt werden. Trotzdem besitzt der Patient immer noch Mittel und Wege, um das Glied auch im Sinn der jetzt gelähmten Muskeln zu bewegen. Die Kenntnis dieser Bewegungsmöglichkeiten ist für unsere praktischen Zwecke sehr wichtig, und wir werden sie später für jede einzelne Lähmungsform genau studieren. Jetzt wollen wir uns nur im allgemeinen darüber orientieren, welche Methoden es gibt, um solche Bewegungen zustande zu bringen.

Erstens kann der Patient, wenn er zuvor das Glied durch aktive Anspannung des noch funktionstüchtigen Antagonisten in eine extreme Stellung übergeführt hat, indem er diesen Muskel erschlafft, das Glied in seine Ruhelage zurückkehren lassen, indem er ihm gestattet, dem Zug des passiv gespannten gelähmten Agonisten zu folgen. Allerdings hat die

Ruhelage, wie wir oben sahen, die Neigung, sich zu verschieben und sich immer mehr der dem Zug des Antagonisten entsprechenden Endlage zu nähern, so daß der Spielraum dieser Bewegung immer geringer wird. Aber selbst wenn der gelähmte Agonist gar keinen passiven Zug mehr ausübt, so werden doch bei extremer Stellung die Hemmungsvorrichtungen des Gelenks, Gelenkkapsel und Gelenkbänder, einen solchen Zug oder Druck bewirken. Indem nun der Patient diesen Widerstand der Hemmungsvorrichtungen zunächst durch kräftige Anspannung der Antagonisten eine Strecke weit überwindet, dann aber durch plötzliche völlige Erschlaffung derselben dem Glied gestattet, diesem Zug zu folgen und federnd zurückzuschnappen, vermag er das gelähmte Glied immer noch eine kleine Strecke hin und her zu bewegen. Auch der Gesunde kann, indem er ein Glied erst extrem beugt oder streckt und dann plötzlich losläßt, eine solche Rückfederung hervorrufen und sich diesen Mechanismus am eigenen Körper vorführen.

Ein zweites Aushilfsmittel, durch das der Patient den fehlenden Muskelzug ersetzen kann, ist die natürliche Schwere des gelähmten Gliedes: Wenn der Radialisgelähmte den vorgestreckten Vorderarm supiniert (wozu er ja vermöge des *Musculus biceps brachii* befähigt ist), fällt die Hand, welche er aktiv nicht zu strecken vermag, nach hinten über und wird so passiv gestreckt.

Drittens kann er durch Gegenstemmen des gelähmten Körperteils gegen einen festen Gegenstand mittels aktiver Bewegung der gesunden Gliedabschnitte Gelenkstellungen erzielen, welche ihm sonst versagt sind. Wir sehen denselben Radialisgelähmten, wenn er mit der kranken Hand einen größeren Gegenstand ergreifen will, seine Finger, die er aktiv nicht genügend öffnen kann, an diesen Gegenstand andrücken und dadurch auseinanderspreizen, bis die nötige Greifweite hergestellt ist.

Eine vierte Ersatzbewegung haben wir bereits früher (§ 29) kennengelernt. Sie beruht auf der passiven Insuffizienz gelähmter mehrgelenkiger Muskeln für den Spielraum ihrer Gelenke und auf der dadurch gegebenen Möglichkeit, Streckbewegungen eines Gelenks durch Beugung eines andern, und umgekehrt Beugebewegung durch Streckung hervorzurufen. Die passiv gespannten gelähmten Muskeln wirken dabei als Bänder, welche, wenn ihre Bahn an einem Gelenk sich verlängert, am andern dieselbe zu verkürzen streben und daher dieses im gleichen Sinn drehen wie früher bei aktiver Kontraktion. Voraussetzung ist, daß die Sehnen der schlaff bleibenden Muskeln sich spannen. Das ist beim Gesunden immer nur bei starker Beugung oder Streckung der Fall. Beim Gelähmten dagegen kommt es nicht selten, beispielsweise infolge von Narbenbildungen wie erwähnt (§ 34) zu Verkürzungen der gelähmten Muskeln, und dadurch kann dieser Mechanismus schon bei mittleren Stellungen ins Spiel treten. Wir haben das als verfrühte passive Insuffizienz bezeichnet. Dieselbe bedeutet für unsere Patienten einen Zuwachs von Bewegungsmöglichkeit und wird von ihnen vielfach mit der Zeit durch Übung vervollkommenet, während der Gesunde zu solcher Übung keinen Anlaß hat. Insbesondere vermag der Streckgelähmte durch Beugung des Handgelenks seine Finger zu strecken, der Beugegelähmte dieselben durch Streckung des Handgelenks zu beugen, wie wir das später des näheren sehen werden.

Fünftens bedarf unser oben ausgesprochener Satz, daß die großen Nervenstämmе der Extremitäten immer nur eine einzige Muskelgattung, nämlich nur Beuger oder nur Strecker, versorgen, und daß daher bei der Lähmung jedesmal die eine Bewegungsrichtung völlig ausfällt, wesentlicher Einschränkung. So besitzt der von dem großen Strecknerven des Arms, dem Radialis, innervierte *Musculus abductor pollicis longus*, abgesehen von seiner abduzierenden Wirkung auf Daumen und Hand auch noch die Fähigkeit, das Handgelenk ein wenig zu beugen. Diese Beugemöglichkeit, die wir als eine Nebenwirkung im Vergleich zu der abduzierenden Hauptwirkung des Muskels auffassen, bleibt dem Patienten, dessen eigentliche Beugenerven *Ulnaris* und *Medianus* gelähmt sind, ungeschädigt erhalten. Selbstverständlich ist die Unterscheidung von Haupt- und Nebenwirkung eines Muskels ein Anthropomorphismus und im einzelnen stets mehr oder weniger willkürlich. Trotzdem dürfte es zwecks bequemer Verständigung sich empfehlen, diese Unterscheidung zu machen und dabei die am meisten hervortretende und dann gewöhnlich auch in der anatomischen Benennung des Muskels ausgesprochene Wirkung als Hauptwirkung, andere Funktionen als Nebenwirkungen zu bezeichnen.

Zusammenfassend können wir sagen, daß wir einschließlich der gewöhnlichen oder Hauptwirkung des Muskels sechserlei Bewegungsmöglichkeiten haben, welche sich folgendermaßen gruppieren und in ihrem Verhalten beim Gelähmten kennzeichnen lassen:

Übersicht über die Bewegungsmöglichkeiten.

- | | |
|---|--|
| <p>I. Die aktiven Bewegungsmöglichkeiten bestehen in</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. direktem Antrieb als Hauptwirkung, 2. direktem Antrieb als Nebenwirkung eines der nicht gelähmten Muskeln, 3. indirektem Antrieb durch die Antagonisten unter Ausnützung der passiven Insuffizienz der gelähmten mehrgelenkigen Muskeln. <p>II. Die passiven Bewegungsmöglichkeiten bestehen in:</p> <ol style="list-style-type: none"> 4. Rückkehr in die Ruhelage, insbesondere bei plötzlicher Erschlaffung der stärksten angespannten Antagonisten (Rückfederung aus extremer Stellung). 5. Wirkung des Eigengewichts des gelähmten Glieds, 6. Wirkung eines Drucks von außen auf das gelähmte Glied, letztere beiden Wirkungen durch die Hilfe irgendwelcher gesunder Muskeln vermittelt. | <p>Hauptbewegungsmöglichkeit (wird durch Lähmung aufgehoben),</p> <p style="font-size: 2em; vertical-align: middle;">}</p> <p>Ersatzbewegungsmöglichkeiten, welche dem Gelähmten verbleiben.</p> |
|---|--|

Die genaue Kenntnis aller dem Gelähmten verbliebenen stellvertretenden Bewegungsmöglichkeiten ist, wie wir später sehen werden, für die Konstruktion und Beurteilung der Lähmungsprothesen von großer Bedeutung. Sie ist aber außerdem von erheblichem diagnostischem Interesse, denn der mit diesen Dingen nicht genügend Vertraute wird durch sie leicht zu der irrtümlichen Annahme einer Funktion des in Wirklichkeit gelähmten Nerven verführt. Und doch ist es gerade heutzutage, wo wir so häufig Nervenlähmungen operativ zu beheben suchen und wo wir andererseits täglich erfahren, daß die Erfolge dieser Operationen den vielfach gehegten Erwartungen nicht entsprechen, von größter Wichtigkeit, wenn wir in unsrer therapeutischen Technik weiterkommen wollen, daß wir den Erfolg des einzelnen Eingriffs genau und sicher zu beurteilen wissen. Nachdem ich an mir selbst erfahren, wie schwer es oft ist, hier Irrtümern zu entgehen, bin ich zu der Überzeugung gelangt, daß in der bisherigen Literatur manche Erfolge zu Unrecht gebucht sind, daß neue Bewegungsmöglichkeiten einer durch die Operation gesetzten Wiederkehr der Nervenfunktion zugeschrieben wurden, während sie in Wirklichkeit nur daher rührten, daß der Patient die stellvertretenden Bewegungsmöglichkeiten allmählich auszunutzen lernte. Ich werde später die Krankengeschichte eines solchen Falles mitteilen. Auch THÖLE, der einzige neuere Autor, welcher diesen Dingen etwas eingehendere Beachtung schenkt, hat ähnliches erlebt¹⁾.

Schon in der Mitte des vorigen Jahrhunderts, als die Nervennähte und Nervendurchschneidungen zuerst in den Gesichtskreis der Chirurgen traten, wurden diese Täuschungsmöglichkeiten erörtert. LÉTIÉVANT war der erste, der diese ihre praktische Bedeutung voll erkennend, sie systematisch zu studieren unternahm und als „mobilité suppléée“ beschrieb. Seit seiner, an trefflichen Beobachtungen reichen, aber keineswegs erschöpfenden Veröffentlichung ist das Thema, soviel ich sehe, nicht mehr systematisch durchforscht, geschweige denn abschließend bearbeitet worden.

Aus diesem Grund will ich meine eigenen einschlägigen Beobachtungen im praktischen Teil dieser Arbeit etwas ausführlicher mitteilen. Dabei werde ich jedoch, um den Leser nicht zu ermüden, im allgemeinen die Ersatzbewegungen durch Rückfederung außer acht lassen, da sie immer das gleiche Bild bieten, bei kräftig arbeitenden Antagonisten von geschickten

¹⁾ Anmerkung. Dagegen scheint mir die Art, wie THÖLE bei seinen Diagnosen mit der Nervenanatomie umspringt, unzulässig. Solche erstaunliche Dinge, wie die Versorgung des Flexor pollicis longus und der Lumbricales I und II durch den Nervus ulnaris (S. 181 f.) dürften auf Grund klinischer Beobachtung doch nur dann vermutet werden, wenn jede Täuschung durch Ersatzbewegungen sicher ausgeschlossen und die förmliche Durchtrennung des Medianus einwandfrei festgestellt wäre. Die „längst bekannte“ und von THÖLE „wieder beobachtete Tatsache“, daß bei Medianuslähmung die Interossei alle gelähmt sein können, bei Ulnarislähmung dagegen die Interosseuslähmung ausbleiben kann (S. 182), scheint einem ersten Kenner dieser Dinge, FROHSE, wenigstens bis zum Jahr 1908 ganz unbekannt geblieben zu sein, da er ausdrücklich bemerkt: die Musculi interossei werden nach unsrer Ansicht ausschließlich vom Nervus ulnaris versorgt (vgl. FROHSE und FRÄNKEL 1908, S. 389). Ebenda (S. 131) lesen wir sodann, daß es nach vielen vergeblichen Bemühungen einmal geglückt sei, einen vom Nervus ulnaris kommenden „Nervenast zu finden, welcher den oberen Bauch des Musculus flexor sublimis indicis mit versorgen half“. Bei THÖLE heißt es (S. 181) schlankweg: „Auch der Flexor sublimis wird manchmal vom Ulnaris versorgt.“

Patienten stets demonstriert werden können, praktisch aber für den Patienten kaum von Bedeutung sind. Um sich in dieser Beziehung nicht täuschen zu lassen, mache man es sich zur Regel, daß man den Patienten, ehe man ihn Bewegungen ausführen läßt, zunächst ermahnt, das Glied völlig locker und schlaff zu machen und überzeuge sich durch Hin- und Herbewegen des Gliedes mit der eigenen Hand, ob er dieser Aufforderung nachgekommen ist.

Von den Ersatzbewegungen unterscheiden wir die Hilfsbewegungen, das sind Bewegungen, welche andre gesunde Körperteile und Glieder machen, um den Schaden, den die Unbeweglichkeit des gelähmten Gliedes setzt, soweit als tunlich zu beheben, jedoch ohne daß dieses seiner Unbeweglichkeit entrissen wird. Eine Hilfsbewegung ist es zum Beispiel, wenn der Peroneusgelähmte das Knie des vorschwingenden Beines stärker als sonst beugt und dadurch den gelähmten Fuß so hoch anhebt, daß die Spitze nicht auf dem Boden schleift, obgleich der Fuß seine krankhafte Spitzfußhaltung beibehält.

Zum Schluß unsrer Betrachtungen über Gliedermechanik und Pathologie sei noch bemerkt, daß die Messung der Spannungswinkel auch für den Kliniker und Diagnosten dadurch von Interesse werden könnte, da sie ihm gestattet, geringste Änderungen des Muskeltonus festzustellen und quantitativ zu erfassen.

Spezieller Teil.

Spezielle Mechanik der Hand und der Finger auf Grund unmittelbarer Beobachtungen.

Die vier Finger.

§ 36. Beugung und Streckung.

Wir betrachten die die Finger bewegendenden Muskeln, indem wir uns dabei zunächst an die einfachen Verhältnisse des Mittel- und Ringfingers halten und die besonderen Einrichtungen, welche an den übrigen Fingern bestehen, einstweilen vernachlässigen (vgl. Fig. 25). Wir können zwei Gruppen von Muskeln unterscheiden: die Gruppe der langen Muskeln, *Musculi flexor digitorum sublimis*, *flexor profundus* und *extensor communis*, und die Gruppe der kurzen, *Musculi interossei* und *lumbricales*. Jeder dieser Muskeln wirkt auf jeden Finger besonders, und, da jeweils zwei *Musculi interossei* vorhanden sind, ein ulnarer und ein radialer, so entfallen auf jeden Finger sechs selbständig und unabhängig voneinander arbeitende Motoren. Dagegen sind nur drei unabhängig voneinander bewegliche Sehnen vorhanden: die Sehnen der beiden langen Beugemuskeln und die gemeinsame Strecksehne für alle übrigen Muskeln. Außerdem bestehen für die Interossei akzessorische Ansätze direkt an der Basis der ersten Phalange, welche wir aber vorerst nicht berücksichtigen. Die langen Muskeln überziehen das Handgelenk und haben also auch auf dieses eine Wirkung, welche wir jedoch gleichfalls erst später ins Auge fassen wollen.

Wir haben drei Fingergelenke, die wir als Grund-, Mittel- und Endgelenk, letztere beiden auch als Interphalangealgelenke, bezeichnen. Jedes dieser Gelenke kann zweisinnig bewegt, nämlich gebeugt oder gestreckt und dadurch in zwei entgegengesetzte Endlagen überführt werden. Könnte jede Bewegung und jede Endlage des einen Gelenks mit jeder des andern kombiniert werden, so würden wir $2 \cdot 2 \cdot 2 = 8$ verschiedene Gesamtbewegungsmöglichkeiten und Gesamtendlagen haben. Wir wollen nun sehen, wie weit diese durch den Bau der Gelenke gegebenen Möglichkeiten durch die Tätigkeit unsrer sechs Muskeln und ihrer drei Sehnen verwirklicht werden. Die seitliche Bewegungsmöglichkeit und die Rollung, welche das Grundgelenk noch neben der Beugung-Streckung besitzt, vernachlässigen wir einstweilen, um später auf sie zurückzukommen. Wir dürfen deshalb auch die kurzen Muskeln einstweilen zu einem einzigen Motor zusammenfassen, da sie in bezug auf Beugung und Streckung alle drei in gleichem Sinn wirken und da bei passender Zusammenarbeit ihre seitlichen und rollenden Antriebe sich gegenseitig aufheben.

Wir rufen uns zunächst die im allgemeinen Teil besprochene Tatsache ins Gedächtnis zurück, daß ein mehrgelenkiger Muskel stets auf sämtliche Gelenke, die er überzieht, zugleich wirkt, und zwar, wenn es sich wie hier um eine Kette zweigliedriger Systeme handelt (§ 5a), auf jedes Gelenk mit einem Drehmoment, welches gleich ist dem Produkt aus dem in der Sehne des Muskels wirksamen Zug und dem Hebel dieses Zuges, der selber gleich ist dem Abstand der Sehne von der Drehachse des Gelenks. Der Hebel ist an jedem Gelenk verschieden, der Zug zu gleicher Zeit an allen Gelenken derselbe; die auf die einzelnen Gelenke ausgeübten Drehmomente verhalten sich also wie die betreffenden Hebel. Die Hebel der verschiedenen Muskeln für die einzelnen Gelenke sind verschieden. Demgemäß verteilt sich auch ihre Wirkung auf die einzelnen Gelenke in ganz verschiedener Weise, so daß mehrere Muskeln, die zusammen wirksam sind, sich bald unterstützen, bald beeinträchtigen und kompensieren (§ 25) und demgemäß durch ihre Zusammenarbeit sehr verschiedene Erfolge an den einzelnen Gelenken erzielen. Diese Möglichkeiten wollen wir genauer studieren, zunächst aber die Wirkung der einzelnen Muskeln für sich allein uns klar machen.

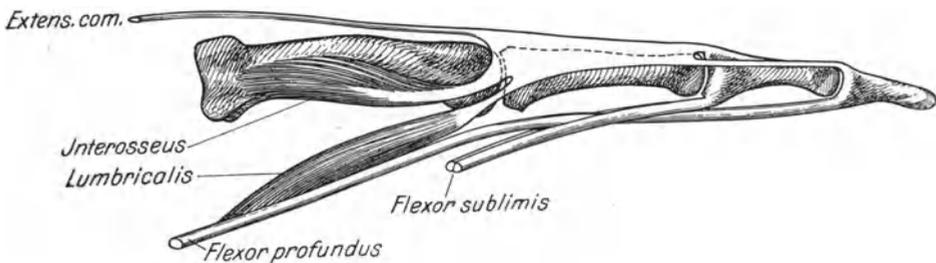


Fig. 25. Muskeln und Sehnen am linken Mittelfinger. Schematisch.

Die Wirkung der beiden langen Beugemuskeln und ihrer beiden Sehnen ist leicht übersehbar. Die Sehne des tiefen Beugers greift am Endglied an und überzieht alle drei Gelenke an ihrer Beugeseite, durch eine Scheide in bestimmten Abständen von den Gelenkachsen festgehalten. Der Muskel wirkt also auf alle drei Gelenke als Beuger, und zwar auf das Grundgelenk mit dem größten, auf das Endgelenk mit dem kleinsten Drehmoment, da seine Sehne an ersterem am weitesten, an letzterem am wenigsten weit von der Gelenkachse abliegt. Analoges gilt vom oberflächlichen Beugemuskel, nur setzt dieser an der mittleren Phalange an und wirkt dementsprechend bloß auf die beiden proximalen Gelenke.

Komplizierter ist die Wirkung der übrigen Muskeln, welche sich in der gemeinsamen Strecksehne vereinigen. Dieses mechanisch merkwürdige Gebilde hat zwei Ansatzstellen, nämlich eine auf dem Rücken der Endphalange unmittelbar jenseits des Endgelenks und eine auf der Mittelphalange an analoger Stelle. Es ist jedoch nicht der gleiche Faserzug, welcher an beiden Stellen angreift. Vielmehr sondern sich aus der Sehne in ihrem Verlauf über der Grundphalange drei Stränge aus, von welchen der mediale am Mittelglied ansetzt, während die beiden lateralen rechts und links an dieser Ansatzstelle vorbeiziehen, um sich dann über dem Endgelenk zu

einem gemeinsamen Ansatz am Endglied zu vereinigen. Die drei Stränge zusammen stellen eine über dem Fingerrücken verschiebliche Rinne dar.

Wir wollen uns die mechanische Bedeutung dieser Anordnung klar machen. Sie ermöglicht, daß die Sehne die beiden distalen Gelenke unmittelbar bewegt (während sie das Grundgelenk nur mittelbar, d. h. vermöge des durch Gelenke und Knochen sich fortpflanzenden Druckes beeinflusst). Diese direkte Wirkung an zwei verschiedenen hintereinander geschalteten Scharniergelenken wäre unmöglich, wenn der für das Endglied bestimmte Sehnenstrang einfach über die Ansatzstelle am Mittelglied hinwegliefe. Denn dann würde beim Anziehen des streckenden Muskels je nach dem Längenverhältnis der beiden Stränge entweder nur der zur endständigen Ansatzstelle ziehende Strang sich anspannen und also nur hier der direkte Angriff stattfinden, der Sehnenstrang zum Mittelglied aber schlaff und somit mechanisch unwirksam bleiben. Oder es würde der Strang zum Mittelglied sich spannen und bewegend auf dieses wirken; dann würde der andre Strang das Endglied zwar mitnehmen können, aber ohne die Drehung des Endgelenks und die Stellung des Endglieds zum Mittelglied zu verändern.

Nun aber ist die Anordnung getroffen, daß die für das Endglied bestimmten Sehnenstränge nicht über dem ersten Sehnenansatz, sondern lateral von demselben und damit näher der Gelenkachse verlaufen. Das hat zur Folge, daß, wenn der Muskel anzieht, die lateralen Stränge an der Ansatzstelle des medialen Sehnenstranges vorbeigleiten und somit als selbständige Zugbahn streckend auf das Endgelenk wirken, während der mediale Strang auf das mittlere Gelenk selbständig und unmittelbar einwirkt. Betrachten wir diese Anordnung noch etwas näher (Fig. 26)!

Wenn die lateralen Stränge so geführt wären, daß sie das mittlere Gelenk genau in der Höhe seiner Achse passierten, so würde die zweite Ansatzstelle jeweils um die gleiche Strecke verschoben werden, wie die erste und bei gleichem Hebelarm würden beide Gelenke jedesmal um gleiche Winkelbeträge gedreht werden. In Wirklichkeit liegen die lateralen Stränge etwas höher, ihre Bewegungsstrecke ist daher etwas geringer. Andererseits ist der Hebelarm, mit welchem sie am Endgelenk angreifen, kleiner als jener, mit welchem der mediale Strang auf das mittlere Gelenk wirkt. Beide Umstände verändern die Winkelgröße der Drehbewegung in entgegengesetztem Sinn. Ersterer Umstand überwiegt beim Zeigefinger mit dem Endergebnis, daß die Drehung im Endgelenk jeweils ein wenig geringer ist als die im Mittelgelenk. Letzterer überwiegt beim Mittelfinger, bei welchem daher das umgekehrte Verhältnis der Drehungswinkel statthat.

Stets aber entspricht einer gegebenen Drehung des einen Gelenks eine ganz bestimmte Bewegung des andern. Und zwar muß das Verhältnis der beiden Drehungswinkel für alle Gelenkstellungen konstant sein, falls die Hebelverhältnisse dieselben bleiben. In der Tat zeigt die in beistehender Tabelle B mitgeteilte Beobachtung, daß diese Konstanz sehr annähernd besteht. Allerdings nur bei mittleren Gelenkstellungen; die Gründe, warum bei extremen Stellungen eine Änderung eintritt, werden wir noch kennenlernen.

Tabelle B.

Zusammengehörige Winkel der beiden Interphalangealgelenke und Verhältnis der Winkeländerung. Der Winkel 0 entspricht der Normalstellung (geraden Streckung).

Linker Zeigefinger					Linker Mittelfinger				
Erstes Gelenk (Mittelgelenk)		Zweites Gelenk (Endgelenk)		Verhältnis $\frac{\Delta q_1}{\Delta q_2}$	Erstes Gelenk (Mittelgelenk)		Zweites Gelenk (Endgelenk)		Verhältnis $\frac{\Delta q_1}{\Delta q_2}$
q_1	Δq_1	q_2	Δq_2		q_1	Δq_1	q_2	Δq_2	
5,5		- 15,3			6,0		- 16,3		
27,9	22,4	- 7,9	7,4	0,33	20,0	14,0	- 6,3	10,0	0,71
44,8	16,9	0,0	7,9	0,47	40,3	20,3	10,4	16,7	0,82
64,0	19,2	15,6	15,6	0,81	56,3	16,0	26,3	15,9	1,00
79,5	15,5	27,3	11,7	0,75	73,1	16,8	45,6	19,3	1,15
95,7	16,2	39,3	12,0	0,74	91,0	17,9	65,5	19,9	1,11
102,8	7,1	60,7	21,4	3,01	102,4	11,4	77,1	11,6	1,02
					109,0	6,6	80,5	3,4	0,50

Die aktiven Streckbewegungen der beiden distalen Gelenke sind also zwangsläufig miteinander verknüpft. Nicht jedoch die passiven. Passiv läßt sich innerhalb gewisser Grenzen, auf die wir später zu sprechen kommen, eine gegebene Stellung des einen Gelenks mit jeder beliebigen des andern kombinieren. Aber dann ist stets entweder der Sehnenstrang zum Mittelglied oder das Sehnenstrangpaar zum Endglied erschlafft und also mechanisch unwirksam. Die betreffende Stellung kann daher nicht durch die Tätigkeit der Strecksehne hergestellt und festgehalten werden. Wir haben dies Erschlaffen und Unwirksamwerden des einen Streckstrangs schon vorhin kennengelernt, als wir den angenommenen Fall besprachen, daß beiderlei Stränge medial geführt wären, statt, wie wirklich, der eine medial, der andre lateral. In dem von der Natur verwirklichten Fall ebenso wie in dem von uns hypothetisch gesetzten Fall ist also, wenn beiderlei Stränge gespannt sein sollen, bei gegebener Stellung des Mittelgelenks jeweils nur eine einzige Stellung des Endgelenks möglich. Der Unterschied aber ist, daß diese letztere Stellung in dem verwirklichten Fall sich ändert, das Endgelenk also mit dem Mittelgelenk sich dreht, in dem hypothetischen Fall dagegen die Stellung des Endgelenks stets dieselbe bleibt, das Endgelenk also unbewegt verharret. Ich denke, an Hand der Fig. 26 und 27 kann der Leser sich alles dieses leicht klarmachen. Andernfalls könnte man durch leicht herzustellende Modelle die Verhältnisse sich noch anschaulicher vorführen.

Der beschriebene Streckmechanismus ändert sich etwas im letzten Stadium der Streckung. Sobald diese nämlich so weit gediehen ist, daß der Ansatzpunkt der lateralen Stränge am Endglied in gleicher Höhe zu liegen kommt mit dem unteren Rand der Strecksehnenrinne auf dem Grundglied, wird bei noch weiter fortschreitender Streckung dieser untere Sehnenrand sich in die Höhe schieben, wie wohl aus Fig. 28 leicht zu verstehen ist.

Dies muß eine doppelte Wirkung auf das Endglied haben: erstens die, daß die Streckung desselben verglichen mit der Streckung des Mittelglieds jetzt langsamer fortschreitet wie bisher, denn wie wir vorhin überlegten, wird sie um so geringer, je mehr sich die lateralen Sehnenstränge über die Achse des Mittelgelenks erheben und dem Ansatzpunkt des medialen Stranges nähern, und zweitens, daß die Spannung der lateralen Stränge nachläßt, da ihre Bahn sich verkürzt. Beide als notwendig vorauszusehenden Folgen treten in der Tat ein: Wie ein einfacher Versuch lehrt, kann das Endglied bei extremer Streckstellung nicht mit gleicher Kraft festgehalten werden, wie bei etwas geringerer Streckung, und zwar unabhängig davon, wie das Grundgelenk gehalten wird, so daß also eine etwaige muskuläre Insuffizienz für diese Erscheinung nicht verantwortlich gemacht werden kann. Ferner lehren die obersten Verhältniszahlen unsrer Tabelle B, daß die Drehung im Endgelenk im Verhältnis zur Drehung im Mittelgelenk bei starker Streckung abnimmt.

Andrerseits zeigen auch die letzten Zahlen dieser Tabelle, welche bei stärkster Beugestellung gewonnen wurden, eine wesentliche Abweichung von den für die mittleren Stellungen geltenden konstanten Verhältniszahlen. Dies ist wohl einfach daraus zu erklären, daß sich am Ende des Gelenkschlages die Gelenkhemmung geltend macht, und zwar nicht genau gleichzeitig in den beiden Gelenken, sondern beim Zeigefinger zuerst im Mittelgelenk, beim Mittelfinger zuerst im Endgelenk.

Die Technik der Winkelmessung, durch welche die Zahlen der Tabelle B erhalten wurden, war folgende: Ein mit einem Bogen Papier bedecktes dünnes Brett (Glasplatte oder dgl.) wurde auf Klötze so gelegt, daß es teilweise hohl lag und dann die Hand an dasselbe so herangeschoben, daß der zu untersuchende Finger und sein ulnarer Nachbarfinger das Brett zwischen sich faßten, die Brettkante an die Schwimmhaut zwischen den beiden Fingern anstieß, und der zu untersuchende Finger beugend oder streckend frei über das Papier hinweg streichen konnte. Durch Klötze und Gewichtssteine wurden diejenigen Teile der Hand, welche sich nicht bewegen sollten, ebenso wie das Brett samt dem Papier festgelegt. Dann ließ ich meinen Finger die jeweils auszumessende Stellung einnehmen und stellte ihn aktiv fest. Hierauf schob ich mit der andern Hand fingerdicke rechtwinklig bestoßene Klötzchen an den Finger heran, bis sie der Rückenlinie der einzelnen Phalangen genau anlagen. Sodann wurde die Lage der Klötzchen durch Umfahren mit dem Bleistift auf dem Papier markiert, und zuletzt die Winkel zwischen den so aufgezeichneten orthogonalen Projektionen der Rückenlinien des Fingers ausgemessen. Die Ausmessung wurde dadurch wesentlich vereinfacht, daß die einzelnen Linien auf dem Papier parallel verschoben wurden, bis sie alle durch einen einzigen Schnittpunkt gingen (vgl. § 60a, § 14e und Fig. 17).

Ein Ansatz der Strecksehne am Grundglied ist nicht vorhanden. Allerdings hat DUCHENNE geglaubt, zur Erklärung der Mechanik der Finger-muskeln einen solchen Ansatz annehmen zu müssen und diesen Ansatz auch am anatomischen Präparat demonstriert, worin ihm dann hervorragende Anatomen (POIRIER-ROUVIÈRE) gefolgt sind. Nun haben wir aber soeben es als mechanisch unmöglich erkannt, daß eine Sehne an zwei hintereinander geschalteten Scharniergelenken wirksam angreift, wenn sie direkt von einem Ansatzpunkt zum andern verläuft. Diese mechanische Unmöglichkeit aber wird von DUCHENNE behauptet. Über den anatomischen Nachweis des fraglichen Ansatzes ist zu sagen, daß die Strecksehne auf ihrer ganzen Länge durch lockeres Bindegewebe mit den unterliegenden

(Fortsetzung S. 174.)

Fig. 26. Mechanik der Strecksehne an den beiden Interphalangealgelenken. Die Verkürzung der Strecksehne um die Strecke s wirkt als solche auf das erste Interphalan-

gealgelenk und dreht es um den Winkel φ . Auf das zweite Interphalangealgelenk dagegen wirkt nur die Verkürzung s_1 und dreht es um den Winkel φ_1 . Zwischen diesen Größen und den Abständen der Sehnen von den Drehachsen der Gelenke bestehen folgende Beziehungen:

$$s = \varphi r \quad \text{am ersten Gelenk,}$$

$$s_1 = \varphi_1 r_1 \quad \text{am zweiten Gelenk,}$$

$$s_1 = \varphi (r - \varrho) \quad \text{am ersten Gelenk,}$$

$$\frac{\varphi_1}{\varphi} = \frac{r - \varrho}{r}.$$

Für $\varrho = 0$ wird $s_1 = s$ und $\frac{\varphi_1}{\varphi} = \frac{r}{r_1}$. Für $\varrho = r$ wird $s_1 = 0$ und $\varphi_1 = 0$.

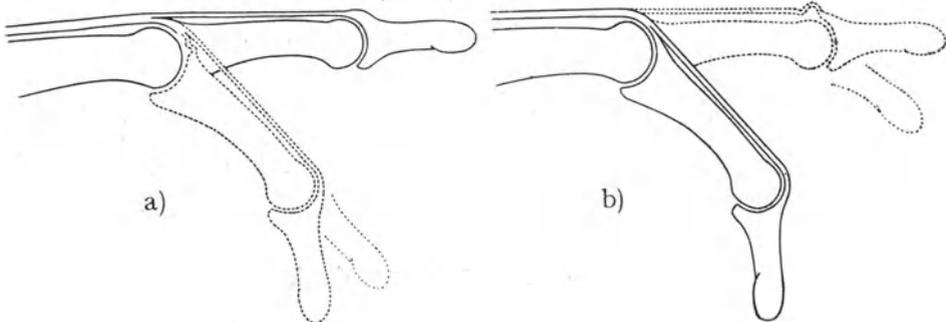
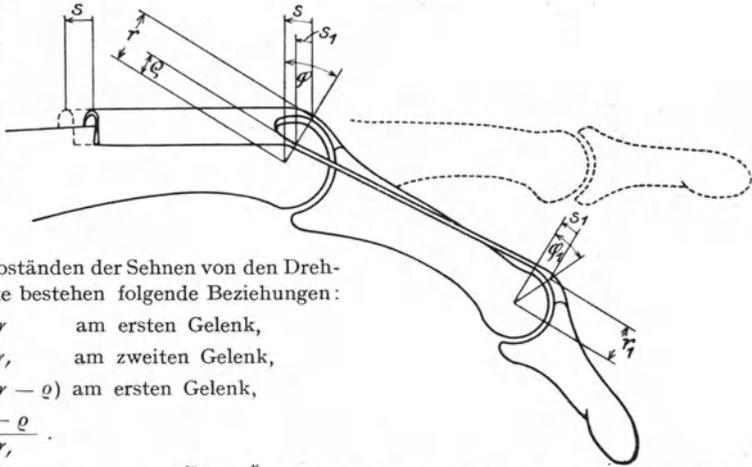


Fig. 27. Zur Mechanik der Strecksehne an den beiden Interphalangealgelenken. Fiktive Führung derselben an den beiden Interphalangealgelenken um zu zeigen, was passieren würde, wenn der zur Endphalange laufende Strang der Strecksehne über den Ansatzpunkt des zur Mittelphalange gehenden Stranges geführt wäre.

Fall a: Die gegenseitige Länge der beiden Stränge ist so abgepaßt, daß, wenn beide Gelenke gestreckt, beide Stränge gespannt sind. Dann wird bei Beugung beider Gelenke der zur Mittelphalange führende Strang zu lang sein und sich deshalb in Falten legen. Die Fältelung bleibt nur dann aus, wenn die Beugung auf das Mittelgelenk beschränkt, das Endgelenk dauernd gestreckt bleibt. Fall b: Die Länge der Stränge ist so abgepaßt, daß bei mäßiger Beugung beider Gelenke beide Stränge gespannt sind. Dann wird bei Streckung beider Gelenke der zur Endphalange führende Strang zu lang sein und sich falten. Das Endgelenk wird daher bloß durch Nachhilfe von außen, d. h. passiv gestreckt werden können, aktive Streckung wird nur am Mittelgelenk stattfinden, während das Endgelenk unverändert in seiner jeweiligen Stellung verharrt. Wird statt Streckung stärkere Beugung beider Gelenke ins Werk gesetzt, so tritt der vorige Fall ein: der zur Mittelphalange führende Strang ist zu lang und faltet sich.

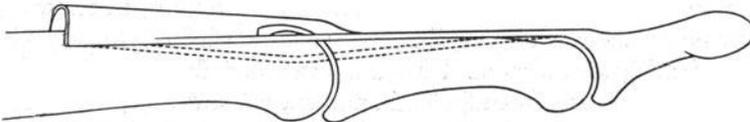


Fig. 28. Mechanik der Strecksehne an den beiden Interphalangealgelenken bei stärkster Streckung. Die zum Endglied führenden lateralen Stränge steigen bei extremer Streckung in die Höhe. Dadurch wird ihre Bahn kürzer, als wenn sie wie sonst der punktierten Linie folgen würden, und die Spannung vermindert sich. Außerdem wächst der Abstand der lateralen Stränge von der Achse des Mittelgelenks (Abstand ϱ der Figur 26).

Knochen verbunden ist, und es daher natürlich an der Leiche gelingt, einzelne Stränge, die rein anatomisch betrachtet, als Ansätze angesprochen werden könnten, herauszupräparieren. Aber diese Stränge sind zu lang und schlaff, um mechanisch wirksam sein zu können. Das kann man gerade auch aus DUCHENNES eigener Abbildung des angeblichen Ansatzes ersehen (1885, Fig. 55, S. 217). DUCHENNES Irrtum entsprang aus der Überlegung, die besonders kräftige Wirkung des langen Streckmuskels auf das Grundgelenk, von welcher wir alsbald ausführlicher sprechen werden, müsse durch einen eigenen Ansatz am Grundglied vermittelt sein. Diese Auffassung ist durchaus zurückzuweisen. Die Wirkung eines Muskels auf ein Gelenk wird unter sonst gleichen Umständen einzig und allein durch das Drehmoment nicht durch den Ort des Ansatzes bestimmt (§ 5a).

Soviel von den Ansätzen der gemeinsamen Strecksehne. Nun von ihrem Ursprung. Sie entsteht an der Basis der Grundphalange aus der Vereinigung der Sehne des langen Streckmuskels mit den Verbreiterungen (Aponeurosen) der kurzen Muskeln als eine Art Rinne, welche die dorsale Hälfte der Grundphalange umscheidet. Die Sehne des langen Streckers tritt medial in die Rinne ein, die Sehnenansätze der kurzen Muskeln dagegen lateral, und zwar so, daß ihre Zugrichtung noch palmarwärts von der Drehachse des Grundgelenks verläuft. Das hat zur Folge, daß sie auf das Grundgelenk beugend wirken, während der lange Strecker dasselbe streckt. Die kurzen Muskeln sind also Beuger am Grundgelenk, Strecker an den beiden anderen Gelenken, ihr Hebel an diesem ist entgegengesetzt gerichtet wie an jenen. Dieser Umstand wird uns später noch beschäftigen.

§ 37. Die acht Endstellungen der Finger.

Kehren wir nunmehr wieder zu unsern acht möglichen Bewegungsarten und Endstellungen zurück und sehen zu, wie weit sie durch das Zusammenspiel der uns nun bekannten Muskeln verwirklicht werden (Fig. 29 und 30). Wenn die kurzen Muskeln allein sich anspannen oder doch so viel stärker als die andern sich anspannen, daß sie als „einstellende Muskeln“ (§ 25) die Lage der Fingerglieder bestimmen, so bewirken sie Beugung der Grundgelenke und Streckung der Interphalangealgelenke. Ich möchte diese charakteristische Stellung als *Schau fel stellung* bezeichnen, einmal wegen der äußeren Ähnlichkeit mit einer Schaufel, dann aber, weil es diejenige Haltung der vier Finger ist, mit welcher wir schaufeln, falls uns das gleichnamige Werkzeug fehlt, so wenn die Kinder im Sande spielen, der Bäcker den Teig bewegt, so wenn wir Brotkrümel, Geldstücke, Würfel, die auf einem Tisch zerstreut liegen, zu einem Haufen zusammenschieben.

Eine weitere charakteristische Endstellung entsteht, wenn wir zu den kurzen Muskeln auch noch den langen Streckmuskel (*Extensor digitorum communis*) kräftig anspannen. Dieser überwindet dann die Beugewirkung der kurzen Muskeln am Grundgelenk, da er dort mit viel größerem Hebelarm angreift als jene, an den Interphalangealgelenken wirkt er streckend wie sie, und wir erhalten mithin *Streckung* aller drei Gelenke. Man wird nun meinen, daß zu diesem Endergebnis auch die Tätigkeit des langen

Streckmuskels allein genügen würde. In der Tat ist das der Fall, aber nur unter besonders günstigen Umständen.

Hier nämlich tritt ein weiteres, für die Stellung unsrer Gelenke maßgebendes Element auf den Plan, das ist die Insuffizienz der mehrgelenkigen Muskeln für den Spielraum der Gelenke, von der wir früher gesprochen haben. Der lange Streckmuskel ist, wie wir sahen, bei gleichzeitiger Streckung aller von ihm überzogenen Gelenke aktiv insuffizient, d. h. er vermag sich nicht soweit zu verkürzen als nötig wäre, um sie alle gleichzeitig zu strecken, und bereits ehe die Verkürzungsmöglichkeit völlig aufhört, sinkt die Kraft der Verkürzung und der vom Muskel ausgeübte Zug nimmt ab (§ 29, Fig. 24). Umgekehrt sind seine Antagonisten die langen Beugemuskeln

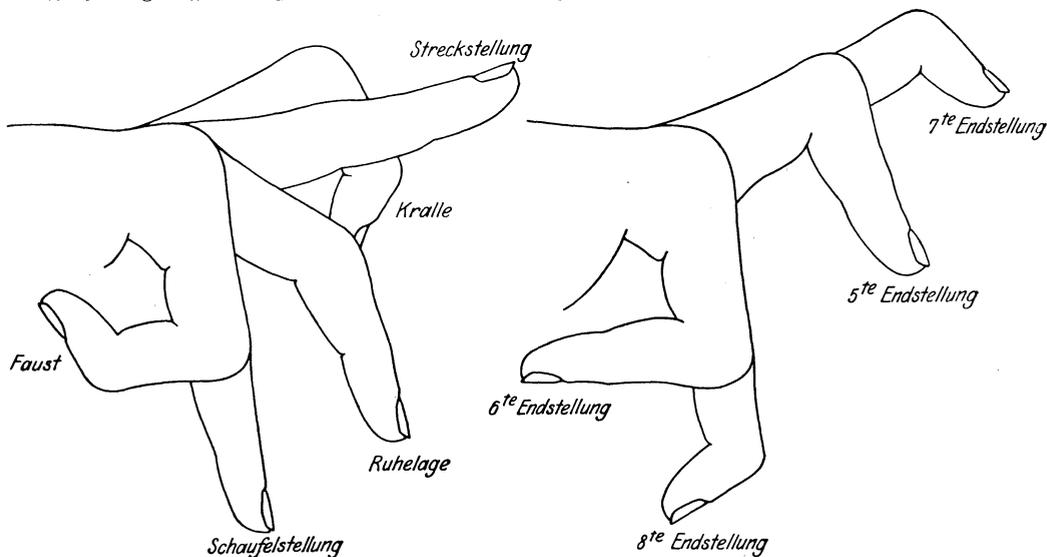


Fig. 29. Die ersten vier Endstellungen der vier Finger und die Ruhelage.

Fig. 30. Die letzten vier Endstellungen der vier Finger.

bei solcher Streckung passiv insuffizient, d. h. sie lassen sich, auch wenn sie erschlaft sind, nicht genügend dehnen, um gleichzeitige völlige Streckung aller Gelenke zu erlauben und bereits ehe der Widerstand unüberwindbar wird, genügt er, um die Streckung zu behindern. Beide Arten der Insuffizienz wirken zusammen in gleichem Sinn, ihre Wirkungen addieren sich zu dem Endergebnis, daß die Herstellung der in Rede stehenden Endstellung erschwert wird. Was wird nun der gewöhnliche Erfolg sein? etwa der, daß statt völliger Streckung aller Gelenke nur eine teilweise Streckung zustande kommt? Keineswegs, vielmehr der, daß das Grundgelenk gestreckt, die beiden andern Gelenke gebeugt werden.

Um dies Ergebnis zu verstehen, fassen wir gleich die nächste Kombination von Muskelinnervationen ins Auge und nehmen an, es seien alle langen Muskeln angespannt, aber der Strecker etwas stärker als die beiden Beuger zusammen. Dann wird am Grundgelenk, an welchem beide Muskelarten mit etwa gleich großem Hebelarm angreifen, der Strecker überwiegen, an den beiden andern aber die Beuger, da sie dort den Vorzug des längeren

Hebels voraus haben. Denn die anatomische Lagerung der Sehnen ist derart, daß zwar für alle der Abstand von der Gelenkachse am Grundgelenk am größten, am Endgelenk am geringsten ist, daß aber die Abnahme der Hebellänge beim Übergang vom proximalen zum distalen Gelenk bei der Strecksehne viel größer ist als bei den Beugesehnen (Tab. 15.) Also erhalten wir Beugung der Interphalangealgelenke, Streckung und, bei genügend kräftiger Anspannung, Überstreckung des Grundgelenks. Diese dritte Endstellung bezeichnen wir als *Krallenstellung*. Wir benutzen sie, wenn wir einen dünnen Gegenstand, einen Ast, eine Schnur zu uns heranziehen, ferner beim Kratzen, endlich ebenso wie die Schaufelstellung bei dem noch zu besprechenden Fingerspitzenschluß.

Ein weiterer, für unsre vielgelenkigen Muskeln sehr wichtiger Umstand ist nun folgender. Je größer der Hebel, mit welchem der mehrgelenkige Muskel an einem seiner Gelenke angreift und je wirksamer daher sein Angriff, um so größer ist auch die spezifische Verkürzung des Muskels, d. h. der Weg, um welchen die Sehne sich zurückziehen kann, wenn dieses Gelenk um die Winkeleinheit gedreht wird, um so rascher also auch der Verbrauch der zur Verfügung stehenden Verkürzungsstrecke und damit der Eintritt des Zustandes der relativen aktiven Insuffizienz. Dasjenige Gelenk, welches vorzugsweise von dem mehrgelenkigen Muskel bewegt wird, das Gelenk seiner Wahl, wie wir es nennen könnten, ist auch dasjenige, welches seine bewegende Kraft am weitgehendsten erschöpft und gewissermaßen eifersüchtig auf seinen Vorzug den andern Gelenken die Leistungen des Muskels vorwegnimmt¹⁾.

Diese Verhältnisse im Auge behaltend, überlegen wir nun den Fall, daß der lange Strecker und die langen Beuger sich alle gleich kräftig zusammenziehen. Dann werden die Beuger an den Interphalangealgelenken, wo sie so viel günstiger angreifen, zweifellos die Oberhand behalten. Aber indem sie diese kräftig beugen, werden sie zugleich ihre verfügbare Verkürzungsstrecke so weit aufbrauchen, daß sie nur noch geringe Kraft für das Grundgelenk übrigbehalten. Daher wird der lange Strecker an diesem Gelenk, an dem die Hebelverhältnisse für ihn verhältnismäßig günstiger liegen, den Sieg davontragen, und zwar um so mehr, da ja die Beugung der andern Gelenke seine eigene Leistungsfähigkeit mehrt. Wir werden also als Erfolg einer gleich kräftigen Aktion aller langen Muskeln erst recht eine Krallenstellung bekommen.

Kehren wir endlich zu dem Fall zurück, daß der lange Streckmuskel allein sich zusammenzieht, alle andern Muskeln erschlafft bleiben. Dann wird, wenn gleichzeitig das Handgelenk gestreckt wird, die passive Insuffizienz der langen Beuger vielfach genügen, um wenigstens eine leichte Beugung der Interphalangealgelenke zu bewirken, sicher in jenen Fällen, wo die passive Insuffizienz dieser Muskeln durch eine Schrumpfung unterstützt wird. Eine solche Schrumpfung aber finden wir fast stets gerade in jenen Fällen, wo es darauf ankäme, daß der *Musculus extensor digitorum*

¹⁾ Die verfügbare Verkürzungsstrecke ist dieselbe Größe, welche wir früher schon unter anderem Gesichtspunkte betrachtet und als Gesamtverkürzung oder freie Gesamtverkürzung bezeichnet haben. Vgl. § 5 h, 4 c.

sämtliche Gelenke streckte, weil seine Mithelfer an diesen Gelenken, die *Musculi interossei* und *lumbricales*, gelähmt sind. Gerade dann aber und gerade infolge dieser Lähmung der kurzen Fingermuskeln finden wir, wie wir noch sehen werden, regelmäßig eine Schrumpfung der langen Beuger. Daher bringen es Patienten mit solcher Lähmung der kurzen Muskeln beim Versuche, die Finger zu strecken, immer nur bis zur Krallenstellung. Die Schrumpfung der langen Beuger kann jedoch fehlen, falls diese Muskeln zugleich mit den *Interossei* gelähmt sind, d. h. bei gleichzeitiger völliger Lähmung aller von den *Nervi ulnaris* und *medianus* versorgten Muskeln. Damit ist dann die Möglichkeit völliger Fingerstreckung durch den langen Streckmuskel gegeben. In der Tat habe ich ein oder zwei Patienten mit solcher kompletten Beugelähmung gesehen, welche die Finger in normaler Weise strecken, auch das Grundgelenk dabei ein wenig überstrecken konnten.

Andererseits kann auch bei den Patienten mit isolierter Lähmung der kurzen Fingermuskeln eine, wenn auch meist nicht vollkommene Streckung der Interphalangealgelenke dadurch erzielt werden, daß man, während der Streckmuskel sich anspannt, die Streckung des Grundgelenks verhindert, beispielsweise durch einen Apparat, wie die später zu beschreibende Streck- und Greifspanne, und ferner dadurch, daß man das Handgelenk in äußerste Beugstellung bringt. Aber auch dann bleibt die Kraft, mit welcher der lange Streckmuskel auf die Interphalangealgelenke wirkt, gering.

Der lange Strecker wirkt also wesentlich deshalb so schwach an den beiden Interphalangealgelenken, weil er am Grundgelenk so kräftig wirkt, und dies wieder rührt daher, daß er an diesem mit großem, an jenen beiden mit verhältnismäßig geringem Hebel angreift. Umgekehrt wirken die kurzen Muskeln an jenen beiden deshalb so energisch, weil sie am Grundgelenk mit wesentlich geringerem Hebel angreifen als an jenen beiden. Freilich absolut genommen ist ihr Hebel an jenen beiden nicht größer als der des langen Streckers, da es ja stets dieselbe gemeinsame Strecksehne ist, durch die die Übertragung der Muskelwirkung auf diese Gelenke stattfindet. Aber hier kommt den kurzen Muskeln ein weiterer Umstand zustatten, der sie befähigt, trotz des kleinen Hebels große Drehmomente zu entwickeln und damit den insuffizient gewordenen langen Strecker an den distalen Gelenken wirksam zu ersetzen. Die *Musculi interossei* besitzen nämlich einen sehr erheblichen Querschnitt, der nach ED. WEBER gerade doppelt so groß ist wie der des *Musculus extensor digitorum communis* samt *extensor proprius* (vgl. auch Tabelle 15). Eine kraftvolle und unter allen Umständen wirksame Streckung der beiden Interphalangealgelenke wird daher nur durch die Tätigkeit der kurzen Muskeln gewährleistet, völlige und sichere Streckung aller drei Gelenke nur durch das Zusammenwirken der kurzen Muskeln mit dem langen Streckmuskel.

Eine energische Zusammenziehung der langen Beugemuskeln, welche ja die kräftigsten Bewegiger der Finger sind, bewirkt stets eine Beugung aller drei Fingergelenke und damit den Schluß der Finger zur Faust. Diese Stellung ist die vierte und wichtigste Endstellung, denn mit ihr halten wir unser Werkzeug, klammern wir uns fest, umspannen wir den Arm des Freundes oder Gegners und so fort.

Damit haben wir die vier wichtigsten Endstellungen unsrer Finger aufgezählt. Dieselben sind dadurch gekennzeichnet, daß stets die beiden Interphalangealgelenke sich übereinstimmend verhalten, d. h. beide gestreckt oder beide gebeugt sind. Bei den noch übrigen vier Stellungen verhalten diese Gelenke sich gegensätzlich.

Nehmen wir an, die Streckmuskeln hätten zunächst die Finger in völlige Streckstellung gebracht, und nun ziehe sich der oberflächliche Beugemuskel kräftig zusammen, während der tiefe erschlafft bleibt. Die Folge wird sein, daß das Mittelgelenk, an welchem unsre Beugesehne mit größerem Hebel angreift als die Strecksehne, sich beugt, bei noch stärkerer Anspannung wird auch das Grundgelenk sich beugen. Dagegen bleibt das Endgelenk gestreckt, nicht etwa weil es noch in Streckung festgehalten wird, denn die zu seiner Streckung dienenden lateralen Stränge der Strecksehne sind in dem Augenblick schlaff geworden, wo das Mittelgelenk gebeugt und dadurch die ganze Strecksehne distalwärts verzogen wurde. Aber weil weder eine streckende, noch, bei erschlafftem tiefem Beuger, eine beugende Kraft auf das Endglied einwirkt, bleibt das Gelenk vermöge des jeder Änderung entgegenwirkenden Reibungswiderstandes in der bisherigen Stellung stehen. Aber es ist nicht in dieser fixiert. Jeder leichte Anstoß von außen genügt daher, um es zu beugen und, wenn es gebeugt ist, es wieder zu strecken.

Durch diese Unmöglichkeit der Fixation des letzten Gelenkes unterscheiden sich diese beiden neuen Endstellungen, nämlich Endgelenk gestreckt, Mittelgelenk gebeugt, Grundgelenk entweder gestreckt oder gebeugt, wesentlich von den bisherigen vier. Aus eben diesem Grunde sind sie auch praktisch ohne Wichtigkeit, denn mit losen Gliedern kann der Mensch nicht arbeiten. Als Teleologen könnten wir auch umgekehrt sagen: Weil diese Stellungen praktisch nicht wichtig sind, hat die Natur keine Vorkehrung getroffen, sie festzuhalten. Weil sie nicht gebraucht werden, sind auch viele Menschen nicht imstande, sie überhaupt herzustellen, innervieren vielmehr beim Versuch dazu unwillkürlich mit dem oberflächlichen auch den tiefen Beugemuskel, so daß die Endphalange sich stets mit der mittleren beugt.

Nun bleiben noch zwei Endstellungen als denkbar übrig, nämlich gebeugtes Endgelenk bei gestrecktem Mittelgelenk und entweder gestrecktem oder gebeugtem Grundgelenk. Diese Stellungen sind aktiv überhaupt nicht herzustellen, weil jede Anspannung des tiefen Beugemuskels zur Beugung des Endgelenks nicht nur auf dieses, sondern auch auf das Mittelgelenk beugend einwirkt. Eine isolierte Festhaltung des letzteren in der Streckung durch die Strecksehne trotz der Beugewirkung des tiefen Beugers ist aber deshalb unmöglich, weil bei Beugung des Endgelenks die ganze Strecksehne distalwärts vorgezogen wird, der zum Mittelglied gehende mediale Sehnenstrang also erschlafft ist, falls das Mittelgelenk etwa passiv in Streckung festgehalten wurde.

Aber auch eine derartige passive oder halbpassive Herstellung dieser Endstellungen ist merkwürdigerweise bei vielen Menschen nicht oder nur unvollkommen möglich; anscheinend deshalb, weil beim Versuch dazu reflektorisch eine Anspannung der kurzen Muskeln, die besonders am

Musculus interosseus dorsalis indicis gut sicht- und fühlbar ist, ausgelöst wird und als Hemmung wirkt. An zwei Leichenhänden fand ich diese Hemmung nicht.

Vorstehende Darstellung bedarf einer Einschränkung. Wenn auch die siebente und achte Endstellung nicht aktiv hergestellt werden können, so kann doch eine in der Richtung dieser Endstellungen liegende geringfügige Bewegung von einigen Personen ausgeführt werden. Sie vermögen, nachdem sie die beiden Interphalangealgelenke in stärkste Streckstellung gebracht haben, das Endglied ein klein wenig aktiv zu beugen, ohne daß das Mittelglied sich wahrnehmbar bewegt. Die mechanische Erklärung dieser Kunstfertigkeit ist einfach. Wir sahen früher (§ 36, Fig. 28), daß bei starker Streckung die Anspannung der zum Endglied ziehenden lateralen Stränge der gemeinsamen Strecksehne etwas nachläßt und, daß infolgedessen das Endglied nur mehr mit geringer Kraft in der Streckung festgehalten wird. Wenn nun der Musculus flexor profundus sich anspannt, wird er das Endglied etwas zu beugen vermögen, während sein Zug auf das von der stärkst angespannten Strecksehne kräftig gehaltene Mittelglied keine nennenswerte Wirkung ausübt. Umfang und Kraft der so erzielten Bewegung im Endgelenk ist natürlich sehr gering, so gering, daß dies Kunststückchen, wie MEYER es nennt, praktische Bedeutung wohl nicht besitzt.

Wenn nur wenige Personen das Kunststückchen fertig bringen, so liegt es jedenfalls daran, daß wir nicht gewohnt sind, den Flexor profundus ohne den Flexor sublimis zu innervieren. Sowie aber letzterer sich mit anspannt, kommt es begreiflicherweise zu einer Beugung auch des Mittelgelenks. (Vgl. MEYER S. 181, R. FICK III, S. 428, HERING 1898, S. 596.)

Wir sahen oben, daß die fünfte und sechste Endstellung nur dadurch aktiv zustande gebracht werden können, daß umgekehrt der Flexor sublimis ohne den Flexor profundus angespannt wird, und daß auch dies nur wenigen Menschen gelingt. Andererseits können diese Kunststückchen erlernt werden (R. FICK III, 1911, S. 428). Diese Tatsachen sind deshalb interessant, weil sie beweisen, daß normalerweise die beiden Beugemuskeln stets gemeinsam arbeiten, eine Tatsache, die uns später noch beschäftigen wird (§ 54).

§ 38. Seitwärtsbewegung und Rollung der vier Finger.

Wir haben bisher die kurzen Muskeln eines Fingers stets als ein gemeinsam arbeitendes Ganze betrachtet. Als solches wirken sie, wie wir sahen, beugend oder streckend. Nun können aber der oder die kurzen Muskeln der lateralen oder der medialen Seite allein oder doch vorzugsweise sich anspannen. Dann kommt es zur Abduktion oder Adduktion, zum Spreizen oder Wiederzusammenführen der Finger. Außerdem besitzt der Zug dieser Muskeln, da er nicht genau in einer Ebene mit der Längsachse der Grundphalange erfolgt, eine tangential Komponente, welche das Glied um seine eigene Längsachse zu drehen strebt. Man bezeichnet diese Bewegung als Rollung und unterscheidet die beiden möglichen Bewegungsrichtungen wie bei der Rollung des Vorderarmes als Pronation und Su-

pination¹⁾. Die Rollung ist ebenso wie die Spreizung nur bei gestrecktem oder schwach gebeugtem Grundgelenk ausgiebig möglich, mit zunehmender Beugung wird sie immer mehr eingeschränkt und schließlich aufgehoben, woran die eigentümliche Gestalt der Gelenkfläche des Metakarpalköpfchens und vielleicht auch die Befestigung und Spannung der Gelenkbänder die Schuld trägt. Man kann sich davon leicht überzeugen, indem man die eigenen Finger mit der andern Hand faßt und passiv rollen macht. Mit der aktiven Ab- und Adduktion ist regelmäßig eine gewisse Rollung verknüpft, und jeder aktiv eingenommenen seitlichen Stellung des Grundgelenks entspricht eine ganz bestimmte Rollung des Fingers um die Längsachse des Grundgliedes; Seitwärtsbewegung und Rollung sind gesetzmäßig und zwangsläufig miteinander verknüpft. Nach welchem Gesetz aber die Verknüpfung statthat, darüber gehen die Meinungen der berufensten Beurteiler auseinander. Nach BRAUNE und FISCHER soll es das von den Bewegungen des Augapfels her bekannte LISTINGSche Gesetz sein, nach STRASSERS Messungen (1917, S. 184) eine etwas andere Regel.

Ich glaube, der Widerspruch zwischen den beiderlei Meinungen wird behoben, der Gegensatz zwischen den beiden Standpunkten überbrückt durch die Beobachtung, daß es Menschen gibt, bei welchen überhaupt keine zwangsläufige Verbindung zwischen aktiver Seitwärtsstellung und Rollung besteht, welche vielmehr imstande sind, die Rollung unabhängig von anderen Bewegungen aktiv zu betätigen. Ich selbst gehöre zu diesen; ich kann bei leicht gebeugtem Grundgelenk meine drei mittleren, im übrigen stillstehenden Finger um etwa 30° rollen. Nach L. FICK (zitiert bei R. FICK 1911, S. 411) soll das anormal sein, doch bin ich mir nicht bewußt, womit ich dies Prädikat in diesem Fall verdient hätte. Vielmehr nehme ich an, daß die besagte Fähigkeit in jedem Menschen ursprünglich angelegt ist, bei den meisten aber nicht ausgebildet wird, da es ihnen genügt, eine kleine Auswahl aus der Fülle der möglichen Bewegungen tatsächlich auszuüben und einzuüben. Die Auswahl aber ist individuell verschieden, und das ist nicht mehr und nicht weniger wunderbar, als daß wir die einzelnen Menschen charakteristisch verschiedene Gehbewegungen sich angewöhnen sehen, wiewohl doch die Ergebnisse der turnerischen und militärischen Erziehung, die jedem den gleichen Gang anlernt, dafür sprechen, daß allen Menschen ursprünglich die gleichen Anlagen innewohnen.

Ferner beobachte ich bei mir und andern, daß bei stärkstmöglicher Streckung der Mittel- und Endphalange eine Rollung im Sinn der Pronation auftritt, am kleinen Finger besonders ausgesprochen. Ich erkläre mir das durch eine zu Schluß der Streckbewegung einsetzende kräftige Anspannung des betreffenden *Musculus lumbricalis*, dessen Zug ja eine pronierende Komponente besitzen muß.

Hier erhebt sich für den nachdenklichen Betrachter die Frage, warum der Mensch zwei so sehr verschiedene anatomische Gebilde, wie die *Musculi*

¹⁾ Mnemotechnische Regel: Wenn die Hand um die durch die Hohlhand gelegte Längsachse rollt, geht bei der Pronation der *pollex* (Daumen), bei der Supination der *digitus subtilis* (dünne Finger) voran; die pronierte Hand nimmt das Brot vom Tisch, die supinierte kann die Suppe löffeln.

interossei und die *Musculi lumbricales* besitzt, ohne daß wir bei unsrer bisherigen Durchmusterung der Funktionen dieser kurzen Muskeln eine unterschiedliche Leistung entdeckt haben. Ich möchte folgende Vermutung wagen: Die kurzen Muskeln treten, wie wir sahen, für den langen Streckmuskel ein, sobald dieser für den Spielraum der vier von ihm überzogenen Gelenke aktiv insuffizient wird. Aber auch die Zwischenknochenmuskeln, obgleich sie nur drei Gelenke und das erste jedenfalls nur mit sehr kleinem Abstand von der Drehachse überziehen, können vermutlich insuffizient oder nahezu insuffizient werden, da sie außerordentlich kurzfasrig sind und die verfügbare Verkürzungsstrecke eines Muskels natürlich der Faserlänge proportional ist (vgl. § 4c Ende, § 37 Anm.). Da treten nun die *Lumbricales* ein, welche dieser Gefahr nicht ausgesetzt sind, da sie zu den langfasrigsten Muskeln des Armes gehören. Außerdem nehmen sie ihren Ursprung an einem Gebilde, der Sehne des tiefen Beugers, welches bei Streckung des Handgelenks, also gerade dann, wenn der lange Streckmuskel in Gefahr steht, insuffizient zu werden, sich proximalwärts verschiebt und dadurch ihrer Verkürzungsstrecke ein Stück zulegt. Endlich wäre für den Notfall eine weitere Zulage durch leichte Anspannung des tiefen Beugers denkbar. Nach dieser Auffassung würden die *Lumbricales* zu den über-suffizienten Muskeln (§ 28) gehören, welche wie die Kaumuskeln derart am Skelett befestigt sind, daß sie, an das Ende der von ihnen zu leistenden Verkürzung angelangt, immer noch erhebliche Kraft zu entwickeln vermögen. Sie würden dadurch die Gewähr für eine jederzeit bis zu Ende durchführbare Streckung der Endgelenke bieten, die *Interossei* dagegen vermöge ihres großen physiologischen Querschnitts — ein Vorzug, den sie sich eben durch ihre geringe Faserlänge erkaufen — der Streckung, wenigstens solange sie voll suffizient sind, eine besonders große Kraft zu geben vermögen. Die einen würden also das Ausmaß, die andern die Energie der Bewegung garantieren, die einen sämtliche Gelenkstellungen wiewohl mit bescheidener Kraft, die andern nur die Hauptarbeitsstellung aber diese mit bedeutender Kraft bedienen (vgl. auch § 49e). Eine ähnliche Arbeitsgemeinschaft haben wir oben (§ 32) bei den Wadenmuskeln angetroffen.

Der *Musculus extensor digitorum communis* hat für gewöhnlich neben der streckenden eine leicht spreizende Wirkung auf die vier Finger. (Näheres bei FROHSE und FRÄNKEL S. 175.)

Unsre bisherigen mechanischen Ableitungen haben wir nur für Mittel- und Ringfinger angestellt. Sie lassen sich aber ohne weiteres auf Zeigefinger und kleinen Finger übertragen. Nur daß bei diesen noch besondere Einrichtungen bestehen, welche einige weitere Bewegungsmöglichkeiten schaffen. Der *Musculus extensor indicis proprius* ist ein durch besondere Selbständigkeit ausgezeichneter und dadurch besonders wertvoller Helfer der Zeigefingerportion des *Extensor communis*; er wirkt nebenbei etwas adduzierend. Die kurzen Muskeln des kleinen Fingers vermögen diesen mitsamt seinem Mittelhandknochen ein Stück in die Hohlhand hineinzuwälzen, eine Bewegung, welche wiewohl nicht sehr zutreffend als *Opposition* bezeichnet wird (FROHSE und FRÄNKEL 1908, S. 224).

Der Daumen.

§ 39. Die Hauptbewegungen des Daumens.

Wesentlich anders als bei den vier Fingern liegen die Verhältnisse beim Daumen. Dieser besitzt nur zwei Phalangen; dafür ist aber der zugehörige Mittelhandknochen (Metakarpale) derart beweglich, daß wir doch einen dreigliedrigen Apparat vor uns haben von im ganzen sogar größerer Beweglichkeit als bei den übrigen Fingern. Wir bezeichnen das Mittelhandglied auch als Wurzelglied des Daumens und fassen die beiden Phalangen als Daumenfinger im engeren Sinn zusammen und unterscheiden sie als Grundglied und Endglied. Wir bezeichnen ferner das Karpo-Metakarpalgelenk als Wurzelgelenk, die beiden andern Gelenke als Grundgelenk und Endgelenk. Das Endgelenk ist ein reines Scharniergelenk, in welchem nur Beugung und Streckung möglich ist. Wir bezeichnen die in der gleichen Ebene stattfindenden Winkelbewegungen (Drehungen) der beiden andern Gelenke gleichfalls als Beugung und Streckung. Außerdem gestatten diese beiden Gelenke noch Winkelbewegungen in jeder andern Richtung. Wir bezeichnen die senkrecht zur Beugungsebene stattfindenden Drehungen wieder als Ab- und Adduktion. Sämtliche Winkelbewegungen sind im Grundgelenk nur wenig ausgiebig; Überstreckung fehlt ganz. Endlich sind im Grund- und Wurzelgelenk Rollungen um die Längsachse der Knochen möglich, die wir als Pronation und Supination unterscheiden. Die Rollung des Daumens ist, schon weil sie sich statt in einem in zwei Gelenken vollzieht, weit ausgiebiger als an den vier Fingern, ich schätze ihren Gesamtbetrag auf etwa $90^\circ = 1 \text{ R.}$

Aus diesen verschiedenen Einzelbewegungen können zusammengesetzte Bewegungen kombiniert werden. Unter diesen ist eine von überragender Bedeutung. Es ist diejenige, vermöge deren wir, wenn wir einen Gegenstand mit den Fingerspitzen erfassen wollen, den Daumen den vier Fingern gegenüberstellen. Wir bezeichnen sie als Gegenüberstellung oder Opposition, die Gegenbewegung, welche den Daumen wieder in eine Reihe mit den andern Fingern ausrichtet, als Rückstellung oder Reposition.

Analysieren wir diese zusammengesetzte Bewegung etwas genauer! Denken wir uns die vier Finger völlig gestreckt, den Daumen rückgestellt, im übrigen adduziert, so daß das Endglied dem Zeigefinger anliegt. Dann bildet die Ebene des Daumennagels mit der Ebene der vier Finger und, was auf das gleiche herauskommt, mit der gemeinsamen Ebene der Nägel dieser Finger einen Winkel von etwa $\frac{1}{2} \text{ R}$ im Sinne der Pronation. Dieser Winkel ist zwangsläufig mit der Rückstellung verbunden, d. h. aktive Rollung unter Festhaltung der übrigen Haltung ist nicht möglich; auch nicht, wenn wir nun den Daumen vom Zeigefinger so weit, als wir es ohne besonderen Kraftaufwand vermögen, entfernen, ohne daß er die Ebene der vier Finger verläßt. Wenn wir aber dann den Daumen volarwärts um den Zeigefinger als Achse in gleichbleibendem Abstand herumführen, was wir im wesentlichen durch Flexion im Grund- und Wurzelgelenk, die zuletzt in Abduktion übergeht, bewirken, dann ist damit zwangsläufig eine pronatorische Rollung von etwa 1 R verbunden.

Der Daumen steht nun opponiert, d. h. mitten vor der übrigen Hand. Beugen wir jetzt die vier Finger, so können wir mit der Spitze eines derselben, etwa des Mittelfingers, die Daumenspitze berühren. Dabei bildet die obere Nagelkante des Mittelfingers mit der des Daumens einen Winkel von etwa $\frac{1}{2}$ R oder nach der andern Seite und unter Berücksichtigung der bisher durchlaufenen Rollung gerechnet, einen Winkel von $1\frac{1}{2}$ R. Dieser Winkel nun wird auf 0 R bzw. 2 R gebracht, d. h. beide Nagelkanten stellen sich parallel, wenn wir beide Fingerspitzen gegeneinander drücken, wobei also eine passive Rollung in beiden Fingern die aktive Rollung vollendet, so daß der etwa zwischen den Fingerspitzen befindliche Gegenstand nunmehr zwischen die beiden Fingerbeeren wie zwischen die beiden Backen eines Schraubstocks zu liegen kommt. Eine mehr oder weniger vollkommene Parallelstellung kann aber auch bereits vor der Berührung der Finger dadurch bewirkt werden, daß wir die Linie der Spitzen der aneinander gepreßten drei mittleren Finger der Daumnagelkante parallel stellen, indem wir den Ringfinger etwas volarwärts, den Zeigefinger etwas dorsalwärts bewegen. Dabei werden diese drei Finger passiv im Sinn der Supination gerollt.

Eine aktive Rollung des im übrigen stillstehenden Daumens ist in Gegenüberstellung ebensowenig möglich wie in Rückstellung. Die Rollung und damit die Richtung der Nagelkante bleibt auch dann nahezu unverändert, wenn wir die Spitze des gegenübergestellten Daumens an den übrigen Fingern entlang führen. Diese Querführung, die entweder kleinfingerwärts oder vom Kleinfinger hinweg erfolgen kann, ist eine weitere wichtige Bewegung. Sie geschieht im wesentlichen durch Ab- und Adduktion in den beiden proximalen Gelenken. Auch die Rollung findet nach DU BOIS-REYMONDS Untersuchungen anscheinend zu etwa gleichen Teilen in diesen beiden Gelenken statt. Der gegenübergestellte Daumen kann im Endgelenk gebeugt und wieder gestreckt und auch in den beiden andern Gelenken in der gleichen Ebene, wiewohl weniger ausgiebig, gedreht werden, ohne daß die Gegenüberstellung aufgegeben wird. Gleichzeitige Beugung im Wurzelgelenk und Streckung in den beiden andern bewirkt die Vorwärtsführung, bei welcher die Daumenspitze sich in der Richtung des gegenüberstehenden Fingers distalwärts bewegt, Streckung im Wurzelgelenk und Beugung in den beiden andern die umgekehrte Bewegung, die wir als Rückwärtsführung bezeichnen wollen. Beide Bewegungen fassen wir als Längsführung zusammen.

Ein geschickter Mensch vermag das Wurzel- und Grundgelenk festzustellen und dabei das Endgelenk lose zu lassen, nicht jedoch das Wurzelgelenk allein zu fixieren, während die beiden andern locker bleiben.

§ 40. Die Muskeln des Daumens und ihre Wirkungen.

Betrachten wir nunmehr die diese Bewegungen bewirkenden Muskeln! (Fig. 31, 32.) Wir haben auch hier wieder lange und kurze Muskeln zu unterscheiden. Die kurzen zerfallen in eine proximale und eine distale Gruppe. Die Muskeln der distalen Gruppe sind morphologisch den Musculi interossei der vier Finger analog. Wie diese setzen sie sich an der Grund-

phalange an und außerdem in aponeurotischer Verbreiterung an der Sehne des langen Streckmuskels¹⁾. Für die mechanische Betrachtung unterscheiden wir eine radiale Halbgruppe (Musculus abductor pollicis brevis und flexor pollicis brevis gemäß der Abgrenzung von GEGENBAUR, RAUBER, POIRIER), welche das radiale Sesambein, und eine ulnare (Musculus adductor pollicis samt dem neuerdings von ihm abgetrennten Musculus interosseus volaris primus nach HENLE), welche das ulnare Sesambein des Grundgelenks überziehen.

Wenn beide Halbgruppen gleichmäßig miteinander arbeiten, so bewirken sie Beugung des Grundgelenks und Streckung des Endgelenks wie an den vier Fingern, außerdem natürlich auch noch Beugung des Wurzelgelenks, wenigstens wenn der Daumen rückgestellt ist, wie wir einstweilen voraussetzen wollen. Wirkt eine Halbgruppe allein oder überwiegend, so ist auch hier Seitwärtsbewegung die Folge, und zwar (radiale) Abduktion, wenn die radiale, Adduktion, wenn die ulnare Halbgruppe sich betätigt. Außerdem wirkt der Flexor brevis rollend im Sinn der Pronation.

Die proximale Gruppe besteht gleichfalls aus einer radialen und einer ulnaren Hälfte, die radiale ist gebildet vom Musculus opponens pollicis. Er liegt unter den beiden Muskeln der distalen radialen Halbgruppe (Musculi abductor und flexor brevis) innig ihnen angeschmiegt und mit ihnen zusammen das Muskelkissen des Daumenballens bildend. Als radiale kurze Muskeln oder Daumenballenmuskeln können wir sie alle drei zusammenfassen. Den ulnaren proximalen Muskel stellt jener Teil des Musculus interosseus dorsalis primus dar, welcher vom Metakarpalknochen des Daumens zur Grundphalange des Zeigefingers zieht. Er bildet mit dem vorerwähnten Adduktor (samt Interosseus volaris primus) aus der distalen Gruppe die Gemeinschaft der ulnaren kurzen Muskeln. Wenn die beiderseitigen proximalen Muskeln zusammenarbeiten, so beugen sie das Wurzelglied; auf ihre Rechnung kommt jene Beugung, welche bei rückgestelltem Daumen und lose gelassenem Grundgelenk bewirkt werden kann. Arbeitet nur einer allein, so wird der Daumen im Wurzelgelenk ad- oder abduziert; vor allem aber wird er durch die einseitige Tätigkeit des Opponens kräftig proniert.

Die langen Muskeln sind der an der Endphalange ansetzende Musculus extensor pollicis longus, der nur bis zum Grundglied gelangende Musculus extensor pollicis brevis, sodann der Musculus flexor pollicis longus, der am Endglied angreift, endlich der Musculus abductor pollicis longus, der außen an der Basis des Wurzelglieds ansetzt. Er wirkt nicht nur abduzierend, wie das sein Name sagt, sondern auch streckend, vor allem aber rollend im Sinne der Supination auf das Wurzelglied. Auch die beiden Extensores sind gleichzeitig Supinatoren; der Extensor longus kann außerdem adduzierend wirken und der Flexor longus desgleichen.

¹⁾ So lehrte SABATIER schon 1764, vgl. FICK, Bd. III, 1911, S. 420. Ebenso POIRIER in seinem Lehrbuch der Anatomie Bd. II, 1901, S. 151 und SPALTEHOLZ in seinem Atlas, Bd. II, 4. Aufl. 1904, S. 320. Andre Autoren dagegen lassen nur den Abductor pollicis brevis Ansatz an der Sehne des langen Streckers gewinnen, nicht jedoch den Flexor brevis und den Adduktor.

Machen wir uns nun klar, wie durch die Wirkung dieser Muskeln die früher aufgezählten Daumenbewegungen zustande kommen! Wir beginnen mit Beugung und Streckung des rückgestellten Daumens. Der lange Beuger beugt sämtliche Gelenke, der lange Strecker streckt sie alle. Der kurze Strecker streckt nur die beiden proximalen Gelenke, die distale Gruppe der kurzen Muskeln beugt dieselben und wirkt nebenbei streckend auf das Endgelenk. Die proximale Gruppe der kurzen Muskeln beugt das Wurzelgelenk. Wir haben also im ganzen fünf selbständig arbeitende Motore zur Beugung und Streckung unsrer drei Gelenke zur Verfügung. Damit sind wir imstande, alle acht theoretisch möglichen Endstellungen (vgl. § 36) aktiv einzustellen und festzuhalten. Daß dem so sein muß, kann man sich etwa folgendermaßen klar machen. Wir strecken zunächst den Daumen in allen seinen Gelenken durch mäßige Anspannung der Musculi extensores bei erschlaffter übriger Muskulatur. Dann spannen wir die das Wurzelglied beugenden proximalen kurzen Muskeln, vor allem den Opponens so weit, bis unter Überwindung der Streckmuskeln die gerade erwünschte Stellung des Wurzelgelenks erreicht ist. Nunmehr beugen wir das Grundgelenk nach Wunsch durch passende Anspannung der distalen kurzen Muskeln. Damit wirken wir freilich auch beugend auf das Wurzelgelenk, aber, indem wir die Anspannung des Opponens entsprechend vermindern, können wir diese Wirkung kompensieren und soweit aufheben, als sie nicht schon durch den vermehrten Zug der infolge der Beugung des Grundgelenks passiv stärker gespannten Streckersehnen kompensiert ist. Endlich innervieren wir den Musculus flexor pollicis longus, bis die erwünschte Stellung des Endgliedes erreicht ist, indem wir, um seine beugende Wirkung auf die beiden bereits richtig eingestellten Gelenke aufzuheben, die andern Beuger soweit als nötig abspannen, oder aber den kurzen Strecker anspannen, soweit nicht die mit der Beugung des Endgelenks verbundene passive Mehrspannung des langen Streckers bereits ausreicht. In dieser oder ähnlicher Weise wird der Leser sich die acht Endstellungen und die dafür nötigen Muskelanspannungen leicht theoretisch zurechtlegen und praktisch am eigenen Daumen vordemonstrieren können. Im übrigen kommen wir später nochmals auf die Frage nach der Zahl und Art der aktiv möglichen Endstellungen zurück (§ 53, 54).

Wenden wir uns nun jenen Leistungen des Muskelapparates zu, durch welche die Ab- und Adduktion sowie die Rotation zustande kommt! Wie wir bereits wissen, wirken bei rückgestelltem Daumen die radialen kurzen Muskeln oder Daumenballenmuskeln als Abduktoren, ganz besonders der nach dieser Tätigkeit benannte Abductor brevis; ihm kommt von den langen Muskeln sein Namensvetter der Abductor longus zu Hilfe. Als Adduktoren sind die ulnaren kurzen Muskeln, vor allem der nach dieser Tätigkeit benannte wichtige Muskel wirksam. Er wird in dieser Aufgabe unterstützt von den Musculi extensor und flexor pollicis longus.

Was die Rollung anlangt, so wird Pronation in erster Linie durch den Opponens bewirkt, der den Daumen im Wurzelgelenk gegen die übrige Hand rotiert, in zweiter Linie durch den Flexor brevis, der außerdem auch noch im Grundgelenk das Grundglied über dem Wurzelglied rollt.

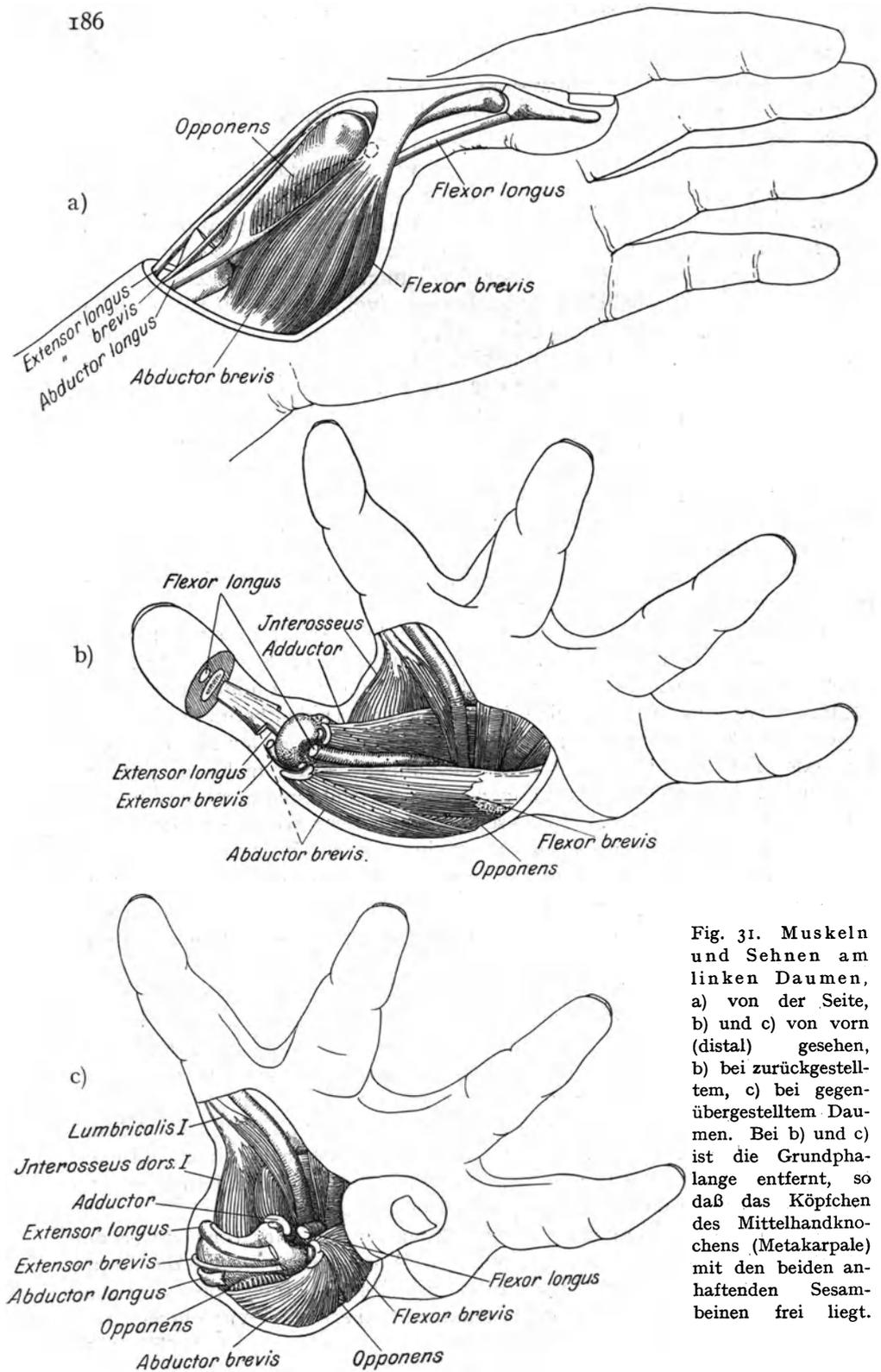
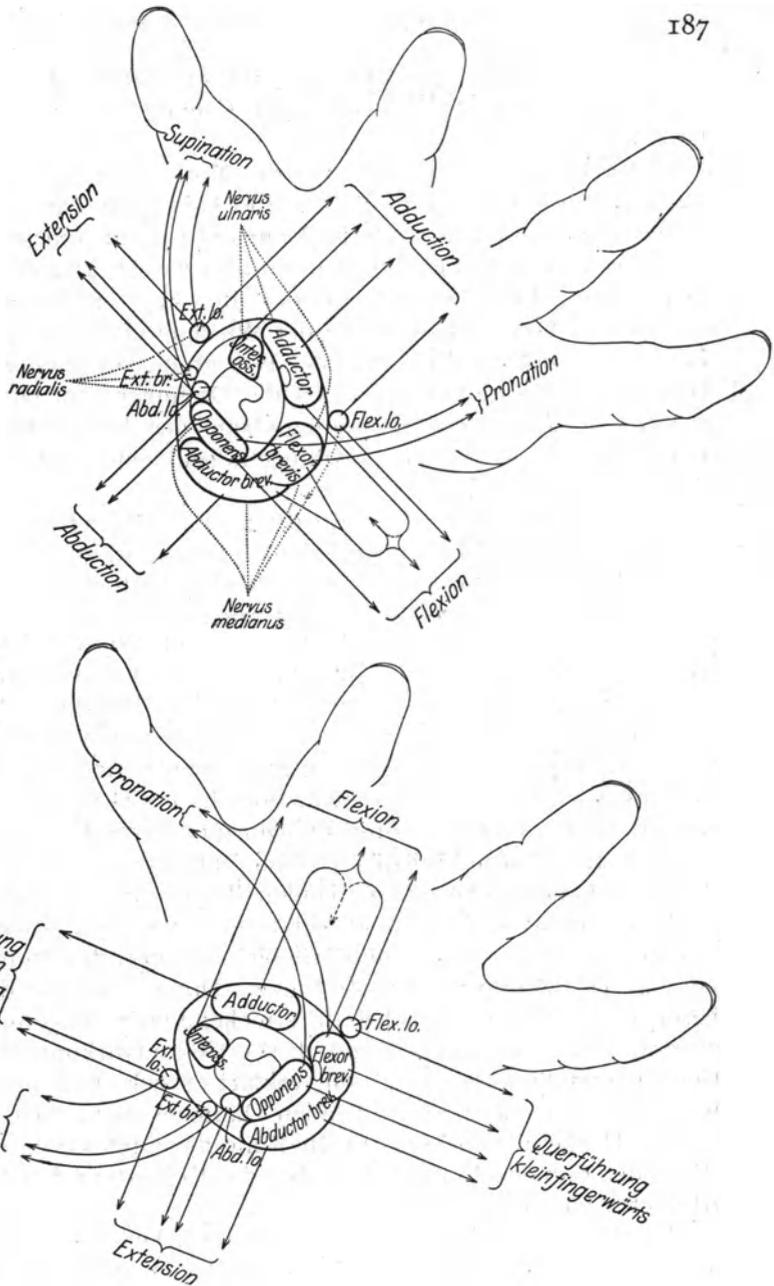


Fig. 31. Muskeln und Sehnen am linken Daumen, a) von der Seite, b) und c) von vorn (distal) gesehen, b) bei zurückgestelltem, c) bei gegenübergestelltem Daumen. Bei b) und c) ist die Grundphalange entfernt, so daß das Köpchen des Mittelhandknochens (Metakarpale) mit den beiden anhaftenden Sesambeinen frei liegt.

Fig. 32. Die Daumenmuskeln und ihre Zugrichtungen, oben bei rückgestelltem unten bei gegenübergestelltem Daumen. Schematische Darstellung im Anschluß an die vorige Figur. Um den in der Mitte angedeuteten Mittelhandknochen sind zwei Ringlinien gezogen: Die Muskeln innerhalb der inneren Ringlinie setzen am Wurzelglied an, die Muskeln außerhalb der äußeren am Endglied; die zwischen beiden Ringlinien am Grundglied. Dem Ansatz entsprechend bewegen die Muskeln ein, zwei oder alle drei Gelenke.



Übersicht.

Sehnen der langen Muskeln		
	Flexor pollicis longus Extensor pollicis longus Extensor pollicis brevis Abductor pollicis longus	
kurze Muskeln	radiale Halbgruppe	ulnare Halbgruppe
distale Gruppe { proximale Gruppe	Flexor pollicis brevis Abductor pollicis brevis Opponens pollicis	Daumenballenmuskeln Adductor pollicis Interosseus dorsalis I

Supination im Wurzelgelenk wird durch den *Abductor longus*, gleichzeitige Supination in Wurzel- und Grundgelenk durch die *Extensores* bewirkt.

Alles bisher Gesagte gilt für die Muskelwirkungen am rückgestellten Daumen. Ein etwas verändertes Bild haben wir nach vollzogener Gegenüberstellung. Jetzt hat sich der Daumenfinger um einen rechten Winkel im Kranz seiner Muskeln gedreht und dabei die Ansätze derselben mitgenommen, während die Ursprünge in der alten Lage stehengeblieben sind. Eine entsprechende Verschiebung in der Wirkung der einzelnen Muskeln ist die notwendige Folge. (In betreff der Benennung sei festgesetzt, daß wir auch bei gegenübergestelltem Daumen die Drehungen im Grund- und Wurzelgelenk, welche in der Bewegungsebene des Endgelenks stattfinden, als Beugung und Streckung, Drehungen senkrecht dazu als Ab- und Adduktion bezeichnen.)

Die Beugung geschieht jetzt durch die beiden *Flexores* in Zusammenarbeit mit dem *Adduktor* und dem *Interosseus*, die Streckung durch die beiden *Extensores*, denen jetzt die beiden *Abductores* helfen.

Die Abduktion, welche wir jetzt auch als Querführung kleinfingerwärts bezeichnen, wird außer vom *Abductor brevis* von den beiden *Flexores* besorgt, die entgegengesetzte Querführung vom kleinen Finger hinweg durch den *Adduktor*, dem die *Extensores* zu Hilfe kommen. Der *Adduktor* ist jetzt zugleich der hauptsächlichste Beuger der beiden proximalen Gelenke; seine Gegenspieler als Strecker dieser Gelenke sind die *Abductores longus* und *brevis*. Auch der *Interosseus dorsalis I* wirkt adduzierend und ist besonders dann, wenn die Fingerspitzenzange zwischen Daumen und Zeigefinger betätigt wird, kräftig wirksam, um zusammen mit dem *Adduktor* die Mittelhandknochen dieser beiden Finger einander zu nähern.

Die Supination wird auch jetzt noch von den beiden *Extensores* in Gemeinschaft mit dem *Abductor longus* besorgt, die Pronation vom *Opponens* unter Beihilfe des *Flexor brevis*. Daraus daß alle diese, die Rollung besorgenden Muskeln gleichzeitig streckend oder beugend, ab- oder adduzierend wirken und auf Grund dieser Gesamtwirkung Rückstellung oder Gegenüberstellung herbeiführen, erklärt es sich, daß isolierte aktive Rollung des im übrigen stillstehenden Daumens nicht möglich ist.

Die Herbeiführung und Festhaltung der Opposition ist wesentlich das Werk der radialen kurzen Muskeln, die Reposition das der Strecker samt *Abductor longus*.

An der Hand der beigefügten anatomischen Fig. 31a, b und c sowie des Schemas Fig. 32 wird der Leser, hoffe ich, vorstehende Ausführungen über die Muskelmechanik des gegenüber- und des rückgestellten Daumens an seiner eigenen Hand sich anschaulich klarmachen und zugleich von ihrer Richtigkeit sich überzeugen können. Volle Klarheit und Sicherheit über diese Dinge können allerdings nur messende anatomische Untersuchungen liefern, welche einstweilen noch ausstehen.

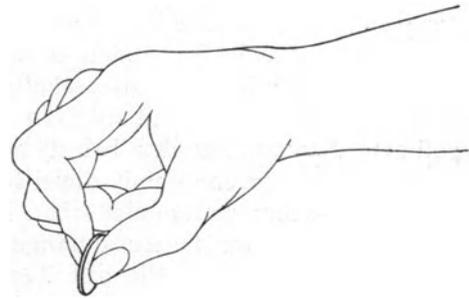
Die anatomischen Figuren habe ich nicht nach der Leiche, sondern nach dem lebenden unverletzten Menschen gezeichnet, indem ich in die äußeren Körperformen die anatomischen Gebilde, welche ich vorher am Leichen-

präparat studiert hatte, hineinzuschauen suchte. Der Betrachter soll dadurch in den Stand gesetzt werden, in das, was er am lebenden Körper sieht und tastet, seinerseits die anatomische Struktur einzutragen und so wirklich lebendige anatomische Vorstellungen zu gewinnen. Die benutzten anatomischen Präparate wurden mir durch die Güte des Direktors des hiesigen anatomischen Instituts Professor KEIBEL und seines Assistenten Dr. FORSTER zur Verfügung gestellt.

Die Daumenballenmuskeln kann man wohl als die wichtigsten Muskeln des Daumens bezeichnen, insofern als sie die Gegenüberstellung erst flektierend, dann abduzierend und immer gleichzeitig pronierend herbeiführen und festhalten. Da der Nervus medianus die Daumenballenmuskeln fast ausschließlich versorgt, dazu noch den langen Daumenbeuger, so wird durch seine Lähmung die Daumenfunktion besonders schwer geschädigt, demnächst durch die Lähmung des Nervus radialis, der die beiden Extensores und den Abductor longus innerviert, welche die Hauptgegenspieler der dem

Fig. 33. Fingerspitzenschluß bei Schwäche der kurzen Finger-muskeln. Das Endglied des Daumens ist „umgekippt“, da der kräftigen Wirkung des langen Beugemuskels infolge der Schwäche der kurzen Muskeln keine genügende Streckwirkung entgegengestellt wird. Das Grundglied des Daumens ist stark gestreckt, weil die Beugewirkung des Musculus adductor fehlt; der Daumen unvollkommen opponiert, da die Daumenballenmuskeln zu schwach sind. Patient des § 107.

Vgl. auch § 106 Seite 555.



Medianus unterstellten Muskeln sind, am wenigsten schwer durch eine Lähmung des Nervus ulnaris, welcher wesentlich die ulnaren kurzen Muskeln, also vor allem den Adduktor innerviert. Fällt der Adduktor aus, so muß für die Beugung, und das ist bei gegenübergestellten Daumen dasselbe wie die Heranbewegung des Daumens an die vier Finger, der Flexor pollicis longus allein aufkommen. Das hat zur Folge, daß die Kraft des „Fingerspitzenschlusses“ sich vermindert und weiter, daß, wenn der Patient durch verstärkte Anspannung des langen Beugers beim Greifen diesen Mangel auszugleichen sucht, der Daumen gelegentlich umkippt, d. h. im Grundgelenk überstreckt wird, während das Endgelenk sich rechtwinklig beugt, so daß der Daumen mit der Fingerspitze und der oberen Nagelkante statt mit der Vola des Endgliedes zufaßt. Daß das Endgelenk sich beugt, während das Grundgelenk, auf welches doch der Beuger mit größerem Hebel wirkt, gestreckt wird, kommt daher, daß der Gegendruck der anderen Finger und des gefaßten Gegenstandes auf das Endgelenk mit kleinem, auf das Grundgelenk mit großem Hebel wirkt (Fig. 33).

Meist ist an der nervösen Versorgung des Musculus flexor pollicis brevis neben dem Medianus der Ulnaris beteiligt; ausnahmsweise gilt dies auch für andre Daumenballenmuskeln (CUNNINGHAM, FLEMMING). Durchtrennung des Medianus bewirkt dann nicht völlige Lähmung, sondern nur Schwächung der betreffenden Muskeln.

Die fünf Finger.

§ 41. Die Ruhelagen und die pathognomonischen Stellungen der Finger.

Wir haben bisher fast nur von den Endstellungen der Finger gesprochen. Wir wollen jetzt auch über die Ruhelage, d. h. jene Stellung, welche die Finger einnehmen, wenn alle ihre Muskeln erschlaft sind, uns Rechenschaft geben. In der Ruhelage sind beim Gesunden die vier Finger mäßig gebeugt, im Grundgelenk um knapp, im Mittelgelenk um reichlich $\frac{1}{2}$ R, während das Endgelenk nahezu gestreckt ist (Fig. 29). Der Daumen zeigt leichte Beugung in allen Gelenken und steht zwischen Gegenüberstellung und Rückstellung, jedoch der letzteren näher, so daß die Nagelebene mit der Handfläche (Metakarpalebene) etwa einen rechten Winkel bildet. Das Handgelenk ist als gerade gestreckt angenommen (§ 23). Daß diese Haltung die Ruhelage ist, schließe ich daraus, daß ich sie bei mir selber als diejenige ausprobiert habe, bei welcher die Empfindung einer Muskelspannung am vollständigsten schwindet. Bei diesem Probieren lasse ich die Hand als Ganzes mit dem Kleinfingerballen auf dem Tisch, an dem ich sitze, aufruhem, so daß die Handfläche senkrecht steht und der Einfluß der Schwere auf die Finger möglichst ausgeschaltet ist. Oder aber ich lasse stehend Arm samt Hand völlig lose und schlaff herunterhängen. Die auf Tabelle 11 durchgeführte Berechnung der bei dieser Haltung statthabenden Länge der Musculi extensor communis digiti III und flexor sublimis digiti III zeigt, daß diese beiden antagonistischen Muskeln in der Tat hierbei entspannt sind. (Denn es ist die Zusatzlänge bei Ruhelage für erstern Muskel mit +1,17 cm kleiner als die auf Tabelle 9 berechnete Entspannungslänge von +1,84 rechts und +1,28 cm links, und es ist ebenso die Zusatzlänge bei Ruhelage für letzteren Muskel mit -1,63 cm kleiner als die Entspannungslänge von -1,20 bzw. -0,48 cm. Die Ruhelage liegt also streckwärts von der Entspannungsstellung des Streckers und beugwärts von der Entspannungsstellung des Beugers, mithin innerhalb des gemeinsamen Gebiets der Entspannung beider Muskeln.) Leider fehlen für die übrigen Finger-muskeln die anatomisch-mechanischen Angaben, um auch für sie die gleiche Berechnung durchzuführen, oder um direkt die Winkel der Ruhelage in korrekter Weise zu berechnen, wie wir das später für das Handgelenk tun werden. Doch können wir uns einstweilen mit dem Ergebnis unsrer primitiven Ermittlungsmethode begnügen.

Sobald nun ein oder mehrere Muskeln gelähmt sind, wird die Ruhelage eine andre. Sie nähert sich dabei mehr oder weniger der einen oder andern unsrer Endstellungen (§ 37), deutet diese gewissermaßen an oder erreicht sie auch in extremen Fällen völlig, und zwar jeweils diejenige Endstellung, welche beim Gesunden dann zustande kommt, wenn die noch funktions-tüchtigen Muskeln als einstellende Muskeln, wie wir es genannt hatten (§ 25), tätig sind. Diese Ruhelage ist oft für die betreffende Lähmung so charakteristisch, daß man aus ihr mit einem Blick die Diagnose ablesen kann. Nur angedeutet finden wir die pathologische Ruhelage besonders dann, wenn durch therapeutische Maßnahmen einer Schrumpfung der Muskulatur entgegengewirkt worden ist, wie wir das früher besprochen. Das aus-

gesprochene pathognomonische Bild tritt aber sofort hervor, wenn der Patient eine Bewegung auszuführen sich bemüht, bei welcher die Betätigung der jetzt gelähmten Muskeln besonders wichtig wäre. Welche Stellungen dabei zustande kommen, ergibt sich aus unsern bisherigen Betrachtungen über die Wirkung der einzelnen Finger Muskeln. Machen wir uns dies im einzelnen klar (Fig. 34)!

Wenn bei gleichzeitiger Lähmung der Nervi ulnaris und medianus die Finger nur noch unter der Herrschaft der langen Streckmuskeln stehn, so ist die Streckstellung zur Ruhelage geworden, und jeder Innervationsimpuls führt nur zu noch stärkerer Streckung. Dabei ist jedoch das Grundgelenk am stärksten gestreckt oder sogar überstreckt, die Interphalangealgelenke sind gewöhnlich nicht völlig gestreckt. Gleichzeitig sind die Finger gespreizt, da der Musculus extensor communis eine abduzierende Nebenwirkung besitzt. Der Daumen ist gleichfalls gestreckt und abduziert dank der Wirkung der Musculi extensores pollicis und abductor longus. Tritt wie häufig in diesen Fällen eine Schrumpfung der gelähmten langen Beuger und damit eine leichte lähmungssinnige Kontraktur ein, so vermindert sich die Streckung und insbesondere beugen sich die Grundgelenke und die ganze Ruhelage nähert sich der normalen. Sowie man aber den Patienten die Faust schließen heißt, tritt die Unfähigkeit der Fingerbeugung in Erscheinung oder vielmehr der ausreichenden Fingerbeugung, da eine gewisse Beugung vermittels Ersatzbewegung durch Überstreckung des Handgelenks zustande kommt (§ 29a, Fig. 91 in § 72c). Ich möchte dies häufig schon in der Ruhelage deutliche, stets aber beim Versuch des Faustschlusses sich einstellende charakteristische Bild als klaffende Hand bezeichnen.

Wenn außer den langen Streckmuskeln auch noch die Musculi interossei wirksam sind, so wird der ganze Finger gleichmäßig steif gestreckt. Dies ist der Fall beim Zeigefinger und Daumen des Medianusgelähmten. Der Daumen liegt überdies rückgestellt und supiniert dem Zeigefinger an, nahezu in einer Flucht mit ihm als Folge der durch keine Gegenmuskeln in Schranken gehaltenen Wirkung der Musculi extensores und adductor pollicis. Diese Daumenstellung hat zu der Bezeichnung Affenhand Anlaß gegeben, da bei den meisten Affen der nur unvollkommen ausgebildete Daumen einer richtigen Gegenüberstellung unfähig ist. Wenn der Patient eine Faust zu machen versucht, bleiben diese beiden Finger starr gestreckt, es sieht aus, als wolle er an den Fingern abzählen und sei eben bis zur Zahl Zwei gelangt (Starrgestreckte Finger und Hand des Einszwei-Zählenden).

Besitzt der Patient außer den langen Streckern auch die langen Beuger, fehlen ihm aber die kurzen Muskeln (Lähmung der kurzen Finger Muskeln) so erhalten wir als Ruhelage die Kralle, welche ja, wie wir oben sahen, durch Anspannung sämtlicher langen Muskeln unter Ausschaltung der kurzen zustande kommt. Dabei schrumpfen die ihrer Antagonisten an den distalen Gelenken beraubten langen Beuger, während eine Schrumpfung des langen Streckers zumeist ausbleibt. Oft finden wir nur eine angedeutete Krallenstellung; das Grundgelenk nicht gestreckt, sondern nur

schwächer gebeugt als beim Gesunden, die Interphalangealgelenke dagegen stärker gebeugt. Doch tritt sofort ausgesprochene Krallenstellung ein, wenn der Patient die Finger zu strecken sich bemüht.

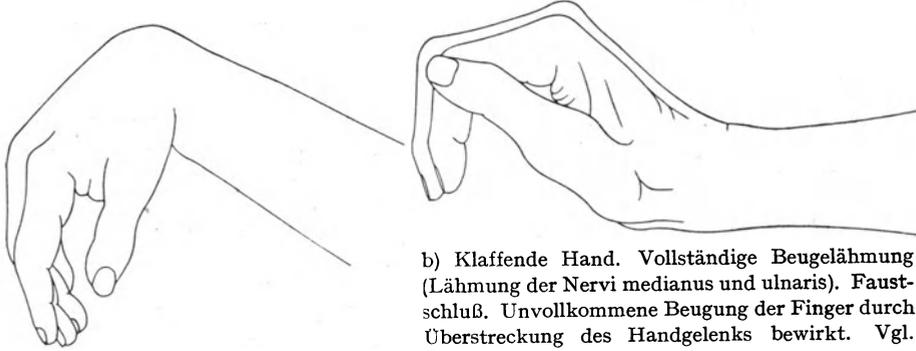
Fehlt außer den kurzen Muskeln auch noch der tiefe lange Beuger, wie das bei den ulnaren Fingern des Ulnarisgelähmten der Fall ist, so bleibt die Beugung des Endgelenks aus und wir bekommen statt der richtigen Kralle, die früher als fünfte Endstellung (und als erste der vier ungewöhnlichen Endstellungen) beschriebene Haltung: Grundgelenk gestreckt, Mittelgelenk gebeugt, Endgelenk wieder gestreckt und dabei nicht fixiert. Diese Beugung im mittleren Gelenk bei Streckung des letzten Gelenks fällt sofort als abnorm auf; sie erinnert an das Zusammenklappen eines Taschenmessers oder das Knicken eines Stabes und wir wollen demgemäß hier von Knickfingern reden. Häufig kommt es zu einer Schrumpfung des gelähmten langen Beugers und damit zu einer lähmungsinnigen Verschiebung der Ruhelage und Kontraktur (§ 34). Wir sehen dann alle drei Fingergelenke gebeugt, das mittlere aber stärker als die beiden andern, vor allem viel stärker als das Endgelenk, so daß auch hier das gegensätzliche Verhalten der beiden Interphalangealgelenke, das wir mit dem Ausdruck Knickfinger kennzeichnen, noch deutlich ist. Nur ist es jetzt statt der fünften die sechste der früher besprochenen Endstellungen, die wir vor uns haben: Grund- und Mittelgelenk gebeugt, Endgelenk gestreckt oder fast gestreckt.

Im ersten Augenblick kann das Gesamtbild einer solchen Hand, bei welcher zur Ulnarislähmung sich eine Beugekontraktur gesellt hat, an die soeben beschriebene Haltung des eins-zwei-zählenden Medianusgelähmten erinnern. Genauere Beobachtung läßt freilich sofort den Unterschied erkennen, indem hier die ulnaren, dort die radialen Finger die unbeweglichen und in pathologischer Stellung festgehaltenen sind, hier beim Versuch des Fingerstreckens die pathognomonische Haltung eintritt (indem die ulnaren Finger geknickt bleiben), dort beim Versuch die Finger zur Faust zu beugen (indem die radialen Finger starr gestreckt verharren), und hier die Beugung der ulnaren Finger ein Zusammenknicken, dort eine normale alle Gelenke gleichmäßig beteiligende Beugung ist.

Der Daumen des Ulnarisgelähmten steht infolge des Ausfalls des *Musculus adductor pollicis* stärker als sonst proniert.

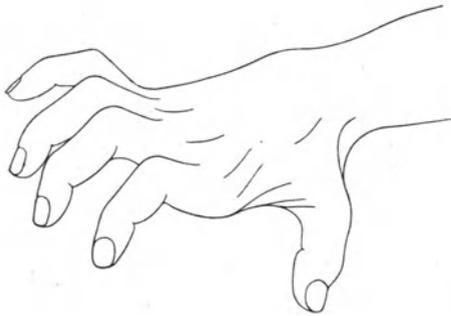
(Die Abbildung des DUCHENNESchen Patienten Murret, welche als Ulnarislähmung durch die Lehrbücher wandert, ist eine ausgesprochene Krallenhand und nach meiner Ansicht ein Fall der später zu beschreibenden Lähmung der kurzen Finger Muskeln, vgl. DUCHENNE 1872, S. 326 ff. und unsre Fig. 186 in der zweiten Hälfte dieses Werkes. Eine gute Abbildung einer Ulnarislähmung gibt LÉTIÉVANT S. 80.)

Besitzt der Patient nur noch die kurzen Muskeln, so kommt es zur Schaufelstellung. Eben diese finden wir, wenn bloß die langen Streckmuskeln fehlen, die Wirkung der langen Beuger aber durch starke Beugung des Handgelenks, welche diese Muskeln, wie wir wissen, der Grenze ihrer aktiven Insuffizienz nahe bringt, beeinträchtigt ist. Dies ist bei dem Radialisgelähmten der Fall. Wenn der Patient eine Anstrengung zum Hand-



a) Tropfhand. Vollständige Radialislähmung. Ruhelage bei gerade vorgestrecktem Arm.

b) Klaffende Hand. Vollständige Beugelähmung (Lähmung der Nervi medianus und ulnaris). Faustschluß. Unvollkommene Beugung der Finger durch Überstreckung des Handgelenks bewirkt. Vgl. Fig. 183 in § 105 c.



d) Kralle. Lähmung der kurzen Finger-muskeln. Streckung. Patient des § 107.



c) Angedeutete Kralle. Lähmung der kurzen Finger-muskeln. Ruhelage. Patient des § 107.



e) Knickfinger. Ulnarislähmung. Ruhelage.



g) Knickfinger. Ulnarislähmung mit lähmungssinniger Kontraktur. Ruhelage. Die drei ulnaren Finger konnten von dem Patienten aktiv überhaupt nicht bewegt werden.



h) Starrgestreckter Finger und Affenhand. Medianuslähmung. Ruhelage.



i) Hand des Eins-zwei-Zählenden. Medianuslähmung. Faustschluß.

Fig. 34. Pathognomonische Stellungen.

geben macht, so bleibt die Hand unbewegt und hängt aus dem Handgelenk lose herunter, die Finger hängen aus dem Grundgelenk. Das Ganze sieht so aus, als ob der Patient das Wasser von der nassen Hand wollte abtropfen lassen. Diese „Tropfhand“ ist sehr charakteristisch. Der Daumen steht dabei der Opposition näher als der Reposition und ist etwas in die Hohlhand eingeschlagen als Wirkung der gesamten kurzen Muskeln, denen keine Extensoren mehr entgegenarbeiten.

§ 42. Verrichtungen der Finger.

Wir haben bisher nur von einzelnen Bewegungen der Finger gesprochen. Wir wollen jetzt noch die wichtigsten aus diesen sich zusammensetzenden Verrichtungen betrachten. Wir gebrauchen Hand und Finger vor allem, um Gegenstände zu ergreifen, festzuhalten, die festgehaltenen zu bewegen und zuletzt wieder loszulassen. Zwei Hauptarten des Fassens und Haltens sind zu unterscheiden: der Faustschluß und der Fingerspitzen-schluß (Fig. 35). Beim Faustschluß umklammern die in allen drei Gelenken gebeugten vier Finger den Gegenstand. Sie können ihn aber nur dann völlig umschließen, wenn er ziemlich dünn ist, etwa wie ein Bleistift. Bei dickeren Objekten — und gerade für diese kommt der Faustschluß hauptsächlich in Betracht — muß die Hohlhand mithelfen und insbesondere der Daumenballen, welcher in Oppositionsstellung übergehend sich gegen den zu haltenden Gegenstand geleget.

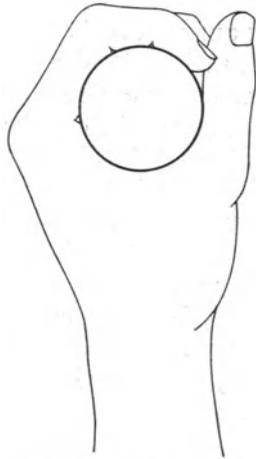
Beim Fingerspitzen-schluß (Spitzgreifstellung, Spitzgriff SCHLESINGER) fassen wir den Gegenstand zwischen den Fingerbeeren einerseits des Daumens, andererseits der drei mittleren Finger oder auch nur eines oder zweier derselben, wobei die radialen vor den ulnaren bevorzugt werden. Der kleine Finger nimmt nur ausnahmsweise teil. Der Daumen ist gegenübergestellt und meist ein wenig gebeugt, die Finger sind in allen Gelenken etwas, im Grundgelenk meist am stärksten gebeugt.

Die Faust ist die weitaus kräftigere der beiden Zangen; mit ihr fassen und handhaben wir große und schwere Gegenstände, mit ihr halten wir den eigenen Körper fest. Die Fingerspitzenzange ist die beweglichere und dient deshalb zum Halten kleinerer Gegenstände, welche mit Geschicklichkeit gehandhabt werden sollen. Während wir nämlich zur Bewegung der Faust und dessen, was wir in ihr halten, nur das Handgelenk und außerdem natürlich Schulter- und Ellenbogengelenk zur Verfügung haben, können wir für die Fingerspitzenzange auch noch die Fingergelenke zu Hilfe nehmen und die Zange samt dem gefaßten Gegenstand innerhalb der Hand selbst verschieben.

Als erste Hauptart der Bewegungen der Fingerspitzenzange innerhalb der Hand ist das Heranholen und Hinwegschieben zu nennen. Das Heranholen kommt dadurch zustande, daß sowohl der Daumen wie der oder die mithaltenden Finger im proximalen Gelenk gestreckt, in den beiden distalen gebeugt werden, das Hinwegschieben dadurch, daß umgekehrt im proximalen Gelenk Beugung, in den beiden distalen Streckung stattfindet. Diese Bewegung haben wir beim Daumen bereits als Vorwärtsführung und Rückwärtsführung, beide zusammen als Längsführung kennen-



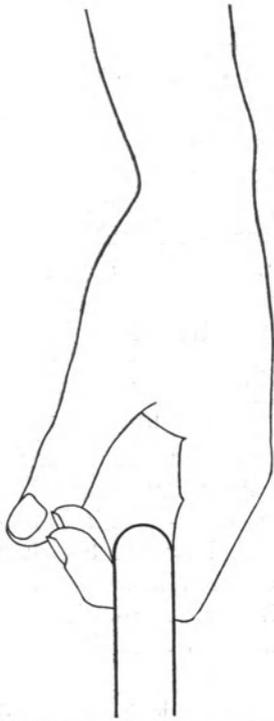
a) Geballte Faust.



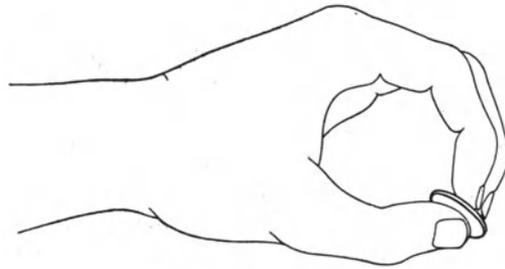
b) Umklammernder Faustschluß.



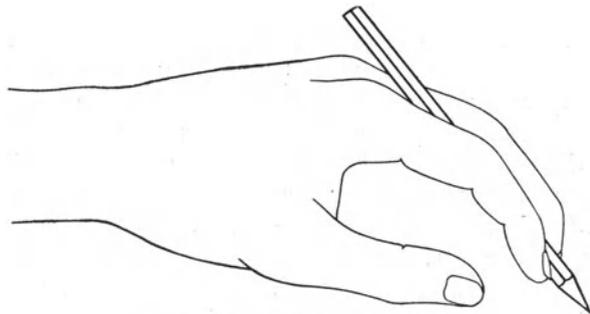
c) Klemmender Faustschluß.



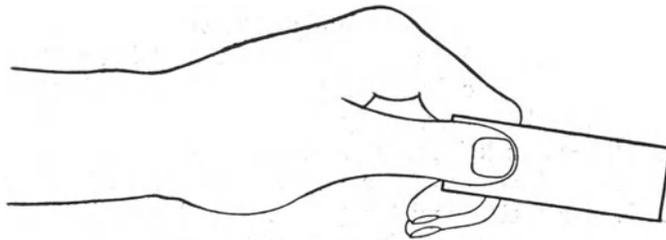
d) Hakenartiger Faustschluß (Fausthaken).



e) Fingerspitzenschluß.



g) Fingerseitenschluß.



h) Daumen-Zeigefingerseitenschluß.

Fig. 35. Hauptarten des Fingerschlusses.

gelernt. Was die vier Finger anlangt, so ist die Vorwärtsführung, wie wir sie ja auch hier nennen können, jene Bewegung, die zur Schaufelstellung, die Rückwärtsführung, jene welche zur Krallenstellung hinbringt. Daraus ergibt sich auch, welche Finger Muskeln dabei tätig sind: beim Hinwegschieben die kurzen Muskeln, beim Heranholen die langen, und zwar vor allem die langen Beuger. Die Mitwirkung des langen Streckers kann deshalb entbehrt werden, weil der Druck, welchen die gegeneinander gelegten Fingerspitzen ausüben, ein Drehmoment im Sinn der Streckung darstellt, das für die distalen Gelenke nur geringe, für das proximale Gelenk (Grundgelenk) aber infolge des langen Hebels bedeutende Größe besitzt und daher an diesem Gelenk die Wirkung der angespannten Beugeschnen zu überwinden vermag (vgl. Fig. 42, Seite 226), während es an den Interphalangealgelenken von der Kraft der angespannten Beuger überwunden wird.

Dies Heranholen und Hinwegschieben ist bei der Handhabung des Schreib- und Zeichenstifts von Bedeutung. Es befähigt uns ohne Verschiebung des Unterarms Striche in der Richtung der Unterarmachse zu führen. Striche senkrecht zu dieser Richtung werden durch Drehung im Handgelenk bewirkt oder aber durch eine Bewegung, welche wir als ein Dorsal- und Volarwärtsdrehen der Zange in den proximalen Fingergelenken bezeichnen können. Das Dorsalwärtsdrehen geschieht durch Adduktion und Flexion des Daumens im Wurzel- und Grundgelenk, wobei er gegen die andre Zangenhälfte andrängt und diese, die federnd nachgibt, dorsalwärts schiebt mitsamt dem zwischenliegenden Schreibstift. Das Volarwärtsdrehen kommt umgekehrt durch Beugung von Zeige- und Mittelfinger im Grundgelenk und federndes Nachgeben des Daumens zustande. Durch Kombination von Strichen beider Richtungen können Kurven jeder Art auf der Schreibfläche aufgebracht werden. Zwecks Herstellung weit- ausfahrender Striche und ganzer Buchstabenzeilen muß die Hand auf dem Papier verschoben werden. Zu diesem Ende werden Bewegungen in Ellenbogen und Schulter zu Hilfe genommen. Aber auch bei kurzen Strichen wird den besprochenen Bewegungen der Zange noch durch leichte Drehungen der Hand und Rollungen des Vorderarms nachgeholfen. Erst durch diese wird jederzeit das genaue Anliegen der Schreibspitze an der Papierfläche gewährleistet.

Die Bewegungen des Vorder- und Oberarms können die beschriebenen Bewegungen in den Hand- und Fingergelenken völlig vertreten, doch verliert die Schrift dadurch bedeutend an Feinheit und Genauigkeit. Unsre Gelähmten freilich sind vielfach genötigt überwiegend oder ganz aus den großen Armgelenken zu schreiben. Bemerkenswert ist, daß der Radialisgelähmte, wie aus unsrer obigen Analyse leicht zu entnehmen ist, aus den Fingergelenken zu schreiben vermag, freilich mit verminderter Sicherheit, da die langen Streckmuskeln, wenn sie auch zum Heranholen und Hinwegschieben und zum Dorsal- und Volarwärtsschieben der Fingerzange nicht nötig sind, doch als Gegenspieler (Moderatoren) an diesen Bewegungen normalerweise teilnehmen und dadurch erst denselben die Festigkeit und Treffsicherheit geben. Das Heranholen und Hinwegschieben ist ferner von

Wichtigkeit beim Auflesen und Wiederweglegen kleiner Gegenstände wie Samenkörner, Stecknadeln.

Beim Heranholen und Hinwegschieben bleibt der gefaßte Gegenstand in der Fingerzange an gleicher Stelle fest. Wir können ihn aber auch innerhalb der Zange bewegen, d. h. umwälzen, indem wir die beiden Hälften der Zange gegeneinander verschieben. Das kann wieder in zweierlei Richtung geschehen: Querverschiebung der Zangenhälften und dadurch Querwälzung des Gegenstandes erhalten wir, wenn wir den Daumen in der früher besprochenen Weise längs der andern Finger querführen, Längsverschiebung und Längswälzung, wenn wir die soeben beschriebenen Bewegungen der Vor- und Rückwärtsführung mit den beiden Hälften der Zange, d. h. dem Daumen einerseits, den andern Fingern andererseits nicht gleichsinnig und gleichzeitig, sondern jeweils nur mit einer Hälfte allein oder mit beiden gleichzeitig aber in entgegengesetztem Sinn ausführen.

Eine Wälzbewegung ist nötig zum Öffnen und Schließen eines Knopfes. Da dem Radialisgelähmten infolge des Ausfalls der *Musculi extensores pollicis* die Abduktion des gegenübergestellten Daumens und damit die Querführung in der Richtung vom Kleinfinger hinweg fehlt, so ist für ihn das Wälzen in der entsprechenden Richtung unmöglich, das Knöpfen daher mit gewissen Schwierigkeiten verbunden, welche jedoch dadurch überwunden werden können, daß er sich mit den ihm verbliebenen Wälzbewegungen behelfen lernt. Dem Medianusgelähmten ist die Gegenüberstellung und damit natürlich auch jede von dieser Stellung ausgehende weitere Bewegung genommen. Der Ulnarisgelähmte benutzt als Fingerspitzenzange bloß die drei radialen Finger, ist aber dann in ihrem Gebrauch nur insofern beeinträchtigt, als die Kraft des Zufassens durch den Wegfall des *Musculus adductor pollicis* vermindert ist, wie wir das früher (§ 40) besprachen.

Nicht nur das Schließen, auch das Öffnen der Zange ist von Wichtigkeit. Je weiter die Öffnung, je größer die Greifweite oder Spannung, um so umfangreichere Gegenstände können wir fassen. Die Öffnung geschieht durch gleichzeitige Streckung der vier Finger in allen Gelenken sowie durch Streckung und Rückstellung des Daumens. Der Radialisgelähmte ist hier natürlich besonders benachteiligt.

Neben den besprochenen beiden wichtigsten Arten von Greifzangen, dem Faustschluß und dem Fingerspitzenschluß sind noch zwei seltner gebrauchte Arten kurz zu erwähnen. Da ist der Fingerseitenschluß, welcher darin besteht, daß wir einen Gegenstand, etwa einen Schreibstift in seiner ganzen Länge zwischen zwei Finger, meist Mittel- und Zeigefinger, die dabei gleichmäßig leicht gebeugt gehalten werden, einklemmen, also nicht die Fingerbeeren, sondern die seitlichen Flächen der Finger von beiden Seiten her gegen ihn andrücken. Der Gesunde benutzt diese Greifmöglichkeit nur ganz ausnahmsweise; es gibt Leute, welche mit dieser Federhaltung schreiben. Nicht selten aber sehen wir Gelähmte, welche den Daumen nur unvollkommen zu regieren verstehn, sich dieser Ersatzzange bedienen. So pflegen Medianus- aber auch Radialisgelähmte auf diese Weise zu schreiben. Damit diese Zange arbeite, genügt es, daß die kurzen Finger-

muskeln ihre ab- und adduzierende Wirkung entfalten. Etwaige Steifigkeiten und Kontrakturen schaden nicht, sondern gestatten oft im Gegenteil den Stift noch fester einzuklemmen. Zum Einführen desselben muß natürlich die andre Hand zu Hilfe genommen werden.

Ein Mittelding zwischen dieser Zange und der Fingerspitzenzange ist der Daumen-Zeigefingerseitschluß. Hier wird der Gegenstand zwischen die Fingerbeere des Daumens und die radiale Seitenfläche des gebeugten Zeigefingers, vorzüglich jene des Mittelgliedes eingeklemmt. Auf diese Weise fassen wir gelegentlich leichte flache Gegenstände, z. B. eine Visitenkarte oder ein Billett, welches wir einem andern vorweisen. Auch die Führung der Schere geschieht im wesentlichen mittels dieses Schlusses. Hierbei kommt uns die besonders ausgesprochene seitliche Beweglichkeit des Zeigefingers zustatten, welche ihm sein Extensor proprius und der starke Interosseus dorsalis primus verleiht. Den Gelähmten sehen wir gelegentlich einen weit umfangreicheren Gebrauch von diesem Schluß machen und, wenn ihm etwa bei Lähmung der kurzen Fingermuskeln die Fähigkeit fehlt, den Daumen gegenüberzustellen, wie das zum richtigen Fingerspitzen-schluß nötig ist, an dessen Stelle diesen Schluß insbesondere zum Halten des Schreibstifts verwenden (Fig. 187 der zweiten Hälfte).

Keine Greifzange sondern ein Greifhaken ist die sehr wichtige Abart des Faustschlusses, die wir den hakenartigen Faustschluß oder Fausthaken nennen. Wir benützen ihn, um einen Eimer oder Koffer an seinem Henkel hochzuheben, um ein Seil heranzuholen, uns selbst an der Reckstange hochzuziehen und um die meisten Werkzeuge zu handhaben. Während beim umklammernden Faustschluß alle drei Fingergelenke gleich stark gebeugt sind, werden beim Fausthaken nur die beiden Interphalangealgelenke kräftig, das Grundgelenk dagegen wird nur schwach gebeugt. Die Fingerhaltung stimmt also mit jener überein, die wir oben (§ 41, Fig. 34c) als angedeutete Krallen bezeichnet und als durch gleichzeitige Anspannung sämtlicher langen Fingermuskeln zustande kommend erkannt haben. Aber äußerlich der Krallen gleich, ist der Fausthaken innerlich und mechanisch wesentlich von ihr verschieden, insofern er, genau wie die umklammernde Faust, lediglich durch die Kontraktion der langen Fingerbeuger bewirkt wird. Der Leser wird fragen, wie es möglich ist, daß die Tätigkeit dieser Muskeln, während sie sonst zum umklammernden Faustschluß führt, jetzt die Finger bloß zum Haken biegt. Die Antwort ist, daß in diesem Fall der gefaßte Gegenstand die Fingerhaltung mit bestimmt, indem er auf das Grundgelenk kräftig streckend einwirkt. Unsere spätere rechnerische Analyse wird das des Genaueren dartun (§ 49c u. Fig. 38 und 39).

Endlich sind vom umklammernden Faustschluß noch zwei Spielarten abzutrennen. Nämlich erstens die geballte Faust, bei welcher die Finger leer und möglichst eng geschlossen werden, und dann der klemmende Faustschluß, bei welchem der Gegenstand nicht von allen Seiten gedrückt wird, sondern nur zwischen dem Daumenballen und den Mittelgliedern der vier Finger eingespannt wird. Es ist dies derjenige Griff, mit welchem wir die Hand des Freundes beim Handschlag umfassen und als Kinder sie wohl auch im Scherz so stark zusammenpreßten, daß es ihn schmerzte. Es ist

zugleich ein Griff, der für den Arzt deshalb besonderes Interesse hat, weil wir mit ihm das Dynamometer, d. i. das zur Messung des Handdrucks übliche Instrument fassen. Wir werden uns deshalb mit seiner Mechanik später noch genauer befassen (§ 51).

§ 43. Das Handgelenk und die eigentlichen Handgelenksmuskeln.

Das Handgelenk besteht streng genommen aus zwei Gelenken, welche in verwickelter Weise zusammen arbeiten und in ihrer Beweglichkeit sich gegenseitig ergänzen, wie das die anatomische Forschung des Genaueren klargelegt hat (vgl. LANGER, FICK, 1911). Für die mechanische Betrachtung kann man ohne großen Fehler die beiden anatomischen Gelenke ersetzt denken, durch ein einziges Kugelgelenk, dessen Drehpunkt mitten im Kopf des Os capitatum gelegen ist, das aber nicht wie sonstige Kugelgelenke drei Grade der Freiheit, sondern deren nur zwei besitzt. Denn freie Rollung der Hand um die Längsachse des Vorderarms ist zwar anatomisch durch den Bau des Gelenks gestattet, aber physiologisch unmöglich, weil die das Gelenk bewegenden Muskeln nicht in der hierzu erforderlichen Weise zusammen zu arbeiten vermögen. Dagegen ist mit jeder Drehung, d. h. jeder Veränderung des Winkels zwischen Handachse und Vorderarmachse im allgemeinen eine ganz bestimmte Rollung zwangsläufig verknüpft (BRAUNE und FISCHER 1887, S. 225) ähnlich wie bei den Bewegungen des Augapfels, wo dieses Gesetz zuerst von LISTING festgestellt und dann nach ihm genannt wurde. Die Rollbewegung im Handgelenk ist jedoch nur wenig ausgiebig. Indem wir sie vernachlässigen, können wir das Handgelenk mit einer für unsre besondern Zwecke ausreichenden Genauigkeit als ein Doppelscharniergelenk auffassen, das um zwei senkrecht aufeinanderstehende Achsen, welche sich im Kopf des Os capitatum schneiden, drehbar ist. Es besitzt dementsprechend zwei Hauptbewegungsrichtungen, die beliebig kombiniert werden können und die wir als Beugung (Beugung—Streckung, Flexion—Extension) und als Seitwärtsbewegung (radiale und ulnare Abduktion) unterscheiden. Diese beiden Richtungen sind dadurch gekennzeichnet, daß das Ausmaß der möglichen Drehung in der erstern Richtung am größten, nämlich etwa $180^\circ = 2 R$ ist, in der letztern am kleinsten, nämlich nur $\frac{1}{2}$ bis $\frac{2}{3} R$ ist, und ferner dadurch, daß die Ebene der Beugung senkrecht zur Handfläche und zur gemeinsamen Fläche der vier Finger steht.

Betrachten wir nun das System der das Handgelenk bewegenden Muskeln (Fig. 36), dann fällt uns auf, daß dieses System keineswegs nach dem Schema jener beiden Hauptrichtungen angeordnet ist. Wir finden nicht etwa einen Muskel, der die Streckung, und nur diese besorgt, einen zweiten, der der Beugung vorsteht, einen dritten, der gerade nach der Seite zieht usf. Vielmehr greifen alle wichtigen Muskeln so an, daß sie schräg ziehen und daher gleichzeitig sowohl beugen oder strecken als auch abduzieren, und zwar bald das eine stärker bald das andre, in welcher Erkenntnis man sich natürlich durch die anatomische Nomenklatur, welche immer nur die eine Bewegungskomponente berücksichtigt, nicht darf irremachen lassen. Eine reine Streckung oder eine reine Seitwärtsbewegung kann also

nur dadurch zustande kommen, daß die anderweitige Komponente des oder der betreffenden Muskeln aufgehoben wird. Dies kann auf zweierlei Weise geschehen. Erstens so, daß ein anderer geeigneter Muskel sich so weit anspannt, daß eine Komponente von gleicher Größe aber entgegengesetztem Vorzeichen zustande kommt, das ist dann die früher besprochene (§ 25) muskuläre Kompensation, zweitens so, daß eine der Hemmungsrichtungen des Gelenks die Aufhebung der unerwünschten Komponente besorgt. Betrachten wir zuerst die erstgenannte und beim Gesunden wohl ausschließlich wirksame Weise.

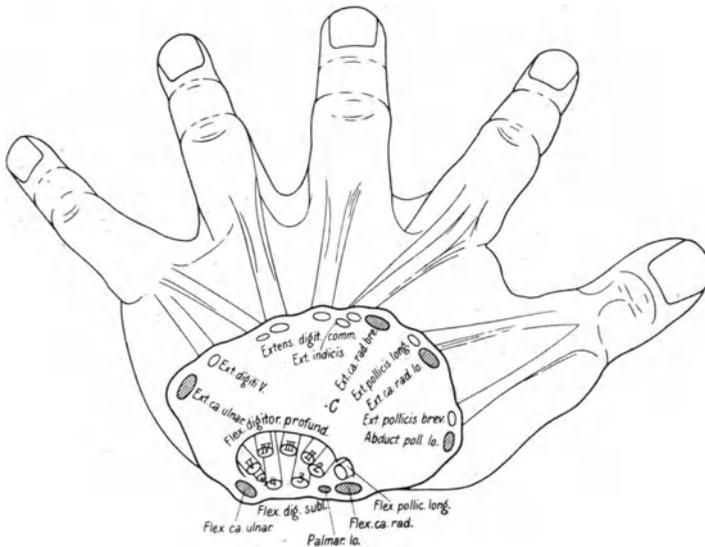


Fig. 36. Die Sehnen am Handgelenk. Schematische Darstellung in Anlehnung an Fig. 37. C Drehpunkt des Handgelenks, im Kopf des Os capitatum gelegen. Die Querschnitte der Sehnen der sieben eigentlichen Handgelenksmuskeln sind schraffiert. Die Sehnen der Fingerbeuger liegen im Canalis carpi.

Die Musculi extensores carpi radiales können reine Streckung der Hand nur dann bewirken, wenn die durch ihre Anspannung gleichzeitig gesetzte Tendenz zu radialer Abduktion etwa durch den passend angespannten Musculus extensor carpi ulnaris unwirksam gemacht wird. Da dieser Muskel nicht nur abduziert, sondern auch extendiert, so hilft er gleichzeitig zur beabsichtigten Streckbewegung mit. In der Tat dürfen wir wohl annehmen, daß normalerweise jede reine Handstreckung durch Zusammenarbeit dieser drei Muskeln herbeigeführt wird.

Dabei muß aber die Stärke, mit welcher die drei Muskeln sich anspannen derart abgewogen sein, daß die abduzierenden Komponenten sich gegenseitig aufheben. Wie das geschieht, wird unsre spätere Berechnung zeigen. Fällt einer der beiden radialen Extensoren aus, so ist trotzdem eine gerade Streckung möglich, wiewohl mit geringerer Kraft; letzteres deshalb, weil nicht nur der ausgefallene Muskel fehlt, sondern auch der ulnare Extensor sich nunmehr bloß mit einer geringern Anspannung beteiligen darf, wenn nicht die Hand nach der ul-

naren Seite hinübergezogen werden soll. Fällt dagegen der ulnare Extensor aus, so ist gerade Anhebung bei erschlafften Fingern überhaupt nicht mehr möglich. Dies bereits aus der theoretischen Überlegung sich ergebende Verhalten fand ich an einem Manne bestätigt, dessen Nervus radialis durch einen Schuß in den Unterarm derart gelähmt war, daß die Musculi brachioradialis und extensores carpi radiales noch innerviert wurden, die Musculi extensor carpi ulnaris und extensores digitorum (deren motorische Nerven sich weiter distalwärts vom gemeinsamen Stamm des Nerven lösen) nicht mehr: bei jeder Anhebung der Hand wich dieselbe nach der Daumenseite ab, was dem Patienten sehr unangenehm war.

Man könnte fragen, ob denn der Musculus flexor carpi ulnaris nicht auch imstande ist, die radiale Komponente der radialen Handgelenksstrecker aufzuheben? Gewiß ist er das, aber gleichzeitig wirkt er als Flexor auch der extendierenden Komponente derselben entgegen, und da das Verhältnis seiner abduzierenden Wirkung zur flektierenden etwa dasselbe ist, wie das Verhältnis der abduzierenden zur extendierenden bei jenen beiden, so ist klar, daß er genau in dem Maße, in welchem er die Abduktion beseitigt, auch die Extension aufhebt. Allerdings sollte, wenn er statt mit beiden radialen Extensoren nur mit dem kurzen zusammen arbeiten würde, dessen abduzierende Wirkung verhältnismäßig schwächer ist als die extendierende, noch eine schwache rein extendierende Gesamtwirkung übrigbleiben. In der Tat zeigt die in Tabelle 7 gemäß § 44 angestellte Berechnung, daß dies zutrifft. Wenn der eben erwähnte Patient mit partieller Radialislähmung trotzdem die Hand nicht gerade anzuheben vermochte, so lag die Schuld wohl daran, daß er die zur Verwirklichung dieser Möglichkeit nötige besondere und normalerweise nie gebrauchte Innervation noch nicht gelernt hatte. Vielleicht hat DUCHENNE, der angibt, daß der Extensor carpi radialis brevis für sich allein die Hand gerade anhebe (1885, S. 122), Patienten gesehen, welche diese Geschicklichkeit erworben hatten. Im übrigen ist seine Behauptung, daß der in Rede stehende Muskel keine radial abduzierende Wirkung habe, heute wohl allgemein als unzutreffend erkannt. Immer aber kann die auf diesem Wege stattfindende reine Streckung nur von sehr geringer Kraft sein, zu einigermaßen energischer Streckung ist der ulnare Handgelenksstrecker unentbehrlich, und zwar, wie wir erkannt haben, nicht sowohl wegen seiner streckenden als wegen seiner seitwärts ziehenden Wirkung. Die streckende Komponente dieses Muskels ist nämlich verhältnismäßig sehr gering, so gering, daß er nicht imstande ist, für sich allein die Hand über die Horizontale zu erheben (HERING 1898, S. 565, BESSER S. 51).

Ganz anders verhält sich sein ulnarer Partner, der Flexor carpi ulnaris. Dieser wirkt etwa ebenso stark beugend wie abduzierend. Ja DUCHENNE hat ihn für einen reinen Beuger erklärt und ihm die Seitwärtsbewegung abgesprochen. Wie war dieser offenkundige Irrtum möglich? DUCHENNE reizte die einzelnen Muskeln mit starken elektrischen Strömen. Eine isolierte Zusammenziehung unsres Muskels bewegt, da die abduzierende und die beugende Komponente etwa gleich stark sind, die Hand aus der Normalstellung schräg volar- und ulnarwärts. Aber diese Bewegung er-

reicht bereits nach einer Drehung von nur etwa $\frac{1}{3}$ R ihr Ende, da die Hand dann an der, wie wir wissen, engen Grenze ihrer seitlichen Beweglichkeit angelangt ist und die Hemmungsmechanismen des Gelenks, vor allem das radiale Seitenband, in Tätigkeit treten. Damit ist weitere ulnare Abduktion unmöglich gemacht, nicht aber volare Flexion. Diese Komponente der Bewegung bleibt also unbehindert, die Hand wird weiter gebeugt und zwar nochmals um etwa $\frac{2}{3}$ R bis die sehr viel weiter gelegene Grenze auch dieser Bewegung erreicht ist. Dabei geht die gewonnene Abduktion wieder fast ganz verloren, da mit zunehmender Beugung der mögliche seitliche Ausschlag immer geringer wird. Das schließliche und bleibende Ergebnis der Bewegung ist daher eine fast reine Beugung; die teilweise Seitwärtsbewegung dagegen ist eine rasch vorübergehende Episode, welche der Beobachtung entgehen kann. Um uns aber von dem Vorhandensein der seitlichen Komponente mit voller Sicherheit zu überzeugen, brauchen wir nur die beugende Komponente durch eine geeignete Gegenwirkung aufzuheben. Normalerweise besorgt, wenn wir die Hand ulnarwärts bewegen, der *Musculus extensor carpi ulnaris* diese Gegenwirkung. Versagt dieser Muskel wie z. B. bei Radialislähmung, so müssen wir ihn in geeigneter Weise ersetzen, wie wir das später sehen werden.

Warum aber ist der *Extensor ulnaris* nicht imstande, in gleicher Weise die Hand zu strecken wie der *Flexor* sie zu beugen vermag? Weil eben bei ihm die streckende Komponente zu schwach ist im Verhältnis zur seitwärts bewegenden und daher nicht imstande, den Reibungswiderstand zu überwinden, welchen die angespannten Hemmungsvorrichtungen der Bewegung entgegenstellen. Dieser Widerstand ist nämlich nach dem bekannten physikalischen Gesetz dem anpressenden Druck, d. h. in diesem Fall der Kraft der seitlichen Komponente proportional. Die Änderung im Verhältnis der beiden Komponenten hat also einerseits eine Mehrung des Widerstandes, andererseits eine Minderung der Kraft, welche ihn überwinden sollte, zur Folge.

Die radiale Abduktion wird durch das Zusammenarbeiten der *Musculi extensores carpi radiales* und des *Musculus abductor pollicis longus*, der in erster Linie Seitwärtsbeweger der Hand (und nicht des Daumens) ist, bewirkt; der *Flexor carpi radialis* hilft auch etwas mit. Ulnare Abduktion tritt ein bei Zusammenarbeit der beiden *Musculi flexor und extensor carpi ulnaris*.

Die Volarflexion endlich wird von den *Musculi flexores carpi und palmaris longus* besorgt unter Beihilfe des *Musculus abductor pollicis longus*, dessen Aufgabe dabei wesentlich in der Aufhebung der starken ulnaren Komponente des ulnaren Flexors besteht.

Werfen wir nun noch einen Blick auf Haltung und Bewegung des Handgelenks bei Nervenlähmungen. Hier ist vor allem die Tatsache wichtig, daß alle jene Handgelenksbeweger, welche vorzugsweise abduzierend wirken, von dem der Streckung vorstehenden *Nervus radialis* versorgt werden (*Musculi extensores carpi radiales und ulnaris, Musculus abductor pollicis longus*). Solange dieser Nerv unversehrt ist, ist daher nicht nur die Streckung, sondern auch die Seitwärtsbewegung möglich, selbst wenn

beide Beugenerven gelähmt sind. Die Kraft der seitlichen Bewegungen ist dann freilich vermindert, aber immerhin noch etwa halb so groß wie bei Zusammenarbeit aller Muskeln und damit für die meisten Zwecke ausreichend. Vgl. die Berechnung in Tabelle 7. Ist dagegen der Nervus radialis gelähmt, dann ist nicht nur die Extension, sondern auch die Abduktion schwer beeinträchtigt; außerdem zeigt die Hand in der Ruhelage abgesehen von der starken Beugung eine, gewöhnlich nur leichte, Ulnarabduktion, da die meisten der noch wirksamen Muskeln, so insbesondere der *Musculus flexor carpi ulnaris* und die *Flexores digitorum* die Hand ulnarwärts ziehn.

Wir haben bisher stillschweigend angenommen, daß die Finger erschlafft sind. Ist das nicht der Fall, treten vielmehr die das Handgelenk überziehenden langen Fingerbeuger in Tätigkeit, so ist auch ihre Wirkung mit in die Rechnung einzustellen, wodurch diese noch etwas verwickelter, aber prinzipiell nicht anders ausfällt. Verwickelter vor allem deshalb, weil diese Muskeln nicht nur, wie ihr Name anzeigt, extendierend und flektierend, sondern am Handgelenk auch seitwärts bewegend wirken, und zwar die Muskeln des Daumens radialwärts, die der drei ulnaren Finger ulnarwärts abduzierend, während beim Zeigefinger die Strecker eine radiale, die Beuger eine ulnare Komponente aufweisen.

Eine wesentlich neue Aufgabe aber erwächst den eigentlichen Handgelenksbewegern in ihrer Eigenschaft als Mithelfer zum Faustschluß. Wir sahen früher (§ 29), daß die Sehnen der Fingerstreckmuskeln, auch wenn sie gänzlich erschlafft sind, relativ zu kurz sind, um völlige Beugung aller Fingergelenke samt dem Handgelenk zu erlauben, die Beugemuskeln dagegen relativ zu lang, um bei solcher Gelenkstellung noch kräftig zu wirken. Passive und aktive Insuffizienz, wie wir es genannt hatten, kommen zusammen und erzeugen die bekannte Erscheinung, daß ein kräftiger Faustschluß bei gebeugtem Handgelenk unmöglich ist. Damit die Finger kraftvoll fassen können, muß also das Handgelenk gestreckt oder noch besser leicht überstreckt gehalten werden. Und diese Aufgabe fällt für gewöhnlich ausschließlich den drei *Musculi extensores carpi* zu, denn eine Mitwirkung der Fingerstrecker kommt nur ausnahmsweise in Betracht (§ 46 g). Dabei wird der Anteil jedes einzelnen dieser drei ein etwas verschiedener sein, je nachdem, ob die radialen oder die ulnaren Finger stärker angespannt werden und je nachdem daher eine größere oder eine geringere ulnare Komponente auszugleichen ist. Ist die Anspannung aller Finger gleichmäßig stark, so ist das Verhältnis ihrer handgelenkbeugenden Wirkung zur abduzierenden etwa das gleiche, nur mit umgekehrten Vorzeichen, wie bei den *Musculi extensores carpi radiales*. Diese sind daher die eigentlichen Faustschlußhelfer, während der *Musculus extensor carpi ulnaris* hierbei weniger wichtig ist als beim Anheben der geöffneten Hand, das wir oben besprachen. Wir werden das alsbald des Genaueren sehen.

Endlich dürfte dem langen radialen Strecker noch eine weitere Sonderaufgabe zugewiesen sein. Dieser Muskel ist nämlich im Gegensatz zu den übrigen eigentlichen Handgelenksbewegern ein ausgesprochen zweigelenkiger Muskel. Außer seiner streckenden und abduzierenden Wirkung am

Handgelenk besitzt er noch einen erheblichen beugenden Einfluß auf das Ellenbogengelenk. Die mehrgelenkigen Muskeln aber sind, wie wir früher (§ 8) besprachen, vor allem als Feststellmuskeln für den Organismus wertvoll. So auch unser Muskel: er ist derjenige, der gleichzeitig Hand und Ellenbogen in der richtigen Lage festhält, wenn wir einen in der Faust gefaßten Gegenstand in Mittelstellung zwischen Supination und Pronation vor uns her tragen, so etwa einen am Henkel gefaßten Krug oder einen langen Stab, einen Speer.

Mechanik der Hand und der Finger auf Grund von Messungen und Berechnungen.

Statik des Handgelenks.

§ 44. Die Ruhelage des Handgelenks.

Wir haben bei unsern bisherigen Betrachtungen über die Tätigkeit der Hand- und Fingermuskeln rechnerische Hilfsmittel heranzuziehen vermieden. Um zu weitem Ergebnissen zu gelangen, ist es jedoch nötig, mechanische Betrachtungen in streng mathematischer Form anzustellen. Die Möglichkeit dazu ist uns durch die im allgemeinen Teil durchgeführten Überlegungen und die dabei entwickelten Formeln sowie durch das in unsern Tabellen niedergelegte Zahlenmaterial gegeben.

Wir fahren mit der im vorigen Abschnitt begonnenen Untersuchung über die Mechanik des Handgelenks fort und stellen zunächst die Frage: welches ist die Ruhelage, die das Handgelenk unter dem Einfluß der nicht innervierten eigentlichen Handgelenksbeweger einnimmt, wenn also weder die Schwere noch die langen Fingermuskeln mitsprechen? Die Ruhelage ist dadurch gekennzeichnet, daß die Summe der Drehmomente aller sieben eigentlichen Handgelenksmuskeln gleich Null ist, und zwar sowohl für Beugung-Streckung, wie für Seitwärtsbewegung. Wir dürfen von vornherein annehmen, daß alle sieben Muskeln nur schwach angespannt sein werden, daß sie also in der dem ersten Teilstück der Kurve des nicht innervierten Muskels entsprechenden Phase sich befinden, also das in unsern Formeln mit \dot{m} bzw. \dot{m} bezeichnete Drehmoment ausüben (vgl. § 10e). Für die Länge l gilt gemäß früherer Überlegung (§ 5e):

$$l = L - \Sigma L + \varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \psi \left(\frac{s}{\psi} \right)$$

und also für unsre Drehmomente:

$$\dot{m} = \frac{QrE}{L} \left(\varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \psi \left(\frac{s}{\psi} \right) - \Sigma L \right),$$

$$\dot{m} = \frac{QrE}{L} \left(\varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right) + \psi \left(\frac{s}{\psi} \right) - \Sigma L \right),$$

wobei wir mit r , s , φ Hebel, Weg und Winkelausschlag in beugend-strecken-der Richtung, mit r , s , ψ die entsprechenden Größen bei Seitwärtsbewegung

bezeichnen (vgl. auch Tabelle 28). Wir haben also zur Berechnung der gesuchten die Ruhelage charakterisierenden Handgelenkwinkel φ und ψ die Gleichungen (vgl. § 23):

$$\begin{aligned} 0 &= \Sigma \dot{m} = \varphi \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right) + \psi \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right) - \sum \left(\frac{Qr}{L} \Delta L \right), \\ 0 &= \Sigma \ddot{m} = \varphi \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right) + \psi \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right) - \sum \left(\frac{Qr}{L} \Delta L \right), \\ \varphi &= \frac{\sum \left(\frac{Qr}{L} \Delta L \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right) - \sum \left(\frac{Qr}{L} \Delta L \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right)}{\sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right) - \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right)}, \\ \psi &= \frac{\sum \left(\frac{Qr}{L} \Delta L \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right) - \sum \left(\frac{Qr}{L} \Delta L \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right)}{\sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right) - \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\psi} \right) \sum \left(\frac{Qr}{L} \frac{s}{\varphi} \right)}. \end{aligned}$$

Indem wir die Zahlenwerte der Tabelle 8 einsetzen, erhalten wir:

$$\begin{aligned} \varphi &= \frac{(+1,721)(-0,322) - (-1,264)(+0,033)}{(-0,139)(-0,322) - (+0,035)(+0,033)} = \frac{-0,512}{+0,044} = -12^\circ, \\ \psi &= \frac{(+1,721)(+0,035) - (-1,264)(-0,139)}{(+0,033)(+0,035) - (-0,322)(-0,139)} = \frac{-0,115}{-0,044} = +2^\circ. \end{aligned}$$

Das Ergebnis dieser Berechnung ist also, daß die Ruhelage des Handgelenks von der Normalstellung, die durch die Winkel $\varphi = 0$ und $\psi = 0$ gekennzeichnet ist, sich nur wenig unterscheidet, und zwar im Sinn einer leichten Überstreckung, entsprechend der Hauptarbeitsstellung der Hand beim Faustschluß. Die Entspannungsstellungen der einzelnen Muskeln wiederum, wie sie Tabelle 4 anzeigt, stehen sämtlich dieser Ruhelage sehr nahe. Die Länge der Muskeln bei Ruhelage ist demnach von der natürlichen Länge nur wenig verschieden. Die Abweichung beträgt nur bei dem unwichtigsten dem Musculus palmaris longus über $\frac{1}{2}$ cm (genau $(\Phi - \varphi) \frac{s}{\varphi} = (12 + 12)(-0,027) = -0,65$ cm) bei allen andern erheblich weniger. Wir begehen also keinen wesentlichen Fehler, wenn wir diese geringe Abweichung vernachlässigend die Länge dieser Muskeln bei Ruhelage der natürlichen Länge gleichsetzen. Dies Ergebnis ist für uns praktisch wichtig und wertvoll, denn diese Vereinfachung erleichtert uns die weitere Betrachtung und Berechnung außerordentlich.

§ 45. Beugung und Seitwärtsbewegung des Handgelenks.

Indem wir annehmen, daß die eigentlichen Handgelenksbeweger bei Ruhelage des Gelenks und bei der nur unwesentlich von ihr verschiedenen Normalstellung des Gelenks (vgl. § 60a) natürliche Länge besitzen, haben wir für die Berechnung des von jedem derselben aktiv auf das Gelenk bei diesen Stellungen ausgeübten Drehmoments die sehr einfachen Formeln

$$\text{für Beugung und Streckung: } M = KQr,$$

$$\text{und für Seitwärtsbewegung: } \mathfrak{M} = KQr,$$

d. h. das Drehmoment ist gleich dem Querschnitt-Hebelprodukt multipliziert mit der in der Querschnittseinheit entwickelten Kraft (§ 5b, § 10). (Auch für die das Handgelenk überziehenden langen Fingermuskeln dürfen wir annehmen, daß sie bei geeigneter Fingerhaltung sämtlich natürliche Länge einnehmen, wenn das Handgelenk normal steht. Daß solche Fingerhaltung möglich ist, läßt sich für den oberflächlichen Beuger und den gemeinsamen Strecker des Mittelfingers aus den in unsern Tabellen mitgeteilten Messungen [Tabelle 9 und Bemerkung dazu in § 41 eingangs] leicht ableiten. Für die übrigen Fingermuskeln dürfen wir wohl ohne weiteres ein analoges Verhalten annehmen.) Die demgemäß berechneten Drehmomente finden sich in unsrer Tabelle 6 verzeichnet. Außerdem in der Fig. 37 veranschaulicht.

Eine Betrachtung dieser Figur macht alle die in § 43 besprochenen Eigenschaften der Handgelenksmuskeln uns im Bilde deutlich. Wir sehen das verschiedene Verhalten der beiden Musculi carpi ulnares: der Extensor fast nur Seitwärtsbeweger, der Flexor in gleichem Maße Beuger. Wegen dieser seiner starken seitlichen Wirkung dürfen wir den ulnaren Extensor, wenn wir das Handgelenk bei sonst erschlaffter Muskulatur gerade anheben, strecken wollen, nicht gleich stark innervieren wie die radialen Extensoren, sondern, wenn wir diese voll arbeiten lassen, jenen nur mit einem Bruchteil x seiner Kraft heranziehen, oder wenn wir diese nur mit einer gewissen beschränkten Innervationsstärke anspannen, dann jenen nur mit dem Bruchteil x dieser Stärke.

Um diesen Bruchteil zu berechnen, überlegen wir folgendermaßen. Es soll, so wünschen wir, keine Seitwärtsbewegung zustande kommen, also müssen die abduzierenden Komponenten unsrer drei Streckmuskeln sich gegenseitig aufheben, d. h. $\sum \mathfrak{M} = 0$ sein. Indem wir nun gemäß § 10i durch ein kleines übergesetztes Dach Drehmomente gleicher Innervationsstärke und durch die Indices r_{lo} , r_{br} , u die Musculi extensores radialis longus, radialis brevis und ulnaris kennzeichnen, schreiben wir:

$$0 = \sum \mathfrak{M} = \mathfrak{M}_{r_{lo}} + \mathfrak{M}_{r_{br}} + x \mathfrak{M}_u .$$

Mithin ist:

$$x = - \frac{\mathfrak{M}_{r_{lo}} + \mathfrak{M}_{r_{br}}}{\mathfrak{M}_u} .$$

Nun ist $\mathfrak{M} = K Q r$. Die spezifische Muskelkraft K dürfen wir vernachlässigen, d. h. gleich 1 setzen, da sie bei gleicher Innervationsstärke und bei natürlicher Länge stets und für alle Muskeln denselben Wert hat (vgl. § 4c: $i = K/\bar{K}$). Wir können also für die Drehmomente \mathfrak{M} die Querschnitt-Hebelprodukte $Q r$ und für diese die Werte unsrer Tabelle 6 einsetzen und erhalten:

$$x = - \frac{7,43 + 3,40}{-14,99} = 0,72 .$$

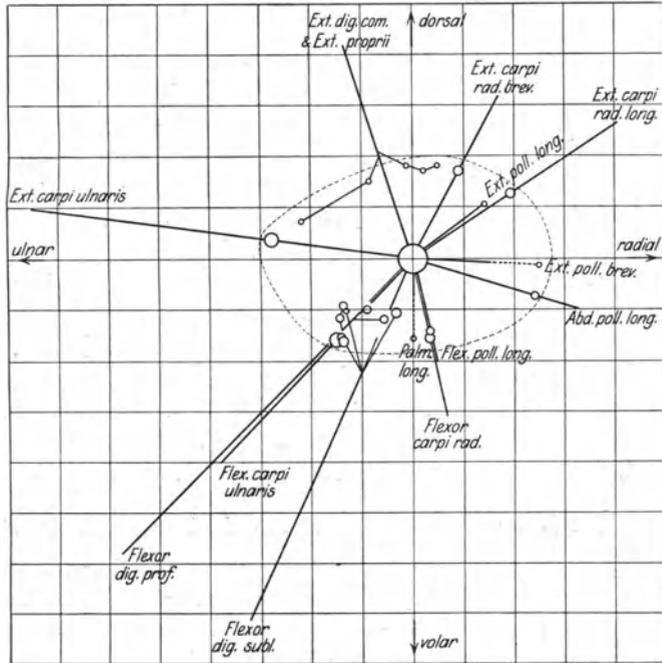
Das gesamte für eine reine Streckung verfügbare Drehmoment beträgt demnach:

$$\begin{aligned} M &= M_{r_{lo}} + M_{r_{br}} + x M_u \\ &= -5,03 - 6,37 - 0,72 \cdot 1,97 = -12,82 \text{ cm kg} \end{aligned}$$

bei einer spezifischen Muskelkraft $K = 1 \text{ kg}$ der radialen Strecker. Statt durch Rechnung hätten wir die Größen x und M auch durch eine einfache geometrische Messung aus der Fig. 37 ermitteln können.

In gleicher Weise können wir auch die für die andern Hauptdrehbewegungen verfügbare Kraft aus unsrer Tabelle berechnen oder aus der Figur konstruieren, und zwar sowohl für den Fall normalen Zusammenarbeitens der Muskeln wie für pathologische Fälle. Ich habe eine Anzahl solcher Berechnungen ausgeführt und in der Tabelle 7 zusammengestellt.

Fig. 37. Die am Handgelenk angreifenden Muskelkräfte, graphisch dargestellt auf Grund der in Tabelle 6 aufgeführten Ergebnisse der Messungen von ED. WEBER und EM. WEBER. Die kleinen Kreise geben die Lage der Sehnen zum Drehpunkt des Gelenks C an, so daß die Ordinate den Hebel für Beugung—Streckung, die Abszisse den Hebel für Seitwärtsbewegung darstellt. Der Abstand der Netzlinien voneinander entspricht 1 cm natürlicher Größe. Die vom Drehpunkt C ausstrahlenden Linien stellen das Drehmoment der einzelnen Muskeln nach Größe und Richtung dar, wobei der Abstand der Netzlinien



= 20 cm kg Drehmoment ist. Für die durch gerade Linien verbundenen Sehnen ist nur das Gesamtdrehmoment dargestellt. Vgl. auch Fig. 36, Seite 200 und § 60e.

Betrachten wir zunächst die fünf ersten Zeilen der Tabelle, die über die Kraft, mit welcher der Gesunde seine Hand aus der Ruhelage heraus nach den Hauptrichtungen zu drehen vermag, Auskunft geben. Hier ist eine doppelte Ausbalancierung außerordentlich merkwürdig. Nämlich erstens bekommen wir für die Kraft der beiden Seitwärtsbewegungen Werte, die innerhalb der Fehlergrenzen unsrer Messung völlig übereinstimmen (16,86 und 16,83). Zweitens sind die der Beugung dienenden Muskeln gegeneinander so ausgeglichen, daß bei dieser wichtigsten Handgelenksbewegung alle gleichzeitig mit voller Kraft arbeiten können, denn die errechnete Minderanspannung des Musculus abductor pollicis longus von noch nicht 1% liegt natürlich innerhalb der Fehlergrenzen unsrer Messung. Diese Einrichtung erscheint deshalb besonders zweckmäßig, weil die Beugung die einzige reine Handgelenksbewegung ist, welche wir mit großer Kraft auszuführen Veranlassung finden, so wenn wir einen großen Gegenstand mit dem Handteller über unsern Kopf erheben oder vor uns

herschoben oder den eignen Körper beim Kriechen auf dem Handteller tragen.

Hatten wir uns früher darüber gewundert, daß die anatomische Anordnung der Muskeln um das Handgelenk herum auf die Hauptbewegungsrichtungen desselben keine Rücksicht nimmt, so sehen wir jetzt dass die Verteilung der Muskelkraft auf die einzelnen Muskeln diesen Richtungen in ausgezeichneter Weise angepaßt ist. Zu diesem Ergebnis gelangen wir freilich nur dann, wenn wir den *Musculus abductor pollicis longus* den eigentlichen Handbewegern und nicht, wie sein Name verlangt, nur den Fingermuskeln zuzählen. Aber eben dies Ergebnis beweist auch, daß diese unsre Zuzählung bei einer funktionellen Betrachtung das einzig richtige ist (vgl. auch FROHSE und FRÄNKEL 1908, S. 186).

Natürlich ist diese Art der Handbeugung nicht sehr ökonomisch, da die erheblichen seitlichen Komponenten der *Musculi flexor carpi ulnaris* und *abductor pollicis longus* sich gegenseitig aufheben. Es besteht aber auch die Möglichkeit, die Beugung sparsam auszuführen, freilich nur mit halb so großer Kraft. Nämlich durch alleinige Anspannung der *Musculi flexor carpi radialis* und *palmaris longus*, denen der *Flexor carpi ulnaris* nur so weit zur Hilfe kommt, als es zur Aufhebung der geringen radialen Komponente des erstgenannten Muskels nötig ist. Bei dieser Muskelkombination haben wir eine auf sparsame Dauerleistung abgestellte Arbeitsweise vor uns, bei der zuvor besprochenen eine auf kurzdauernde Höchstleistung berechnete (vgl. § 32). Vermutlich wird diese für gewöhnlich, jene nur ausnahmsweise benutzt.

§ 46. Die Streckung des Handgelenks und die Faustschlußhilfe.

a) Gehen wir nun zu den Streckmuskeln des Handgelenks über, so läßt unsre graphische Darstellung (Fig. 37) ohne weiteres erkennen, daß die *Musculi extensores carpi radiales* als Faustschlußhelfer angestellt sind, denn ihre Zugrichtung ist jener der langen Fingerbeuger am Handgelenk gerade entgegengesetzt gerichtet. Und zwar gilt dies vor allem für den kurzen Strecker, der sozusagen der erste Faustschlußhelfer ist, während der lange Strecker nur als zweiter ihm zur Seite steht. Des letzteren Zugrichtung weicht nämlich von der mittleren Richtung der Fingerbeuger erheblich mehr ab als die des kurzen Streckers. Im übrigen findet die Abweichung beim kurzen nach der ulnaren, beim langen nach der radialen Seite statt. Wir müssen uns demgemäß vorstellen, daß der kurze Strecker für gewöhnlich ganz beansprucht wird, der lange für gewöhnlich nur insoweit als der kurze zum Ausgleich der ulnaren Komponente der Fingerbeuger nicht ausreicht, und daß die Kraft, mit welcher sich der lange Strecker beteiligt, wechselt, je nachdem ob die ulnaren oder die radialen Finger kräftiger zufassen. Aus diesem wechselnden Bedürfnis nach einem bald etwas stärkeren bald etwas schwächeren radialen Seitenzug erklärt sich auch die merkwürdige Doppelung der radialen Streckers, und wir verstehen, warum hier zwei ganz ähnliche Muskeln nebeneinander liegen, statt zu einem einzigen Muskel oder wenigstens einer einzigen Ansatzsehne vereinigt zu sein, während unsre mechanische Analyse doch sonst ein Streben nach möglichster

Vereinfachung des Sehnenapparates als zweckmäßig und tatsächlich vorhanden nachweist, wie wir bei Besprechung der Fingermuskeln noch genauer sehen werden. Vermöge dieser Doppelung können die beiden Muskeln in sich die jeweils benötigte Zugrichtung herstellen, ohne daß die Beihilfe des ulnaren Streckers erfordert würde, die stets eine gewisse Energieverschwendung bedeutet, da die Zugrichtung dieses Muskels von der geforderten wesentlich verschieden ist (vgl. § 25).

Dieser Doppelmuskelapparat ist also auf sparsame Dauerleistung eingestellt. Allerdings darf dabei der eine der beiden Partner, der lange Strecker, meist nur mit einem Teil seiner Kraft arbeiten. Wollen wir, um höchste Wirkung zu erzielen, beide mit voller Stärke anspannen, dann müssen wir, um den allzu starken radialen Seitenzug dieses Muskels zu kompensieren, den ulnaren Strecker als dritten Faustschlußhelfer mit heranziehen. Wir haben also hier die gleiche zwifache Möglichkeit der Einstellung entweder auf möglichst sparsame oder auf möglichst energische Arbeitsweise, welche wir oben schon bei der andern besonders wichtigen Leistung, der Beugung des Handgelenks, kennengelernt haben. Wir werden bald erfahren, daß das zwischen den beiden radialen Streckern bestehende VerhältnisgegenseitigerErgänzung noch weiter reicht als wir bisher gesehen haben.

b) Ist aber auch die Kraft der Handgelenksstrecke für die ihnen zugeschriebene Aufgabe ausreichend? Ein Blick auf unsre Fig. 37 zeigt uns, und die Zahlen der Tabelle 6 bestätigen es, daß das streckende Drehmoment der beiden radialen Handgelenkstrecke nur etwa die Hälfte von dem beugenden der langen Fingerbeuger ausmacht. Aber hier ist zu bedenken, daß Figur und Tabelle bloß für natürliche Länge der Muskeln gelten. Beim Faustschluß aber sind die Fingerbeuger unter diese Länge verkürzt, oder können es wenigstens sein. Denn wie wir besprochen (§ 42), gibt es sehr verschiedene Arten des Faustschlusses und diese wieder weisen sehr verschiedene Längen der Muskelfasern auf. Das zeigen die auf Tabelle 11 durchgeführten Berechnungen. Bei engst gestellter, leer geschlossener Faust sehen wir die Zusatzlänge des Musculus flexor sublimis digiti III (bei gestrecktem Handgelenk) auf $-3,67$ cm hinabgehen, während sie bei natürlicher Länge des Muskels rechts zu $-1,20$, links zu $-0,48$ gefunden wird. Der Unterschied gegen die natürliche Länge beträgt also etwa 3 cm, was bei einem Gesamtbetrag dieser Länge von etwa $6\frac{3}{4}$ cm (vgl. § 19) recht erheblich ist. Auch beim umklammernden Faustschluß der Fig. 35b (Seite 195) und 41 (Seite 223) ist der Unterschied noch bedeutend, beim klemmenden Faustschluß der Fig. 35c und 40 dagegen gering, und beim Fausthaken der Fig. 35d und 39 ist, wenn das Handgelenk leicht überstreckt gehalten wird, die Länge der Muskelfaser nahezu die natürliche. Für die übrigen Fingerbeugemuskeln ist eine ähnliche Justierung der Länge wahrscheinlich (§ 49g).

Der Länge entsprechend wechselt die Kraft, welche die Fingerbeuger zu erzeugen vermögen, und damit ihr Drehmoment am Handgelenk, dem unsre Faustschlußhelfer das Gegengewicht halten sollen. Auf welche dieser Längen und auf welche der besprochenen Arten des Faustschlusses oder der unzähligen Zwischenstufen, die als Übergänge von einer Art desselben

zur andern denkbar sind, ist nun die Kraft der Faustschlußhelfer eingestellt? Bei welcher Länge haben wir Gleichgewicht, falls alle einschlägigen Muskeln mit gleicher Innervationsstärke, insbesondere falls alle mit stärkster Anspannung arbeiten?

Ich habe auf diese Frage durch folgenden einfachen Versuch Antwort zu erhalten gesucht. Ich nahm das früher (§ 21) erwähnte Dynamometer mit klemmendem Faustschluß, genau wie ihn Fig. 35c und 40 darstellen, zwischen den Daumenballen und die vier Finger und probierte nun, bei welcher Haltung des Handgelenks ich den größten Druck auszuüben imstande war. Es erwies sich, daß dies bei leichter Überstreckung des Handgelenks gerade so wie sie diese Figuren darstellen der Fall war. Beugung verminderte die Kraft und das ist begreiflich, da ja die Länge der Fingerbeuger dabei abnimmt. Aber auch stärkere Überstreckung setzte sie herab, und dabei hatte ich zugleich die Empfindung, nicht mit voller Kraft drücken zu dürfen, wenn ich die betreffende Handgelenksstellung festhalten wollte. Diese Gehemmtheit aber schwand und ich konnte sogar noch höhere und die höchsten überhaupt möglichen Druckwerte erzielen, wenn ich bei stark überstreckter Stellung mit der andern Hand durch Druck gegen die palmare Fläche des Meßinstruments Streckhilfe leistete. Die Deutung dieser Beobachtung kann nicht zweifelhaft sein. Bis zu jener leichten Überstreckung des Handgelenks reicht die Faustschlußhilfe unsrer Handgelenkstrecker aus, bei noch stärkerer Streckung muß entweder durch Druck von außen nachgeholfen werden oder die Fingerbeuger dürfen nur mit einem Teil ihrer Kraft arbeiten, wenn ihnen die Handgelenkstrecker noch das Gegengewicht halten sollen. Weitere Versuche zeigten, daß, wenn die Faust noch enger geschlossen wird, etwa zur geballten Faust, auch die Kraft der Faustschlußhelfer für noch stärkere Streckung ausreicht, umgekehrt nur für geringere, wenn der Schluß loser ist, ferner daß bei stärkeren Graden der Streckung oder vielmehr Überstreckung auch der Extensor digitorum communis sich anspannt.

Fassen wir nun jene erst beschriebene Haltung ins Auge, bei welcher diese Versuche die gewöhnliche Faustschlußhilfe als eben noch ausreichend erwiesen haben. Bei dieser Haltung weisen die langen Fingerbeuger natürliche Länge, oder um genauer zu sein, ein klein wenig weniger als natürliche Länge auf. Also lautet die Antwort auf unsre Frage, daß eben dieses die Länge ist, auf welche die Faustschlußhilfe eingestellt ist. Sie ist damit auch auf alle andern Arten des Faustschlusses abgepaßt, bei welchen die langen Fingerbeuger diese Länge haben, vor allem auf den Fausthaken, der, wie wir sahen, die wichtigste Arbeitshaltung der Hand darstellt. Diese Abpassung der Faustschlußhilfe auf die Hauptarbeitsstellung erscheint zweckmäßig und daher wohl verständlich.

Freilich ist die Untersuchungsmethode, mittels derer wir zu diesem Ergebnis gelangt sind, eine rohe und wenig genaue. Eine feiner arbeitende wäre uns erwünscht. Wir greifen zu diesem Zweck zu einer ähnlichen Berechnung wie wir sie im vorhergehenden Paragraphen durchgeführt haben.

c) Berechnung. Wir nehmen an, das Handgelenk sei in gewöhnlicher Haltung festgestellt, das heißt in leichter Überstreckung so, daß Winkel

$\varphi = -20^\circ$ ist, und was die Seitwärtsbewegung anbetrifft, in Mittelstellung so daß der Winkel $\psi = -10^\circ$ beträgt, also von der Normalstellung aus gerechnet eine leichte ulnare Abduktion besteht (vgl. Tabelle 1). Die vier Finger seien zum klemmenden Faustschluß gemäß Fig. 35c geschlossen. Der kurze ebenso wie der lange radiale Handgelenkstrecker arbeite mit voller Kraft. Wir stellen nun die Doppelfrage: Mit welchem Bruchteil y ihrer Kraft dürfen sich die langen Beuger der vier Finger, und mit welchem Bruchteil x seiner Kraft muß sich der ulnare Handgelenkstrecker anspannen, wenn diese Lage erhalten bleiben soll?

Damit dies der Fall sei, muß die Summe sowohl der beugenden wie der seitwärtsbewegenden Drehmomente gleich Null sein. Indem wir wieder durch einen übergelegten wagrechten Balken Drehmomente höchster Innervationsstärke kennzeichnen, haben wir (vgl. § 101):

$$\begin{cases} 0 = \sum m = y \bar{m}_{Beu} + \bar{m}_{rlo} + \bar{m}_{rbr} + x \bar{m}_u, \\ 0 = \sum \bar{m} = y \bar{\bar{m}}_{Beu} + \bar{\bar{m}}_{rlo} + \bar{\bar{m}}_{rbr} + x \bar{\bar{m}}_u. \end{cases}$$

Für die Länge l der Muskeln gilt (§ 10g):

$$l = L - \Delta L + \Delta L_{Fk} + \varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi}$$

und mithin für die Drehmomente:

$$\bar{m} = \frac{\bar{K}}{\alpha} Q r \left(\alpha - \frac{L-l}{L} \right) = \frac{\bar{K}}{\alpha} Q r \left(\alpha + \frac{\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L + \Delta L_{Fk}}{L} \right),$$

$$\bar{\bar{m}} = \frac{\bar{K}}{\alpha} Q r \left(\alpha - \frac{L-l}{L} \right) = \frac{\bar{K}}{\alpha} Q r \left(\alpha + \frac{\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L + \Delta L_{Fk}}{L} \right).$$

(Die bleibende Längenänderung bei klemmendem Faustschluß ΔL_{Fk} ist natürlich für die eigentlichen Handgelenksmuskeln gleich Null.)

Die Entwicklung der Gleichungen ergibt:

$$y = - \frac{(\bar{m}_{rbr} + \bar{m}_{rlo}) \bar{m}_u - (\bar{\bar{m}}_{rbr} + \bar{\bar{m}}_{rlo}) \bar{\bar{m}}_u}{\bar{m}_{Beu} \bar{\bar{m}}_u - \bar{\bar{m}}_{Beu} \bar{m}_u}$$

$$= - \frac{\bar{m}_{rbr} r_u - \bar{\bar{m}}_{rbr} r_u + \bar{m}_{rlo} r_u - \bar{\bar{m}}_{rlo} r_u}{\bar{m}_{Beu} r_u - \bar{\bar{m}}_{Beu} r_u}$$

$$\frac{\left(\alpha Q + \frac{Q}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L \right) \right)_{rbr} (r_{rbr} r_u - r_{rbr} r_u) + \left(\alpha Q + \frac{Q}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L \right) \right)_{rlo} (r_{rlo} r_u - r_{rlo} r_u)}{\left(\alpha Q + \frac{Q}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L + \Delta L_{Fk} \right) \right)_{Beu} (r_{Beu} r_u - r_{Beu} r_u)}$$

$$x = - \frac{(\bar{m}_{rbr} + \bar{m}_{rlo}) \bar{m}_{Beu} - (\bar{\bar{m}}_{rbr} + \bar{\bar{m}}_{rlo}) \bar{\bar{m}}_{Beu}}{\bar{m}_u \bar{\bar{m}}_{Beu} - \bar{\bar{m}}_u \bar{m}_{Beu}}$$

$$= - \frac{\bar{m}_{rbr} r_{Beu} - \bar{\bar{m}}_{rbr} r_{Beu} + \bar{m}_{rlo} r_{Beu} - \bar{\bar{m}}_{rlo} r_{Beu}}{\bar{m}_u r_{Beu} - \bar{\bar{m}}_u r_{Beu}}$$

$$\frac{\left(\alpha Q + \frac{Q}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L \right) \right)_{rbr} (r_{rbr} r_{Beu} - r_{rbr} r_{Beu}) + \left(\alpha Q + \frac{Q}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L \right) \right)_{rlo} (r_{rlo} r_{Beu} - r_{rlo} r_{Beu})}{\left(\alpha Q + \frac{Q}{L} \left(\varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi} - \Delta L \right) \right)_u (r_u r_{Beu} - r_u r_{Beu})}$$

Durch Einsetzen der Zahlenwerte aus den Tabellen 8 und 17 ergibt sich:

$$y = - \frac{(+2,78 - 0,36 + 0,10 + 0,43)((-1,72)(-2,80) - (+0,92)(-0,37)) + (+2,93 - 0,20 + 0,15 + 0,23)((-1,28)(-2,80) - (+1,90)(-0,37))}{(+16,10 + 1,58 - 0,57 + 1,81 - 8,03)((+1,21)(-2,80) - (-0,85)(-0,37))}$$

$$y = - \frac{(+2,95)(+5,16) + (+3,11)(+4,28)}{(+10,89)(-3,70)} = 0,707 = 71\% .$$

$$x = - \frac{(+2,95)((-1,72)(-0,85) - (+0,92)(+1,21)) + (+3,11)((-1,28)(-0,85) - (+1,90)(+1,21))}{(+4,02 - 0,16 - 0,64 + 0,03)(+3,70)} = 0,226 .$$

Das Ergebnis dieser Berechnung ist also, daß die Fingerbeuger nur mit rund 71% ihrer Kraft sich anspannen dürfen, wenn die Handgelenkstrecker imstand sein sollen, ihre beugende Wirkung am Handgelenk aufzuheben und die Einhaltung der eingangs beschriebenen Handhaltung zu gewährleisten.

d) Dies Ergebnis steht in offenbarem Widerspruch zu dem Schluß, zu welchem uns zuvor die direkte Beobachtung geführt hatte, daß nämlich die Faustschlußhilfe genüge, um bei dem in Fig. 35c dargestellten klemmenden Faustschluß den langen Fingerbeugern das Arbeiten mit voller Kraft zu gestatten. Wie ist dieser Widerspruch zu erklären? Ich mutmaße folgendes. Unsrer Rechnung geht stets von der vereinfachenden Annahme aus, daß der Hebel, mit welchem ein Muskel am Gelenk angreift, bei der Gelenkdrehung unverändert bleibt (§ 5c). Diese Voraussetzung ist, wie wir wissen, ungenau und insbesondere trifft sie für die Handgelenkstrecker offenbar nicht ganz zu. Vielmehr ist leicht zu sehen und festzustellen, daß, wenn das Handgelenk aus der Normalstellung in die Überstreckung übergeht und dann diese Muskeln sich kräftig anspannen, daß dann die Sehne des kurzen radialen Streckers sich von der Unterlage abhebt und als gespannter Strang über die umgebenden Weichteile emporsteigt. Die dadurch bedingte Vergrößerung des Abstandes von der Gelenkachse und die damit gesetzte Verlängerung des Hebels beträgt nach meiner Messung reichlich 3 mm, d. h. also etwa $\frac{1}{6}$ der bisherigen Hebelänge, welche nach EM. WEBER auf 1,72 cm sich bemißt (Tabelle 6). Bei den andern Handgelenkstreckern findet ein ähnliches Höhersteigen statt. Damit ist natürlich auch eine Zunahme des von den Faustschlußhelfern am Gelenk ausgeübten Drehmoments von gleichem prozentualen Betrag gesetzt gegenüber demjenigen, welches sie bei Normalstellung ausüben. Für diese Stellung nämlich haben unsre Zahlenwerte, die wir den EM. WEBERSCHEN Messungen entnehmen, genau genommen allein Geltung.

Eine ähnliche Verschiebung in der Richtung nach dem Handrücken hin wie bei den Strecksehnen findet auch bei den Beugesehnen statt, sobald das Gelenk in Überstreckung gedreht wird. Nur nimmt bei diesen der Hebel ab statt zu, das Drehmoment wird also geringer. Diese Minderung der Kraft bei den Beugern wirkt ebenso wie die Mehrung der Kraft bei

den Streckern darauf hin, das Drehmoment der beiderlei Muskeln am Handgelenk einander anzugleichen und damit die Unzulänglichkeit der Faustschlußhilfe zu vermindern.

Wir können auch über den Grad dieser Verbesserung uns eine Vorstellung machen. EM. WEBER hat nämlich in der Tabelle VI seiner Arbeit die Längenänderung der Muskeln einerseits für Streckung des Handgelenks von 0° bis -20° , andererseits für Beugung von 0° bis $+20^\circ$ angegeben. Das Verhältnis der beiderlei Werte entspricht etwa dem Verhältnis der Hebel bei -10° und bei $+10^\circ$, ist also nicht mit jenem Verhältnis, das wir eigentlich zu wissen wünschen, nämlich dem der Hebel bei 0° und bei -20° übereinstimmend, gibt aber doch einen Anhalt zur Schätzung desselben. Dieses erstere Verhältnis nun berechnet sich aus WEBERS Zahlen für sämtliche langen Beuger der vier Finger im Mittel zu $89/100$. Das heißt um durchschnittlich 11% sind die Längenänderungen und damit auch die Hebel dieser Muskeln geringer bei -10° als bei $+10^\circ$. Für die drei Handgelenkstrecke ergibt sich im Mittel das Verhältnis $109/100$, d. h. um 9% sind ihre Hebel größer bei -10° als bei $+10^\circ$. Für den Extensor carpi radialis brevis allein beträgt die Vergrößerung 5% . Sie bleibt also offenbar erheblich hinter der beim Übergang von 0° auf -20° stattfindenden Vermehrung, die wir soeben zu $\frac{1}{6} = 17\%$ geschätzt haben, zurück.

Angenommen nun, die Vermehrung betrage bei diesem Übergang von 0° auf -20° für alle drei Handgelenkstrecke gleichmäßig $\frac{1}{6}$, dann wäre unsre obige Rechnung dahin zu korrigieren, daß wir den Zähler des für y gefundenen Ausdrucks um $\frac{1}{6}$ erhöhten. Angenommen ferner, die entsprechende Verminderung der Hebel bei den Fingerbeugern betrage gleichfalls $\frac{1}{6}$, so hätten wir außerdem den Nenner desselben Ausdrucks um $\frac{1}{6}$ zu vermindern. Wir erhielten also schließlich:

$$y = \frac{1 + \frac{1}{6}}{1 - \frac{1}{6}} \cdot 71\% = \frac{7}{5} \cdot 71\% = 99,4\% = \text{rund } 100\% .$$

Das bedeutet: die Fingerbeuger dürfen sich ebenso wie die radialen Handgelenkstrecke mit voller Kraft anspannen, ohne daß Beugung des Handgelenks eintritt; vielmehr besteht bei gleichmäßig stärkster Innervation Gleichgewicht der Drehmomente der beiderlei Muskeln. Rechnung und Versuch würden damit zu gleichem Ergebnis führen, und die Unstimmigkeit wäre beseitigt. Im übrigen ist in Anbetracht der vielen Ungenauigkeiten, welche wir sowohl bei dem Versuch wie bei der Berechnung (vgl. § 60b, g) in den Kauf nehmen mußten, eine genaue Übereinstimmung überhaupt nicht zu erwarten und müßte, falls sie sich fände, als Zufallsergebnis angesprochen werden. Jedenfalls aber kann von einem unlösbaren Widerspruch zwischen Rechnung und Versuch nicht die Rede sein. Vielmehr dürfen wir die Rechnung als eine Bestätigung der Versuchsergebnisse wenn auch innerhalb weiter Fehlergrenzen ansehen.

e) Die passive Faustschlußhilfe. Wir haben bisher nur von der durch die aktive Anspannung der Handgelenkstrecke bewirkten Feststellung dieses Gelenks und Unterstützung des Faustschlusses gesprochen.

Fig. 38.
Mechanik
der passi-
ven Faust-
schlußhilfe.
 R , R_1 , R_2 , He-
bel der äußeren
Kraft an den
Gelenken.
 $\frac{1}{3}$ nat.
Größe.



Neben der aktiven gibt es nun noch eine zweite, ebenso wichtige, die passive Faustschlußhilfe. Der Mensch weiß nämlich, wenn er einen in der Faust gefaßten Gegenstand handhabt, sich vielfach so einzurichten, daß dieser Gegenstand selber als Strecker des Handgelenks wirkt. Wenn wir beispielsweise einen Eimer am Bügel tragen, ein Seil heranziehen, uns selbst an der Reckstange emporziehen und wenn wir dabei das Handgelenk leicht gebeugt halten, so wird jede stärkere Beugung des Gelenks durch den zwischen dem Gegenstand und unserm Rumpf wirkenden Zug verhindert, wie das wohl die Fig. 38 ohne weiteres klar macht. Wenn wir umgekehrt einen in der Faust gefaßten Gegenstand von uns wegstoßen, wie beispielsweise der Schreiner den Hobel oder die Säge, und wenn wir dabei das Handgelenk von vornherein etwas überstreckt haben, so kommt nunmehr durch den Druck zwischen dem Gegenstand und unserm Rumpf gleichfalls ein Drehmoment im Sinn der Streckung zustande. Doch ist dieser zweite Fall praktisch für die uns jetzt beschäftigende Frage nicht von Bedeutung, da wir ja, wenn der Gegenstand gegen unsre Hand andrängt, ihn im allgemeinen nicht fest zu umklammern brauchen, also auch keine wesentliche Kraftleistung der Fingerbeuger und demgemäß keine große Faustschlußhilfe nötig haben. In diesem zweiten Fall tritt die passive Faustschlußhilfe bei überstrecktem Handgelenk, in dem ersten Fall der Fig. 38 dagegen nur bei leicht gebeugtem Handgelenk ein. Wir haben also hier nicht diejenige Handhaltung, welche die günstigste Arbeitsweise der die Faust schließenden Fingermuskeln gestattet. Vielmehr müssen wir eine kleine Mangelhaftigkeit in deren Ausnutzung in den Kauf nehmen, um den Vorteil zu erreichen, daß die Mitarbeit der Handgelenkstrecker durch die passive Faustschlußhilfe entbehrlich gemacht wird. Vgl. später § 49c.

Die passive Faustschlußhilfe kann für sich allein wirksam sein und die aktive der Handgelenkstrecker völlig ersetzen. Sie kann aber auch mit ihnen zusammen in Funktion treten, wobei sie ihnen dann bloß einen Teil der Arbeit abnimmt, insbesondere die unwirtschaftliche

Heranziehung des ulnaren Streckers entbehrlich macht. Wir finden dann das Handgelenk leicht gebeugt und gleichzeitig die radialen Strecker desselben, besonders den langen gespannt. Folgendes ist der mechanische Sinn dieses Verhaltens.

Die passive Faustschlußhilfe muß, wenn sie die aktive ersetzen soll, genau wie diese nicht nur die beugende, sondern auch die ulnarabduzierende Wirkung der langen Fingerbeuger im Handgelenk aufheben. Ebenso wie leichte Beugung im Handgelenk dadurch, daß sie die streckende Wirkung des passiven Zugs auf Geltung bringt, stärkere Beugung verhindert, ebenso kann nun leichte ulnare Abduktion auf passivem Wege vor stärkerer Abduktion bewahren, geringe Seitwärtsdrehung also von schwerer Seitwärtsdrehung loskaufen. Aber auch eine geringe Abduktion ist häufig nicht zulässig. Sie würde beispielsweise das gleichmäßige Anfassen der vier Finger am Bügel des Eimers unmöglich machen. Daher tritt hier die aktive Faustschlußhilfe wieder in ihr Recht, und zwar in der Weise, daß der Extensor carpi radialis longus, der ein sehr wirksamer Seitwärtsbeweger ist, sich anspannt. Während dieser Muskel sonst gegen den Extensor brevis zurücktritt, so daß wir ihn oben nur als zweiten Faustschlußhelfer bezeichneten, fällt ihm jetzt die Hauptrolle zu. So sehen wir diese beiden als ebenbürtige Partner sich gegenseitig aufs glücklichste ergänzen.

g) Nun noch ein Wort über die zuvor erwähnte Tatsache, daß der Extensor digitorum communis sich anspannt, wenn die Faust kraftvoll geschlossen und zugleich das Handgelenk stark überstreckt wird. Dieses kann dadurch natürlich in stärkerer Überstreckung trotz voll angespannter Fingerbeuger festgehalten werden, als wenn nur die Extensores carpi als Faustschlußhelfer tätig sind, und ohne daß die Überstreckung vermindert wird, dürfen die Fingerbeuger sich jetzt voller anspannen als ohne diese zusätzliche Faustschlußhilfe. Aber wird dadurch nicht die Wirkung der Fingerbeuger auch an den Fingergelenken, ebenso wie am Handgelenk, kompensiert und somit die Kraft des Faustschlusses in unerwünschter Weise beeinträchtigt? — Da der Extensor digitorum am Handgelenk mit reichlich ebensogroßem Hebel angreift wie die Fingerbeuger, an den Interphalangealgelenken aber nur mit etwa halb so großem (Tab. 6 u. 15), so ist sein Drehmoment dort nur halb so groß wie ihres, wenn beider Drehmomente am Handgelenk sich die Wage halten. Es bleibt also an den Interphalangealgelenken ein Gewinn zugunsten der Beugung und wir haben die paradoxe Tatsache, daß deren Beugung durch die Tätigkeit des Fingerstreckers an Kraft gewinnt. Allerdings ist dieser Gewinn teuer bezahlt, diese Arbeitsweise unökonomisch und daher wohl nur zwecks kurzdauernder Höchstleistung (§ 32) in Gebrauch.

§ 47. Abpassung der Handgelenksmuskeln für die extremen Stellungen.

Wir haben bei unsern bisherigen Betrachtungen über die von den Handgelenksbewegern ausgeübten Drehmomente stets vorausgesetzt, daß das Gelenk sich in Ruhelage, d. h. in einer leichten Überstreckung befinde, welche wir zugleich als die Hauptarbeitsstellung erkannt hatten. Es bleibt jetzt noch zu überlegen, wie sich die Verhältnisse gestalten, wenn das Gelenk in die verschiedenen Nebenstellungen und insbesondere in die Endstellungen übergeführt wird. Nun haben wir früher als Maßstab zur Beurteilung der muskulären Versorgung der Endstellungen im Vergleich

mit der Hauptarbeitsstellung die birelative natürliche Länge sowie deren reziproken Wert, die relative Gesamtverkürzung, kennengelernt und benutzt (§ 7g, § 27b). Wir haben ferner die Zahlenwerte der letzteren Größe für unsre Handgelenksmuskeln auf Grund der von ED. WEBER ausgeführten Messungen berechnet und in Tabelle 26 zusammengestellt. Wir haben bereits früher (§ 30b), als wir diese Zahlenwerte in anderm Zusammenhang besprachen, zweierlei bemerkenswert gefunden, nämlich erstens, daß die Werte sämtlich nahezu übereinstimmen, zweitens, daß dieser gemeinsame Wert ziemlich gering ist. Die geringe Höhe beweist, daß die Versorgung der Endstellungen eine besonders gute und die Gleichheit, daß sie eine in allen Endstellungen gleich gute ist, d. h. daß wir die Hand im Handgelenk nach allen Richtungen mit guter Kraft bis zur Grenze des Gelenkausschlags bewegen und in der erreichten Endstellung festhalten können. Diese Einrichtung entspricht offenbar dem Bedürfnis nach allseitiger Beweglichkeit und Verwendbarkeit der Hand zu den mannigfaltigsten Verrichtungen.

Sehen wir aber nun genauer zu, so zeigt sich, daß doch nicht alle Richtungen gleich gestellt sind, und dem entspricht die Tatsache, daß die Hand zwar ein Universalapparat ist, aber doch daneben auf einzelne Tätigkeiten noch speziell eingestellt erscheint. Wie wir nämlich seinerzeit bemerkten, ist die birelative Länge oder relative Gesamtverkürzung nur unter der Bedingung ein Maß für die Güte der muskulären Versorgung und damit für die Brauchbarkeit der Endstellungen, daß die Entspannungs- und Hauptarbeitsstellung des Muskels in der Mitte zwischen den Endstellungen liegt. Liegt sie außerhalb derselben, so ist diejenige Richtung und Endstellung, der sie näher liegt, bevorzugt. Das ist in unserm Fall die Richtung der Streckung und radialen Abduktion. Denn die Hauptarbeitsstellung des Gelenks ist eine geringe Überstreckung, die Mittelstellung dagegen leichte Beugung und leichte ulnare Abduktion (§ 14g, Tabelle 1 und 4). Das hat zur Folge erstens, daß wir bei maximaler Überstreckung noch besonders große beugende Kraft entwickeln können, eine Fähigkeit, die uns, wenn wir einen schweren Gegenstand oder uns selber auf dem Handteller tragen, sehr zustatten kommt. Auf eben diese Tätigkeit fanden wir ja auch früher bereits die Muskeln des Gelenks insofern abgestellt, als sie besonders große Beugekraft zu entwickeln vermögen (§ 45), und das Gelenk selber insofern nach dieser Richtung eine nicht muskuläre Hemmung einer zu weit gehenden Gegenwirkung äußerer Kräfte vorbeugt (§ 28).

Zweitens sind wir imstande, streckwärts und zugleich radialwärts, also in der Richtung der *Musculi flexores carpi radiales*, mit besonders guter Kraft bis zu Ende des Gelenkausschlags anzuheben. Gerade diese Anhebung aber spielt bei den Verrichtungen der Hand eine besondere Rolle. Mit ihr lüpfen wir das wichtigste aller Werkzeuge, den Hammer, und alles was wir in entsprechender Weise hochheben, den Stock, die Axt, die Peitsche. Dagegen lassen wir diese Instrumente, insbesondere den Hammer, den umgekehrten Weg durch ihre eigene Schwere finden, und daher genügt, daß den beiden radialen Streckern ein einziger ulnarer Beuger als Gegenmuskel gegenübersteht. Die beiden radialen Strecker spielen also unter den eigentlichen Handgelenksmuskeln nicht nur als

Faustschlußhelfer, sondern auch als Hammerheber eine besonders wichtige Rolle und sind demgemäß für den Aufbau des ganzen Systems dieser Muskeln von maßgebender Bedeutung, wie wir sogleich genauer sehen werden.

§ 48. Zusammenfassender Überblick über die eigentlichen Handgelenksmuskeln.

Unsre Überlegungen zusammenfassend können wir sagen, daß wir die sieben Handgelenksmuskeln sowohl in ihrer Kraft wie in ihrer Richtung den gestellten Anforderungen angepaßt gefunden haben. Die Kraft, sahen wir, ist so verteilt, daß erstens seitliche Bewegungen ulnarwärts und radialwärts gleich gut ausgeführt werden können und vor allem, daß die Hand seitlichen Drücken und Stößen gegenüber nach der einen wie nach der andern Seite gleich gut in der Hauptarbeitsstellung festgehalten werden kann. Daß diese Festhaltung die Hauptaufgabe der Seitwärtsbewegung des Handgelenks sei, hatten wir bereits bei der Betrachtung der Entspannungswinkel bemerkt (vgl. § 14g). Was die Beugung anlangt, so sehen wir hier eine Justierung, welche es erlaubt, besonders große Kraft zu entwickeln und alle in Betracht kommenden Muskeln gleichzeitig maximal anzuspannen, ohne daß seitliche Abweichung stattfindet, und welche andererseits auch die Möglichkeit gibt, bei geringerem Kraftbedarf mit einem Teil dieser Muskeln besonders sparsam zu arbeiten. Die Kraft der Strecker sehen wir auf die Faustschlußhilfe als auf ihre wichtigste Aufgabe abgestellt unter Berücksichtigung einer Ergänzung ihrer Leistung durch passive Faustschlußhilfe, außerdem auch hier wieder mit der doppelten Möglichkeit entweder der sparsamen Dauerleistung oder der kurzwährenden Höchstleistung.

Die Aufgabe der Faustschlußhilfe bestimmt ferner die Zugrichtung und damit die Lage der beiden radialen Handgelenkstrecker. Wenn aber diese beiden einmal festgelegt sind, so muß sich auch das übrige System nach ihnen richten. So finden wir den *Musculus flexor carpi ulnaris* als ihren genauen Antagonisten angeordnet, so daß sie mit ihm zusammen eine Richtung der Handgelenksbewegungen nach beiden Seiten hin beherrschen. Wir finden dann die *Musculi extensor carpi ulnaris* und *abductor pollicis longus* als ein zweites unter sich antagonistisches Paar angelegt, welches diejenige Bewegungsrichtung beherrscht, die zu der durch die erste Gruppe versorgten Richtung senkrecht steht. Wir haben also ein System von vier übers Kreuz arbeitenden Motoren, welche nach zwei senkrecht oder wenigstens nahezu senkrecht aufeinander stehenden Hauptbewegungsrichtungen orientiert sind; doch sind diese muskulären Hauptbewegungsrichtungen von den früher besprochenen artikulären ganz verschieden. Der eine Motor besteht aus zwei Muskeln; im ganzen bilden also fünf Muskeln dieses System.

Außerhalb desselben stehen die beiden letzten Muskeln unsrer Gruppe, der *Flexor carpi radialis* und der *Palmaris longus*, deren funktionelle Zusammengehörigkeit die französischen Anatomen durch die Benennung „grand et petit palmaire“ gekennzeichnet haben. Diese beiden scheinen mir als Antagonisten der Fingerstreckmuskeln einschließlich der des Dau-

mens eingesetzt zu sein und ihnen gegenüber als Streckhelfer zur Beseitigung einer unerwünschten Handgelenksbewegung beim Fingerstrecken dieselbe Rolle zu spielen, wie die Extensores carpi radiales als Faustschlußhelfer gegenüber den Fingerbeugemuskeln. Außerdem besorgen die beiden die erwähnte ökonomische Beugung des Handgelenks, und endlich hat der Palmaris noch die Sonderaufgabe, die Faszie der Mittelhand glatt zu ziehen. Somit finden wir nicht nur die Kraft, sondern auch die Richtung der Handgelenksmuskeln und ihre Verteilung um das Gelenk herum, welche uns anfangs, weil gar nicht zu den Hauptbewegungsrichtungen des Gelenks stimmend, wunderlich vorgekommen war, ihrer Aufgabe aufs genaueste angepaßt.

Als letzten Grund für diese besondere Orientierung des Muskelsystems müssen wir vom mechanisch-teleologischen Standpunkt aus die ulnare Komponente der langen Fingerbeuger ansprechen, die selber wieder eine Folge des Umstandes ist, daß beim Faustschluß nur die vier ulnaren Finger zusammen arbeiten, während der große radiale Finger seine eigenen Wege geht. Um die dadurch beim Faustschluß auftretende ulnare Drehtendenz aufzuheben, müssen die streckenden Faustschlußhelfer eine radiale Richtung erhalten, falls sie energiesparend arbeiten sollen. Diese ihre Richtung wird dann maßgebend für die andern drei Muskeln, welche mit ihnen zusammen jenes System übers Kreuz arbeitender Motore für das Handgelenk bilden. Bei der Fingerstreckung ist die aufzuhebende ulnare Drehtendenz geringer, dementsprechend auch die radiale Komponente der antagonistischen Streckhelfer. (Da die Sonderstellung des Daumens bei der Hand der meisten Affen viel weniger ausgesprochen ist, wäre es interessant, deren Handgelenksmuskulatur nach gleichen Gesichtspunkten zu analysieren.)

Wir sind am Ende unsrer Überlegungen angelangt, und es erübrigt nur noch darauf hinzuweisen, daß das Programm, welches wir seinerzeit im allgemeinen Teil für die teleologische Betrachtung und Bewertung der Muskeln aufgestellt haben (§ 7h), im wesentlichen erfüllt worden ist, trotzdem der Gang unsrer Überlegungen im einzelnen sich nicht an dasselbe gehalten hat. Wir haben erkannt, daß die sieben Handgelenksmuskeln die Grundforderung erfüllen: jeder an seinem Platz existenzberechtigt und notwendig zu sein. Insbesondere erkannten wir die Gründe für ihre eigentümliche, den Hauptbewegungsrichtungen nicht entsprechende Verteilung am Gelenk. Die Beschaffenheit der einzelnen Muskeln prüften wir sodann an Hand der drei damals aufgestellten „maßgebenden Konstanten“. Die erste derselben, der Entspannungswinkel, entsprach wie gefordert der Hauptarbeitsstellung (§ 14g) und ihr entsprach auch die Ruhelage des Gelenks. Das Querschnitt-Hebelprodukt, die zweite unsrer Konstanten, ließ uns erkennen, daß die Kräfteverteilung auf die einzelnen Muskeln bei der Hauptarbeitsstellung den Anforderungen entspricht, die dritte, die birelative natürliche Länge, oder ihr Gegenwert die relative Gesamtkürzung, daß bei den verschiedenen Endstellungen dasselbe gilt. Leider mußten wir darauf verzichten, die Daumenmuskeln in unsre Überlegungen einzubeziehen, da hier die nötigen anatomisch-mechanischen Angaben fehlen.

Statik der Finger.

§ 49. Die Fingerhaltung bei den wichtigsten Verrichtungen.

a) Wie zuvor beim Handgelenk fragen wir jetzt bei den vier Fingern nach der Verteilung der Kräfte auf die einzelnen Muskeln, außerdem aber nach der Verteilung der Kraft des einzelnen Muskels auf die drei Fingergelenke. Wir beginnen mit letzterer Frage. Jeder unserer Muskeln wirkt auf alle drei oder wenigstens auf zwei Fingergelenke, aber auf jedes mit einem andern Drehmoment. Das Verhältnis der Drehmomente ist, wie wir von früher wissen, bestimmt durch das Verhältnis der Hebel, mit welchen er an den einzelnen Gelenken angreift oder, was auf das gleiche herauskommt, durch das Verhältnis der Abstände seiner Sehne von den Achsen der überspannten Gelenke (§ 8). Unsere Tabelle 15 gibt diese Abstände oder Hebel beim Zeige- und Mittelfinger an.

Welche Gründe, so fragen wir nun weiter, sind beim Bau unsres Leibes für die Auswahl gerade dieser Abstände und damit gerade dieser Verhältnisse der Drehmomente maßgebend gewesen? Wir vermuten, daß auch hier eine Anpassung an die zu leistenden Verrichtungen stattgefunden hat. Um zu erfahren, ob diese Vermutung zu recht bestehe, vergleichen wir die Drehmomente und Verhältnisse von Drehmomenten, welche durch die Anspannung der tätigen Muskeln bei gewissen Verrichtungen zustande kommen mit jenen, welche bei eben diesen Verrichtungen durch äußere Kräfte erzeugt werden und dem Vollzug dieser Verrichtungen entgegenwirken. Wenn wir finden, daß die Drehmomente der Muskeln so abgestuft sind, daß sie diesen zu überwindenden äußern Gegenkräften entsprechen und ihnen gerade das Gleichgewicht halten, so werden wir eine funktionelle Anpassung an die betreffende Verrichtung annehmen. Mathematisch formuliert würde solche Abstufung und Anpassung in Gleichungen sich ausdrücken wie

$$\frac{\sum m_i}{\sum m} = \frac{\mathfrak{P} R_i}{\mathfrak{P} R} = \frac{R_i}{R}.$$

Hierbei haben wir mit $\sum m$ und $\sum m_i$ die Drehmomente der tätigen Muskeln an zwei verschiedenen Gelenken und mit R und R_i die Hebel der äußern Gegenkraft \mathfrak{P} an eben diesen Gelenken bezeichnet und uns erinnert, daß das Drehmoment gleich dem Produkt aus der Kraft mit dem Hebel ist (§ 5b). Haben die Muskeln natürliche Länge, so ist zu schreiben:

$$\frac{\sum M_i}{\sum M} = \frac{R_i}{R}.$$

Ob solche Gleichungen für die Finger und ihre Verrichtungen zutreffen, gilt es zu prüfen.

Um die Drehmomente und die Hebel einer äußern Kraft an verschiedenen Fingergelenken festzustellen, bedienen wir uns der graphischen Methode. Wir zeichnen den Finger in der Haltung, in welcher er die betreffende Verrichtung, etwa einen Faustschluß, ausführt, samt dem Gegenstand, auf welchen der Finger wirkt und dessen Widerstand er überwinden soll, auf und messen an der in natürlicher Größe und orthogonaler Parallel-

projektion ausgeführten Figur die zur Berechnung der Drehmomente erforderlichen Abstände aus. Die Fig. 38 bis 43 geben solche Aufzeichnungen wieder. Ich habe sie an meinem eignen linken Zeige- und Mittelfinger gewonnen, entweder so, daß ich den in der gewünschten Lage gehaltenen Finger in der früher bei Gelegenheit der Winkelmessung an den Interphalangealgelenken beschriebenen Weise (§ 36) über ein Blatt Papier hielt und die Umrisse mittels angeschobener rechteckig bestoßener Klötzchen auf das Papier übertrug, oder einfach so, daß ich mittels einer Mechanikerschublehre und eines MOELTGENSCHEN Winkelmessers am freigehaltenen Finger alle meßbaren Längen und Winkel feststellte und danach die Zeichnung entwarf. Auf beiderlei Wegen läßt sich bei sorgfältigem Arbeiten eine recht genaue Umrißzeichnung erzielen. Die Hauptschwierigkeit ist, innerhalb dieser Umrisse die Lage der Gelenkachsen festzustellen. Nach mancherlei Versuchen bin ich so verfahren, daß ich, nachdem ich mich durch das Studium der Knochen sowie der Abbildungen in den anatomischen Werken über die Lage der Gelenkachsen zu den einzelnen Knochenvorsprüngen möglichst genau unterrichtet hatte, diese Knochenvorsprünge an den Fingern abtastete, was bei mageren Fingern weitgehend möglich ist, und danach die Lage der Achsen bei jeder in Betracht kommenden Stellung in die Umrißzeichnung eintrug. Ich glaube, daß ich die gesuchten Punkte auf 1 bis 2 mm genau getroffen haben dürfte.

b) Unsre Untersuchung befaßt sich selbstverständlich nur mit solchen Verrichtungen, welche mit großer Kraft ausgeführt werden, da nur diese als maßgebend für die Verteilung der Muskelkraft in Betracht kommen können. Als wichtigste Verrichtungen haben wir die verschiedenen Arten des Faustschlusses kennen gelernt, und zwar vorzüglich zwei Arten desselben, den hakenartigen und den umklammernden Faustschluß. Bei letzterem soll die Hand auf den gefaßten Gegenstand von allen Seiten einen möglichst gleichmäßigen Druck ausüben, so wenn wir einen Gegenstand in der Hand zerdrücken wollen, so wenn wir einen Stab, ein Seil fassen, an welchem wir einen Zug in der Längsrichtung ausüben wollen, so wenn der Fechter den Griff seines Degens derart umspannt, daß er ihn gegen alle Schläge des Gegners, von welcher Seite dieselben auch kommen mögen, festhält. Viel häufiger aber verwenden wir den andern, den hakenartigen Faustschluß. Bei diesem wird der Gegenstand zwar auch ringförmig umfaßt, aber nur an einer Seite des Ringes wird auf den Gegenstand kräftiger Druck ausgeübt, nur von einer Seite wird eine Gegenwirkung des Gegenstandes erwartet und ihr entgegengearbeitet, ebenso wie ein Haken nur an einer Seite die zu tragende Last aufnimmt. Mit hakenförmigem Faustschluß umfaßt der Turner die Reckstange, an welcher er sich im Klimmzug hochzieht, mit eben diesem Schluß handhaben wir unsre meisten Werkzeuge. Wenn wir z. B. den Hammer einhändig anheben, so drücken wir auf das äußerste Ende des Stiels mit der untern Seite der Hohlhand, mit den radialen Fingern umhaken wir den mittlern Teil des Stiels und ziehen ihn hoch. Drückend und ziehend hebeln wir auf diese Weise die Last des Hammerkopfes in die Höhe. Ähnliches gilt von der ein- oder zweihändigen

Handhabung des Beils, der Hacke, der Schaufel, des Ruders, kurz aller Werkzeuge, die wir mit loser Faust führen und das sind offenbar die meisten und wichtigsten.

Bei beiden Arten des Faustschlusses sind es die *Musculi flexores sublimis et profundus*, welche sich anspannen und die nötige Kraft liefern. Die kurzen Finger Muskeln wirken nicht oder wenigstens nicht nennenswert mit. Das wird man schon deshalb vermuten, weil eine solche Mitwirkung zwar die Beugekraft am Grundgelenk etwas vermehren, dafür aber dieselbe an den beiden andern Gelenken stark vermindern würde. Und zwar würde die Summe der streckenden Drehmomente die der beugenden überwiegen, der Nachteil also größer sein als der Nutzen, wie ein Blick auf Tabelle 15 lehrt. Ferner zeigt die Beobachtung, daß eine Anspannung des leicht kontrollierbaren *Musculus interosseus dorsalis primus* beim Faustschluß nicht statthat, wobei man sich freilich durch die passive Vorwölbung dieses Muskels beim allseitig umklammernden Faustschluß nicht darf täuschen lassen.

Bei gleichzeitiger Anspannung der beiden *Musculi flexores* verhalten sich die an den drei Fingergelenken erzeugten Drehmomente annähernd wie 7 : 5 : 1 (Tabelle 15). Daraus ergibt sich zunächst, daß das Endglied nicht in gleicher Weise am Faustschluß sich beteiligt wie die beiden andern. Dasselbe dient wesentlich nur dazu, den gefaßten Gegenstand am Entschlüpfen zu verhindern, nicht um kraftvoll auf ihn einzuwirken, was den beiden proximalen Gliedern überlassen bleibt. Unser Interesse richtet sich daher auf das Verhältnis der an den beiden proximalen Gelenken wirksamen Drehmomente.

Untersuchen wir nun, welches das Verhältnis der Drehmomente ist, mit welchem die äußeren Kräfte an diesen beiden Gelenken angreifen (Tabelle 16 und Zeichnungen Fig. 38 bis 43)! Wir beginnen mit dem hakenartigen Faustschluß. Die graphische Darstellung der Fig. 39 und die Berechnung in Tabelle 16 b zeigt, daß wenn wir einen Gegenstand von „handlicher“ Dicke, etwa eine Reckstange, an welcher wir einen Klimmzug machen wollen, so umfassen, daß die Richtung des Zugs und Gegenzugs senkrecht ist zur Richtung des mittlern Fingergliedes, was wohl die gewöhnliche Haltung sein dürfte, die auf die beiden proximalen Gelenke ausgeübten Drehmomente $\mathfrak{P}R$, und $\mathfrak{P}R_1$, sich etwa verhalten wie 1 : 7,0 oder wie 7 : 5. Dieses Verhältnis entspricht also genau den in diesen Gelenken durch die besprochenen Muskelkräfte erzeugten entgegengesetzt gerichteten Drehmomenten. Die Verteilung der Muskelkräfte auf die beiden Gelenke ist also dem zu überwindenden äußern Gegendruck angepaßt.

Betrachten wir nun die Verhältnisse beim allseitig umklammernden Faustschluß (Fig. 41). Hier soll der Querschnitt des gefaßten Stabes von der Hand allseitig gleichmäßig gedrückt werden; demgemäß wird er auch nach allen Richtungen gleichmäßig Widerstand leisten. Das Drehmoment dieses Widerstandes auf das Gelenk ist am größten für die Druckrichtung senkrecht zur Verbindungslinie zwischen Gelenkachse und Stabmitte, nämlich gleich dem Druck \mathfrak{P} multipliziert mit der Länge R , oder R_1 , dieser Verbindungslinie, welche in diesem Fall den Abstand der Druckrichtung

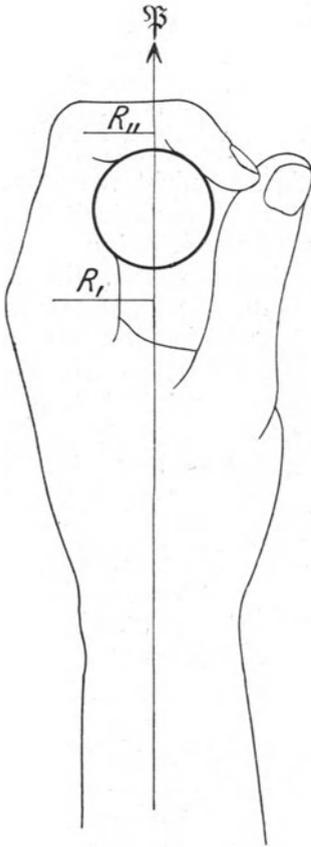


Fig. 39. Mechanik des hakenartigen Faustschlusses. R_I , R_{II} , Hebel der an den Gelenken wirkenden äußeren Kraft Ψ . $\frac{1}{2}$ nat. Größe.

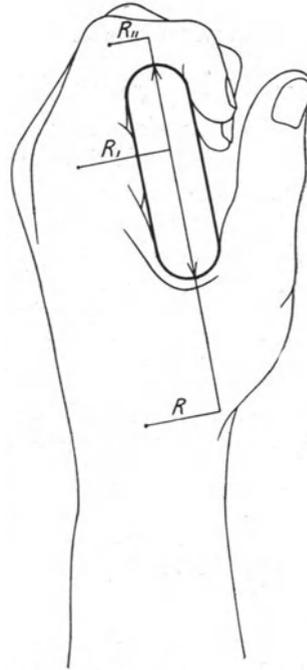


Fig. 40. Mechanik des klemmenden Faustschlusses beim Drücken des Dynamometers. Der Hebel, mit welchem die äußere Kraft auf das Grundgelenk wirkt, ist derselbe wie beim hakenartigen Faustschluß der Figur 39, dagegen ist der Hebel am Mittelgelenk des Zeigefingers viel geringer, an dem des Mittelfingers fast Null. Daher können sich die kurzen Muskeln beim Faustschluß beteiligen. Vgl. § 49b Schluß und § 51. $\frac{1}{2}$ nat. Größe.

von der Achse darstellt. Die Muskelkräfte werden als der Aufgabe angepaßt zu bezeichnen sein, wenn die von ihnen auf jedes der beiden Gelenke ausgeübten Drehmomente dasselbe Verhältnis zeigen wie diese größten Drehmomente des Stabwiderstandes auf die Gelenke. Statt wie vorstehend können wir auch folgendermaßen überlegen: Beim umklammernden Faustschluß ist jeder Finger mechanisch als eine Kette von Klammern anzusehen, jedes anatomische Gelenk als Drehachse einer Klammer, deren beide Arme den gefaßten Stab umgreifen und zusammendrücken, wie das Fig. 41c veranschaulicht. Wenn nun jede Klammer gleich stark drücken soll, müssen die die Klammer schließenden Drehmomente um so größer sein, je weiter die Drehachse der Klammer vom Stab abliegt, genauer gesagt, sie müssen dem Abstand der Stabmitte von der Drehachse proportional sein. In der Tat ist dies sehr annähernd der Fall, wie die in der Tabelle 16a durchgeführte Rechnung zeigt.

Diese Harmonie zwischen den inneren und den äußern, den geleisteten und den geforderten Kräften bewirkt offenbar die bestmögliche Ausnützung

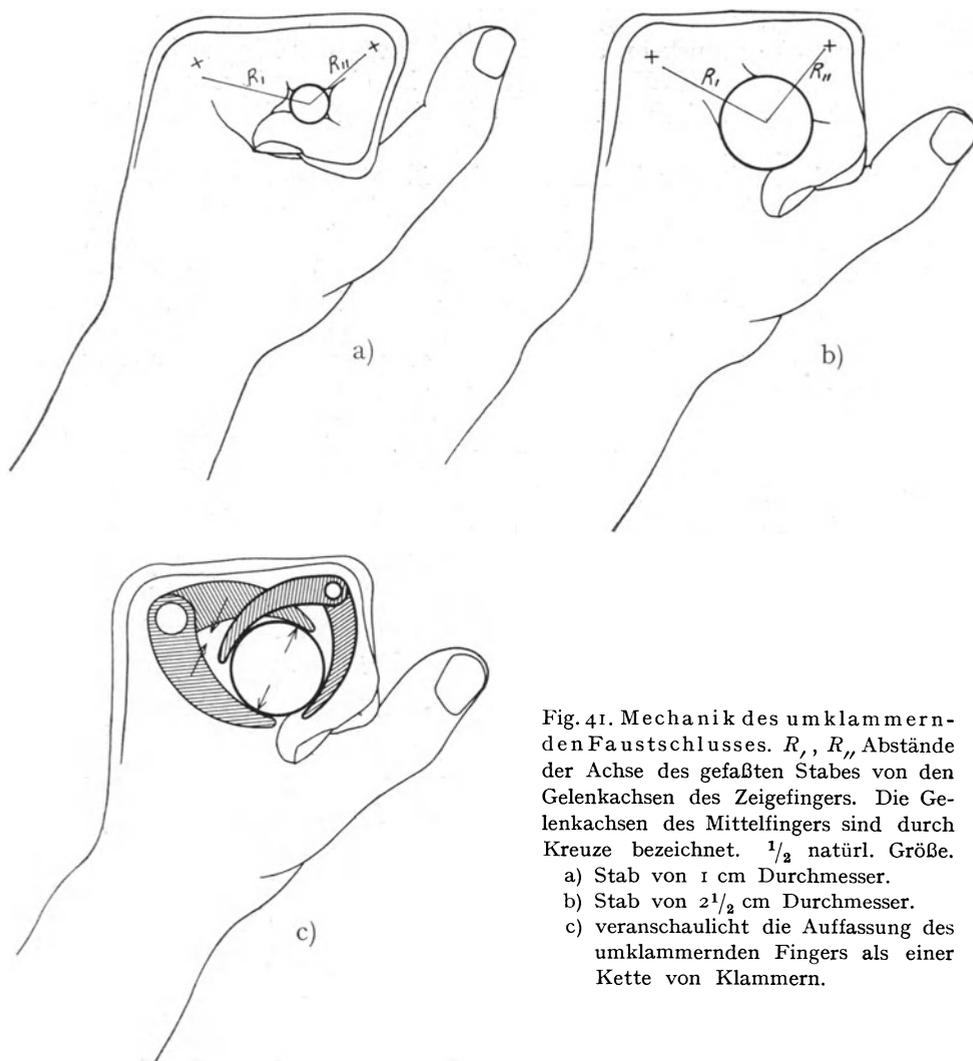


Fig. 41. Mechanik des umklammernden Faustschlusses. R_I , R_{II} Abstände der Achse des gefaßten Stabes von den Gelenkachsen des Zeigefingers. Die Gelenkachsen des Mittelfingers sind durch Kreuze bezeichnet. $\frac{1}{2}$ natürl. Größe.
 a) Stab von 1 cm Durchmesser.
 b) Stab von $2\frac{1}{2}$ cm Durchmesser.
 c) veranschaulicht die Auffassung des umklammernden Fingers als einer Kette von Klammern.

der aufgewendeten Energie. Diese Harmonie ist natürlich verschieden je nach den verschiedenen Dimensionen des gefaßten Gegenstandes, je nachdem ferner, ob wir ein und denselben Gegenstand so oder ein wenig anders fassen, die Faust etwas enger oder etwas loser schließen. Die untersuchten und durchgerechneten Fälle haben daher zugunsten unsrer Behauptung, daß es sich hier um eine Anpassung handelt, nur dann Beweiskraft, wenn sie als typische Fälle angesehen werden dürfen in dem Sinn, daß sie die häufigsten, oder daß sie das Mittel aller vorkommenden Fälle darstellen. Ich hoffe, daß der Leser die von mir gewählten Fälle als typisch anerkennen wird; einen bündigen Beweis dafür vermag ich freilich hier ebensowenig wie bei den noch weiter zu besprechenden Verrichtungen beizubringen.

Im übrigen ist zu bemerken, daß unsre Zahlen durch Kombination von Messungen an drei verschiedenen Individuen gewonnen sind: an einem

wurde der physiologische Querschnitt, an einem andern die spezifische Verlängerung der Muskeln, am dritten die Lage der Fingerglieder untersucht. In Anbetracht dieses Umstandes ist eine auch nur annähernde Übereinstimmung zwischen Theorie und Messung bereits als befriedigend zu bezeichnen.

Über die Rolle des Daumens beim Faustschluß vermag ich leider keine zahlenmäßigen Angaben zu machen, da hier die erforderlichen Messungen der individuellen Konstanten noch ausstehen. Seine Rolle ist vor allem beim Fassen dicker Gegenstände wichtig. Unter anderem vermag er dadurch, daß er mit seinem Endglied auf das Endglied des Zeige- oder Mittelfingers von außen drückt, dieses an den zu fassenden Gegenstand anzupressen. Dadurch kann möglicherweise bewirkt werden, daß dieses Endglied sich ebenso kräftig am Faustschluß beteiligt wie die beiden andern.

Etwas anders und komplizierter als bei den beiden besprochenen Arten des Faustschlusses liegen die Verhältnisse beim klemmenden Faustschluß. Hier nämlich können sich die kurzen Muskeln an der Beugung des Grundgelenks beteiligen, natürlich nur dann, wenn an den Interphalangealgelenken, an denen ja durch ihre Mitwirkung die Beugekraft vermindert wird, kein erhebliches Drehmoment verlangt wird. Dies trifft z. B. für den in Fig. 40 dargestellten Fall zu. Wir kommen später in anderm Zusammenhang auf die Mechanik dieses Faustschlusses zurück (§ 51.)

c) An dieser Stelle sei zu unsern frühern Betrachtungen (§ 46e) über die passive Faustschlußhilfe im Handgelenk noch folgendes nachgetragen. Wir überlegten damals, daß falls beim Arbeiten mit dem hakenartigen Faustschluß das Handgelenk etwas gebeugt gehalten wird, eine zwischen dem gefaßten Gegenstand und dem Rumpf der arbeitenden Person wirksame Zugkraft auf das Handgelenk streckend wirkt und dadurch die aktive Faustschlußhilfe der Handgelenkstreckmuskeln ersetzt. Die Ausmessung der Fig. 38 läßt uns nun erkennen, daß die Wirkung dieser Zugkraft am Handgelenk genau der eben besprochenen am Grundgelenk entspricht, und aus der in der Tabelle 16c durchgeführten Berechnung ersehen wir, daß bei richtig abgepaßtem Beugungswinkel auch dort die Drehmomente der beiderlei Kräfte im Gleichgewicht sind. Das heißt die langen Fingerbeuger halten unter passiver Mitwirkung des gefaßten Gegenstandes sowohl die Finger wie das Handgelenk in der Stellung der Fig. 38 fest. Einer Anspannung der Handgelenkstrecker bedarf es nicht, die aktive Faustschlußhilfe fällt fort. Allerdings um den Preis einer gewissen Krafteinbuße, da ja durch die Beugung im Handgelenk die Länge der langen Fingerbeuger sich vermindert und damit auch die Höchstkraft, welche sie zu leisten vermögen. Nur dadurch, daß wir eine gewisse Beugung zulassen, erreichen wir das Ziel, erheblichere Beugung zu verhindern, nur dadurch, daß wir einen kleinen Teil unsres Reichtums opfern, retten wir das übrige.

Das wichtigste aber ist nicht dies, daß die Krafteinbuße hierbei verhältnismäßig gering ist, sondern daß trotz der Längenverkürzung unsre Muskeln noch beinahe natürliche Länge behalten und also in dieser Haupt-

arbeitsstellung noch wirtschaftlich vorteilhaft zu arbeiten vermögen. Daß dies bei dem oberflächlichen Beugemuskel des Mittelfingers der Fall ist, weist die Berechnung nach, welche in Tabelle 11 für die in Fig. 38 dargestellte Haltung durchgeführt ist. Für die andern Muskeln ist wohl das gleiche anzunehmen (vgl. unten § 49g). Zu seiner ganzen natürlichen Länge und damit zu seiner vorteilhaftesten Arbeitsweise gelangt unser Beugemuskel freilich erst dann, wenn das Handgelenk leicht überstreckt wird (wobei dann auch die aktive Faustschlußhilfe meist nicht entbehrt werden kann). Diese Haltung ist ja aber auch die beim Faustschluß meist benutzte, auf sie fanden wir die Faustschlußhelfermuskeln abgestellt (vgl. § 46). So sehen wir unsre frühere Annahme (§ 14g) bestätigt, daß die Entspannungslänge dieses Fingerbeugers der Hauptarbeitsstellung entspricht und daß die Hauptarbeit unsrer Hand, die wir ja mit hakenartigem Faustschluß leisten, somit unter ökonomisch günstigsten Bedingungen statthat und auf sparsame Dauerleistung eingestellt ist. Dabei tritt uns hier nochmals der wirtschaftliche Wert der vielgelenkigen Muskeln deutlich vor Augen: die langen Fingerbeuger stellen sämtliche Fingerglieder in der geforderten Haltung fest und unter Umständen auch noch das Handgelenk dazu (vgl. § 8 und die Berechnungen der Tabelle 16a, b, c).

d) Wir gehen nun zum Fingerspitzenschluß über. Auch dieser soll unter Umständen mit großer Kraft ausgeführt werden. So wenn es gilt ein Samenkorn zu zerdrücken, eine Nähnadel durch einen derben Stoff hindurchzustoßen, einen widerspenstigen Knopf zu öffnen oder zu schließen, das Schnitzmesser oder den Grabstichel zu führen. Dazu müssen außer den langen Beugemuskeln auch die kurzen Fingermuskeln mitwirken, denn die beteiligten Finger — von der Rolle des Daumens sehen wir mangels einschlägiger experimenteller Daten wieder ab — liegen dabei nicht wie beim Faustschluß dem gefaßten Gegenstand an, sondern bilden einen frei durch die Luft gespannten Brückenbogen, der zum mindesten an den Stellen, wo die drei Balken zusammenstoßen, aus welchen die Brücke gewölbt ist, d. h. also an den beiden Interphalangealgelenken, gut festgestellt sein muß. Wir brauchen also aktive Feststellung dieser Gelenke und dazu die gleichzeitige Tätigkeit von Beugern und Streckern. Daß in der Tat lange Beuger und kurze Fingermuskeln zusammen arbeiten, wird auch durch die direkte Beobachtung, welche die Anspannung des *Musculus interosseus dorsalis primus* sowie der Sehne des langen oberflächlichen Beugers am Zeigefinger leicht festzustellen vermag, bestätigt. Dagegen bleibt der lange Strecker natürlich außer Spiel.

Nehmen wir an, alle beteiligten Muskeln arbeiteten mit gleicher Anspannung, so wäre das Verhältnis der an den drei Gelenken erzeugten Drehmomente für den Zeigefinger gleich $1 : 0,04 : 0,05$ für den Mittelfinger gleich $1 : 0,4 : 0,2$. Andererseits lehrt die graphische Darstellung der Fig. 42 und die Berechnung in Tabelle 16d, daß der Widerstand, mit welchem der gefaßte Gegenstand dem Druck der Zange entgegenwirkt und sie zu öffnen strebt, an den drei Gelenken Drehmomente in entgegengesetztem Sinn erzeugt, deren Proportionen mit den oben genannten

innerhalb der Fehlergrenzen unsrer Methode durchaus übereinstimmen. Wir können also von einer genauen Anpassung der bestehenden Kraftverhältnisse an die gestellte Aufgabe sprechen.

e) Nächst dem Schluß der Finger zur Faust oder zur Fingerspitzenzange ist die Öffnung und Streckung derselben die wichtigste Funktion. Hierzu bedarf es im allgemeinen keines größeren Kraftaufwandes. Ausnahmsweise aber ist doch ein erheblicher Widerstand zu überwinden, etwa wenn wir die unter Kleidern oder Decken gehaltene Hand öffnen wollen, wenn wir im Sand wühlen oder in dichtem Gezweig, oder im Backtrog Teig kneten.

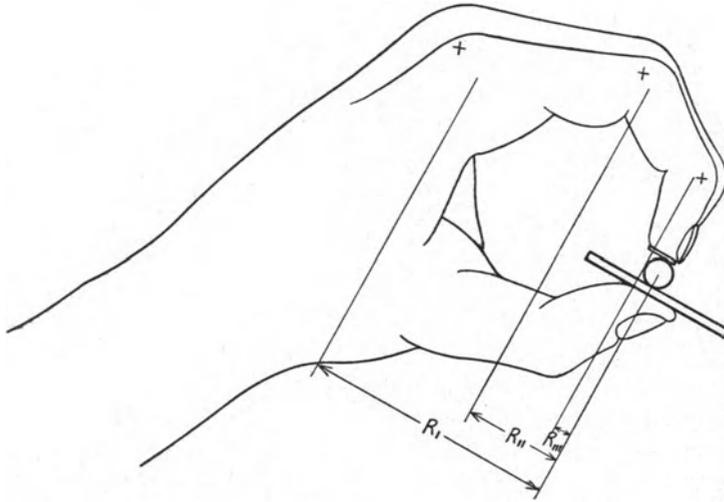


Fig. 42. Mechanik des kraftvollen Fingerspitzenschlusses. Die Haltung des Zeige- und Mittelfingers ist diejenige, bei welcher ich die Empfindung hatte, die größte Kraft ausüben zu können. Um die Richtung des Druckes genau festlegen zu können, wird auf eine kleine Walze, die zwischen zwei ebenen Plättchen rollen kann, gedrückt. Der Druck erfolgt dann senkrecht zu den Plättchen. R_I , R_{II} , R_{III} Hebel, mit welchen der Druck der Walze an den Gelenken des Zeigefingers angreift. Die Lage der Gelenkachsen des Mittelfingers ist durch Kreuze bezeichnet. $\frac{1}{2}$ nat. Größe.

Der Widerstand wird um so schwerer zu überwinden sein, je weiter distal am Finger er angreift, am schwersten, wenn er an der Fingerspitze ansetzt. Er wird dann auf die drei Fingergelenke Drehmomente im Sinne der Beugung ausüben, welche proportional dem Abstand dieser Gelenke von der Fingerspitze sind und zu deren Überwindung durch die streckenden Muskeln entgegengesetzte Drehmomente von gleicher Größe und gleichem Größenverhältnis hervorgebracht werden müssen.

Dabei ist folgender Umstand zu beachten. Um Gegenstände und insbesondere, um Werkzeug mit der Hand zu fassen und wieder loszulassen, ist es im allgemeinen nicht nötig, die Hand so weit zu öffnen, daß die Finger völlig gestreckt werden, vielmehr genügt es, sie in eine mittlere Stellung zwischen Beugung und Streckung zu bringen. Bekanntlich sind viele ältere schwer arbeitende Leute überhaupt nicht imstande, die Finger weiter als bis zu solcher Mittelstellung zu strecken — wir nennen das die Ge-

wohnheitskontraktur der Schwerarbeiter — ohne daß sie in ihrer Arbeitsleistung dadurch beeinträchtigt werden. Wir werden demnach erwarten, die gesuchte Anpassung der Muskelkräfte nicht bei völliger Streckung, sondern bei dieser mittleren Stellung zu finden. Auch habe ich mich durch Probieren am Dynamometer überzeugt, daß ich eben bei solcher mittleren Stellung, die ungefähr mit der früher besprochenen Ruhelage übereinstimmt, und nicht etwa bei völliger Streckung den kräftigsten Streckdruck mit dem Fingerendglied ausüben vermag.

Die für diese Stellung durchgeführte Berechnung der an den Fingergelenken angreifenden äußeren und inneren Kräfte (Tabelle 16e) und Fig. 43 zeigt tatsächlich eine sehr gute Übereinstimmung der beiderseitigen Kräfteverhältnisse, allerdings unter der Annahme, daß die kurzen Muskeln nur

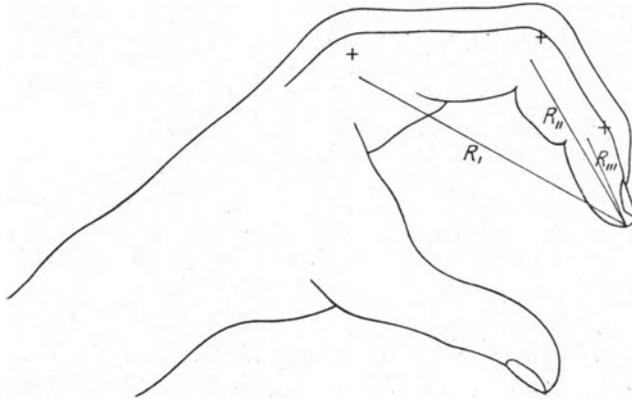


Fig. 43. Mechanik des Öffnens der Finger. Die Haltung des Zeige- und Mittelfingers ist diejenige, bei welcher die Streckung der Fingerspitzen mit größter Kraft ausgeführt werden konnte. R_1 , R_{II} , R_{III} Abstände der Gelenkachsen des Zeigefingers von der Fingerspitze. Die Gelenkachsen des Mittelfingers sind durch Kreuze bezeichnet. Die Spitzen beider Finger decken sich. $\frac{1}{2}$ nat. Größe.

mit einem Bruchteil der Energie arbeiten, welche der lange Streckmuskel bzw. die beiden langen Streckmuskeln aufwenden. Dieser Stellung entsprechend haben wir ja auch früher die Entspannungslänge des Musculus extensor communis digiti III justiert gefunden (§ 14, Tabelle 9 und 11).

g) Ich möchte nicht unterlassen, darauf hinzuweisen, daß unsern letzten Berechnungen zur Statik des Fingerspitzenschlusses und der Fingeröffnung deshalb eine erhebliche Unsicherheit anhaftet, weil wir die Hebellängen der kurzen Muskeln mangels einschlägiger Messungen nur geschätzt haben (§ 60e) und weil wir in Unkenntnis der Entspannungslängen dieser Muskeln bei unsern Überlegungen stillschweigend die Annahme gemacht haben, daß alle Muskeln natürliche Länge besitzen oder doch sich in gleichem Verhältnis von dieser Länge entfernt haben. Denn nur dann sind ihre Drehmomente bei gleich starker Innervation dem Querschnitt-Hebelprodukt proportional, wie das unsere Rechnung in Tabelle 16 voraussetzt. Doch spricht für die Richtigkeit dieser Voraussetzung folgendes. Die hier in Betracht kommenden Fingerhaltungen stehen sämtlich der Ruhelage

der Finger nahe (Tabelle 11). Für zwei von unsern Muskeln nun, für den oberflächlichen Beuger und den gemeinsamen Strecker des Mittelfingers, hatten wir nachweisen können, daß sie bei dieser Lage entspannt sind und natürliche Länge besitzen (§ 41). Für die übrigen aber dürfen wir deshalb gleiches annehmen, weil vermutlich die Entspannungsstellungen von Muskeln, welche an gleichen Gelenken zusammen tätig sind, nahe beieinander liegen (§ 24).

§ 50. Wirkungen und Aufgaben der kurzen Muskeln.

Das Ergebnis unsrer letzten Berechnung, daß bei kräftiger Streckung nur der lange Strecker seine volle Kraft einsetzen darf, die kurzen Muskeln dagegen nur einen Bruchteil der ihren, lenkt unsre Aufmerksamkeit nochmals auf das Verhältnis dieser beiden Muskeleinheiten und auf die Frage nach der eigentlichen Bedeutung der kurzen Muskeln überhaupt. Ein Blick auf Tabelle 15 lehrt, daß wir niemals beide Muskelarten gleich kräftig, d. h. mit gleichem Bruchteile ihrer Höchstkraft dürfen arbeiten lassen, wenn wir eine wirksame Streckung des Grundgelenks erzielen wollen, da die Querschnitt-Hebelprodukte an diesem Gelenke annähernd entgegengesetzt gleich sind, die Drehmomente also sich gegenseitig aufheben. Vielmehr müssen die langen Strecker mit wesentlich größerer Kraft sich anspannen. Dies auch aus folgender Ursache. Vergleichen wir die zur Streckung der Interphalangealgelenke zur Verfügung stehenden Drehmomente, so finden wir, daß sie beim Mittelgelenk größer, beim Endgelenk nicht sehr viel kleiner sind als beim Grundgelenk. Da, gleichgültig wie groß und welcher Art der bei der Streckung zu überwindende Widerstand sein mag, jedenfalls am Grundgelenk eine größere Kraft als am Mittel- und eine wesentlich größere als am Endgelenk wirken muß, falls die Streckung harmonisch erfolgen soll, so dürfen wir auch aus diesem Grund die kurzen Muskeln niemals in gleichem Maße wie den langen Strecker zur Streckung heranziehen.

Diese Tatsachen weisen uns wieder darauf hin, daß die *Musculi interossei* und *lumbricales* nicht Streckmuskeln in gleichem Sinne wie die langen Strecker sind. Vielmehr macht diese Streckfunktion nur eine Seite ihrer Aufgabe aus. Die andre und wichtigere Seite, zu der sie ihre ganze Kraft benötigen, ist diese, daß sie die Beugewirkung der langen Beugemuskeln an den distalen Gelenken mindern oder aufheben. In dieser Rolle als Kompensatoren (§ 25) sahen wir sie soeben schon beim kraftvollen Fingerspitzenschluß. Noch deutlicher wird uns diese Seite ihrer Tätigkeit, wenn wir die Schaufelstellung ins Auge fassen.

Wir besprachen früher, daß die isolierte Anspannung der kurzen Muskeln zur Schaufelstellung führt (§ 37). Sie genügt aber nicht, falls wir mit dieser Schaufel kraftvolle Schaufelbewegungen ausführen, schwere Materialien wie Sand, Körner, Wasser schaufelnd befördern, auf das Wasser beim Schwimmen einen kräftigen Druck ausüben wollen. Denn die Kraft, mit der die kurzen Muskeln das Grundgelenk beugen, ist gering, und doch wird gerade an diesem Gelenk ein besonders großes Drehmoment erfordert. Da müssen nun die langen Beuger mit ihrem mächtigen Drehmoment ein-

treten. Aber damit ihre Mitarbeit nicht gleich zum Faustschluß führt, muß ihre Wirkung an den beiden distalen Gelenken durch die Interossei kompensiert werden.

Die Wirkung der Interossei am Grundgelenk ist also eine unbeträchtliche. Wesentlich ist nicht sowohl, daß sie dort auch ein bißchen beugen, als daß sie nicht strecken, und daß dadurch jene Gegensätzlichkeit ihrer Wirkung an den verschiedenen Gelenken zustande kommt, welche, wie wir noch sehen werden (§ 52, 55), für die Sicherheit der Bewegung der drei hintereinander geschalteten Scharniere wesentlich ist. Die geringe Bedeutung der Interossei für die Beugung des Grundgelenks geht daraus hervor, daß sie beim Faustschluß, wie wir sahen, meist unbeteiligt sind, und daß ein kräftiger Faustschluß auch von Patienten mit gelähmten kurzen Fingermuskeln geleistet werden kann (vgl. Krankengeschichte § 107).

DUCHENNE allerdings ist der entgegengesetzten Auffassung (1885, S. 150) und meint, daß die Interossei und Lumbricales „unter physiologischen Bedingungen die einzigen Beuger der ersten Phalangen sind“ und daß „die Wirkung des Flexor sublimis und profundus auf die ersten Phalangen eine äußerst beschränkte, wenn nicht gar vollständig Null ist“. Was DUCHENNE zu dieser Auffassung verführte, ist in erster Linie die Beobachtung an Gelähmten, bei welchen, wie wir wissen, der Ausfall der Musculi interossei zur Krallenhand, d. h. zur Beugung der Interphalangealgelenke und zur Streckung oder Überstreckung des Grundgelenks führt. Wie die Entstehung dieser Stellung in Wirklichkeit mechanisch zu erklären ist, haben wir bereits besprochen und kommen später nochmals darauf zurück (§ 37, 52). Außerdem dürfte DUCHENNE auch hier wieder durch die Anschauung beeinflusst worden sein, daß ein Muskel, um kräftig auf ein Glied zu wirken, an demselben einen anatomischen Ansatz haben müsse, und diesen Ansatz am Grundgelenk besitzen die Interossei, während er den langen Flexoren fehlt. Eine solche naive mechanische Auffassung haben wir bereits früher als gänzlich unzutreffend zurückgewiesen (§ 36).

§ 51. Der Höchstdruck des klemmenden Faustschlusses.

Wenn ich das früher (§ 21) erwähnte Dynamometer mit klemmendem Faustschluß fasse, zuvor aber den Dynamometergriff derart eingerichtet (verbreitert) habe, daß die Haltung der Finger nicht der Fig. 40, sondern der Fig. 39 (Seite 222) entspricht, und dann möglichst kräftig presse, so vermag ich einen Druck auszuüben, den das Instrument auf 29 kg angibt. Der Druck der rechten Hand ist um ein geringes stärker als der der linken.

Andrerseits können wir den in diesem Fall erzeugbaren Höchstdruck auf Grund unsrer bisherigen Ermittlungen folgendermaßen berechnen. Damit in den Grundgelenken der Finger die Drehmomente der inneren und der äußeren Kräfte sich das Gleichgewicht halten, muß das Produkt aus diesem Höchstdruck \mathfrak{P} und dem mittleren Abstand der Druckrichtung von den Gelenkachsen R_m gleich sein der Summe der Zugkräfte \bar{p} in den Beugesehnen jede, multipliziert mit dem zugehörigen Hebel r . Also: $\mathfrak{P}R_m = \sum \bar{p}r$. Wenn wir annehmen, daß das Verhältnis der Hebel R , der äußeren Kraft zum Hebel r , der inneren

Kraft bei den einzelnen Fingern dasselbe sei, so können wir statt dessen schreiben:

$$\mathfrak{P} = \frac{r'}{R} \sum \bar{p}.$$

Die Länge der Muskeln bei dieser Fingerhaltung ist, wie wir früher überlegten, etwa die natürliche (§ 46 b, Tab. 11), die Zugkraft bei kräftigster Innervation ist also nahezu gleich der absoluten Muskelkraft multipliziert mit dem natürlichen Querschnitt:

$$\sum \bar{p} = \bar{K} \sum Q,$$

wenn wir mit $\sum Q$ den Gesamtquerschnitt des oberflächlichen und des tiefen Beugers einer Hand bezeichnen. Diesen Gesamtquerschnitt gibt ED. WEBER zu etwa 21 qcm an (Tabelle 6). Die absolute Muskelkraft fanden wir zu 3,6 kg (Tabelle 3). Das Verhältnis der Hebel $\frac{r'}{R}$ ergibt sich aus Tabelle 15 und Fig. 39 (samt Tabelle 16 b) für den Zeigefinger etwa zu $\frac{1}{2,6}$. Somit folgt schließlich:

$$\mathfrak{P} = \frac{1}{2,6} \cdot 3,6 \cdot 21 = 29 \text{ kg.}$$

Also haben wir Übereinstimmung von Versuch und Berechnung.

Wenn ich denselben Versuch mit schmalerem Dynamometergriff mache, so daß die Fingerhaltung der Fig. 40 entspricht, so finde ich einen Druck von 40 kg. Dieses Mehr erklärt sich daraus, daß in diesem Fall die kurzen Muskeln mitwirken. Außerdem mag auch der Hebel der langen Fingerbeuger am Grundgelenk durch die stärkere Beugung etwas vergrößert sein (vgl. oben § 46 d). Zur Berechnung ist diese Versuchsanordnung weniger geeignet als die zuvor beschriebene, da wir über die Entspannungslängen und die Hebel der kurzen Muskeln nichts Sicheres wissen, also in noch höherem Maße als zuvor auf bloße Mutmaßungen angewiesen sind. Endlich sei daran erinnert, daß beim Faustschluß mit stark überstrecktem Handgelenk der Extensor digitorum communis sich anspannt und den Versuch noch weiter kompliziert.

Damit schließen wir unsre statischen Berechnungen, nicht weil alle Fragen erledigt sind, sondern weil für weitere Antworten das Beobachtungsmaterial fehlt. Insbesondere fehlen alle zahlenmäßigen Angaben über die Länge der Hebel der kurzen Muskeln, ferner über die der langen Muskeln des Daumens sowie des vierten und fünften Fingers an den Interphalangealgelenken, endlich ausreichende Daten über die Entspannungsverhältnisse unsrer Muskeln. Übrigens wäre auch bei den bereits vorliegenden Zahlen eine Nachprüfung und Erweiterung des Beobachtungsmaterials dringend erwünscht, um unsre Schlußfolgerungen auf breitere Basis zu stellen. Denn daß unsern jetzigen Berechnungsergebnissen infolge der Mangelhaftigkeit des zugrunde gelegten Zahlenmaterials vielfach eine erhebliche Unsicherheit anhaftet, habe ich schon öfter betont. Wenn ich dieselben hier trotzdem mitteile, so geschieht es wesentlich in der Hoffnung, daß auch schon die Erörterung des Wegs, der zu sichern Ergebnissen führen kann, wertvoll ist und daß, wenn der Weg gewiesen ist, andre, die mehr Muße und bessere Ausrüstung als ich besitzen, Lust bekommen werden, auf Forschungsreisen auszugehen.

Phoronomie (Bewegungslehre).

§ 52. Spezielle Phoronomie der vier Finger, erster Teil.

Wir haben unsre mathematischen Überlegungen über die Wirkungen der Muskeln sogleich mit der Dynamik oder vielmehr ihrem ersten Teil, der Statik, begonnen. Die Physik (so z. B. das Lehrbuch von GRIMSEHL) stellt vor die Dynamik oder Kräftelehre die Phoronomie oder Bewegungslehre, d. h. die Untersuchung über die Bewegungen und Bewegungsmöglichkeiten, wenn man von den dabei tätigen Kräften absieht oder vielmehr annimmt, daß jederzeit die jeweils gerade benötigten Kräfte zur Verfügung stehen. Die Gelenkmechanik, wie wir sie in der Einleitung definierten, ist Phoronomie. Die Systemmechanik und die Komplexmechanik, welche zusammen mit den Gelenken auch die diese bewegenden Muskeln ins Auge fassen, haben den phoronomischen Sätzen der Gelenkmechanik nichts Wesentliches hinzuzufügen, solange es sich nur um eingelenkige Muskeln handelt. Anders sobald die Muskeln mehrere Gelenke überziehen. Hier entstehen durch die gleichzeitigen Beziehungen mehrerer Muskeln zu mehreren Gelenken Probleme, die eigener Überlegung bedürfen. Wir haben hierhergehörige Fragen ohne Zuhilfenahme mathematischer Ableitungen bereits bei Betrachtung der Insuffizienz der mehrgelenkigen Muskeln erörtert, ferner bei der Untersuchung über die acht möglichen Endstellungen der vier Finger, über die Führung der gemeinsamen Strecksehne und über das Gelenk der Wahl (§ 36, 37). Wir wollen einige weitere Fragen dieser Art jetzt unter Zuhilfenahme einfacher mathematischer Hilfsmittel etwas gründlicher behandeln, dabei im Interesse größerer Anschaulichkeit diesmal umgekehrt wie sonst erst den besonderen, dann den allgemeinen Fall betrachten.

Wir fragen: Welche Längenänderung erfährt ein Fingermuskel, wenn die Gelenke, die bisher Normalstellung eingenommen haben, in irgendwelche andre Stellungen übergehen? Wir können diese Längenänderung als Zusatzlänge für die neue Länge l auffassen (§ 5d, g Ende) und haben dann für sie die Gleichung:

$$-\Delta l = \varphi, r, + \varphi,, r,, + \varphi,,, r,,, ,$$

indem wir mit $r, , r,, , r,,,$ die Hebel des Muskels an den Fingergelenken und mit $\varphi, , \varphi,, , \varphi,,,$ die Gelenkwinkel von der Normalstellung als Nullage ausgerechnet und in Bogenmaß ausgedrückt bezeichnen.

Zu dieser Gleichung hätten wir auch unmittelbar und ohne auf eine früher entwickelte Formel zurückzugreifen, gelangen können durch die Überlegung, daß die Verkürzung oder negative Verlängerung eines Finger Muskels gleich ist der Summe der einzelnen Verkürzungen, welche seine Bahn an jedem einzelnen der drei Gelenke erfährt und daß jede dieser Verkürzungen wieder gleich ist dem Produkt aus der statthabenden Drehung (in Bogenmaß ausgedrückt) und dem Hebel.

Vermöge der zwangsläufigen Verkoppelung der zwei distalen Gelenke durch die Strecksehne (§ 36) gilt ferner für alle fixierten Stellungen und Bewegungen die Gleichung:

$$\frac{\hat{\varphi}_{'''}}{\hat{\varphi}_{''}} = c \quad (\text{konstant})$$

also

$$\hat{\varphi}_{''} r_{''} + \hat{\varphi}_{''' } r_{'''} = \hat{\varphi}_{''} (r_{''} + c r_{'''}).$$

Wir haben vier selbständige Motore für Beugung und Streckung (§ 36), nämlich:

1. Flexor sublimis,
2. Flexor profundus,
3. Extensor communis.
4. Interossei und Lumbricalis, welchen letztern wir für diese Betrachtung außer acht lassen können. Es ergeben sich somit folgende vier Gleichungen:

$$\begin{aligned} -\Delta l_{su} &= \hat{\varphi} r_{su} + \hat{\varphi}_{''} r_{''su}, \\ -\Delta l_{pr} &= \hat{\varphi} r_{pr} + \hat{\varphi}_{''} (r_{''pr} + c r_{'''pr}), \\ -\Delta l_{ex} &= \hat{\varphi} r_{ex} + \hat{\varphi}_{''} (r_{''ex} + c r_{'''ex}), \\ -\Delta l_{io} &= \hat{\varphi} r_{io} + \hat{\varphi}_{''} (r_{''io} + c r_{'''io}). \end{aligned}$$

Indem wir aus der Tabelle 15 die Zahlenwerte für die Hebel am Mittelfinger entnehmen und für die Konstante c gemäß Tabelle B in § 36 den ungefähren Wert 1,1 einsetzen, erhalten wir:

$$\begin{aligned} -\Delta l_{su} &= +1,24 \hat{\varphi} + 0,85 \hat{\varphi}_{''}, \\ -\Delta l_{pr} &= +0,97 \hat{\varphi} + 1,10 \hat{\varphi}_{''}, \\ -\Delta l_{ex} &= -1,11 \hat{\varphi} - 0,60 \hat{\varphi}_{''}, \\ -\Delta l_{io} &= +0,35 \hat{\varphi} - 0,60 \hat{\varphi}_{''}. \end{aligned}$$

Die Betrachtung dieser Gleichungen zeigt, daß wir einen positiven Wert für die rechten Seiten der drei ersten Gleichungen und damit einen negativen Wert für die drei ersten Δl und also eine Verkürzung der drei langen Muskeln bloß dann erhalten, wenn $\hat{\varphi}$ negativ, $\hat{\varphi}_{''}$ dagegen positiv und numerisch größer als $\hat{\varphi}$ ist. (Denn wollten wir sowohl $\hat{\varphi}$, als $\hat{\varphi}_{''}$ positiv wählen, so würde die rechte Seite der dritten Gleichung, wollten wir beide Werte negativ festsetzen, die rechte Seite der ersten und zweiten Gleichung negativ werden. Würden wir aber $\hat{\varphi}$ positiv und $\hat{\varphi}_{''}$ negativ machen, so würde die zweite Gleichung, um rechts eine positive Summe zu ergeben, verlangen, daß $\hat{\varphi}$ größer oder mindestens beinahe so groß sei als $\hat{\varphi}_{''}$, die dritte umgekehrt, daß $\hat{\varphi}$ viel kleiner sei als $\hat{\varphi}_{''}$, was unvereinbar ist.) Das heißt gleichzeitige Verkürzung aller langen Muskeln ist bloß dann möglich, wenn im Grundgelenk eine Streckung, in den beiden andern eine verhältnismäßig stärkere Beugung stattfindet, wenn also eine Krallenstellung eintritt. Die vierte Gleichung ergibt in diesem Fall einen negativen Zahlenwert, d. h. die kurzen Muskeln werden gestreckt. Sodann lesen wir aus diesen Gleichungen ab, daß gleichzeitige ausgiebige Verkürzung der Interossei allein und ebenso der Interossei zusammen mit den langen Beugern bloß möglich ist bei Beugung des Grundgelenks und Streckung der Interphalangealgelenke, also einer Bewegung nach der Schaufelstellung zu, und daß gleichzeitige ausgiebige Verkürzung des langen Streckmuskels und der kurzen Muskeln

Streckung aller Gelenke erfordert, gleichzeitige ausgiebigste Verkürzung der langen Beuger dagegen Beugung aller Gelenke und damit Fauststellung. Alle diese Beziehungen könnte man sich auch an einem nach den Angaben unsrer vier Gleichungen gebauten Modell anschaulich machen.

§ 53. Phronomie einer Kette hintereinander geschalteter Scharniergelenke.

An die vier Gleichungen für die Verkürzung der Fingermuskeln knüpfen wir folgende allgemeinen Erwägungen. Nehmen wir an, die Hebellängen seien ein für allemal festgelegt, die Längenänderungen der Muskeln Δl würden jedesmal neu gegeben, und es sei gefragt, welche Winkeländerungen durch sie zustande kommen, d. h. also $\hat{\varphi}$, und $\hat{\varphi}'$, seien die unbekanntes Größen unsrer Gleichungen. Anders ausgedrückt: es sei nach den durch beliebig gegebene Längenänderungen unsrer vier Muskeln bewirkten Gelenkstellungen gefragt. Von diesem Gesichtspunkt aus gesehen, haben wir in unsern letzten Formeln vier Gleichungen vor uns mit zwei Unbekannten. Da zwei Gleichungen zur Festlegung von zwei Unbekannten genügen, so bedeutet dieses Mehr, daß wir die vier jedesmal neu festzusetzenden Größen Δl nicht alle nach Belieben wählen können, sondern daß, wenn wir zwei frei gewählt haben, die beiden andern damit festgelegt sind, falls unsre Gleichungen erfüllbar bleiben sollen, d. h. falls alle Muskeln samt ihren Sehnen stets glatt und ohne Faltenbildung gespannt und dadurch die Gelenke in ihren Stellungen fixiert sein sollen, wie das ja die Meinung unsrer Gleichungen ist. Da wir jeder der beiden frei wählbaren Längen zwei extreme Werte geben können, entsprechend der äußersten Verkürzung und der äußersten Verlängerung (= negativer Verkürzung) des Muskels, so haben wir $2 \cdot 2 = 4$ frei wählbare extreme oder Endstellungen. Das stimmt zu unsrer frühern Überlegung, daß es vier Endstellungen gibt, bei welchen sämtliche Muskeleinheiten angespannt und also sämtliche Gelenke fixiert sind (§ 37).

Wir knüpfen hieran die weitere Frage, wie viele selbständige Muskeln nötig sind, um ein, zwei, drei hintereinander geschaltete Scharniergelenke, welche diese Muskeln sämtlich mit ihren Sehnen überziehen, in jeder Winkelstellung festzulegen. Für ein einziges Gelenk bedarf es offenbar zweier Muskeln, eines Streckers und eines Beugers, für welche dann die beiden Gleichungen gelten:

$$-\Delta l_a = r_a \hat{\varphi} ,$$

$$-\Delta l_\alpha = r_\alpha \hat{\varphi} ,$$

wobei wir mit dem lateinischen Buchstaben a die dem Beuger, mit dem griechischen Buchstaben α die dem Strecker zugehörigen Werte kennzeichnen. Ist die Verkürzung oder Verlängerung des Beugers Δl_a gewählt, so ist damit sowohl die Winkelstellung $\hat{\varphi}$ wie die Längenänderung des Streckers Δl_α festgelegt.

Lassen wir beide Muskeln zwei Gelenke überziehen, so haben wir die Gleichungen:

$$-\Delta l_a = r_a \hat{\varphi} + r_{,a} \hat{\varphi}' ,$$

$$-\Delta l_\alpha = r_\alpha \hat{\varphi} + r_{,\alpha} \hat{\varphi}' .$$

Also zwei Gleichungen mit zwei Unbekannten $\hat{\varphi}$ und $\hat{\varphi}_1$. Dementsprechend können wir sowohl die Längenänderung des Beugers wie die des Streckers frei wählen. Wir können also mit nur zwei Muskeln unsern zwei Gelenken jede beliebige Stellung geben.

Dies erscheint sehr vorteilhaft, hat aber ein großes Bedenken. Wenn wir nämlich die Unbekannten $\hat{\varphi}$ und $\hat{\varphi}_1$ aus unsern Gleichungen berechnen, so erhalten wir:

$$\begin{aligned}\hat{\varphi} (r_a r_{r,\alpha} - r_{\alpha} r_{r,a}) &= -\Sigma l_a r_{r,\alpha} + \Sigma l_{\alpha} r_{r,a}, \\ \hat{\varphi}_1 (r_{r,a} r_{\alpha} - r_{r,\alpha} r_a) &= -\Sigma l_a r_{\alpha} + \Sigma l_{\alpha} r_a.\end{aligned}$$

Diese Gleichungen werden unbestimmt für den Fall daß

$$r_a r_{r,\alpha} - r_{\alpha} r_{r,a} = 0,$$

also

$$\frac{r_a}{r_{\alpha}} = \frac{r_{r,a}}{r_{r,\alpha}}.$$

Das heißt in dem Fall, daß wir an beiden Gelenken dasselbe Verhältnis des beugenden zum streckenden Hebel haben, ist mit der Wahl von Σl_a und Σl_{α} der Wert von $\hat{\varphi}$ und $\hat{\varphi}_1$ noch nicht festgelegt.

Auch durch eine rein geometrische Überlegung kann man sich das leicht klarmachen: Wenn über zwei Scharniergelenke zwei gespannte Fäden, der eine einer Beuge- der andre einer Strecksehne entsprechend, geführt sind, so wird durch eine bestimmte Drehung des einen Gelenks der erste Faden verlängert, der zweite verkürzt (oder der eine Faden vorgezogen, dem anderen gestattet sich zurückzuziehen; man denke an EM. WEBERS Versuchsanordnung zur Messung der spezifischen Verlängerung § 13). Durch Drehung des andern Gelenks im entgegengesetzten Sinn wird der zweite Faden verlängert, der erste verkürzt. Nun ist es offenbar möglich, die Hebelarme so zu wählen, daß beide Veränderungen sich jedesmal ausgleichen. Wir können dann ein Gelenk drehen, ohne daß die Länge unsrer Fäden oder Muskeln sich ändert, falls wir nur das andre gleichfalls in geeigneter Weise bewegen. Die Lage des einzelnen Gelenks ist unbestimmt, nur das Verhältnis beider zueinander $\frac{\hat{\varphi}_1}{\hat{\varphi}}$ ist durch die Muskelänge festgelegt.

Biologisch betrachtet, würde eine solche Konstruktion, bei welcher einer bestimmten Zusammenziehung der Muskeln keine bestimmte Lage der einzelnen Gelenke entsprechen würde, natürlich äußerst unzweckmäßig sein. Nun wird der Leser vielleicht meinen, es sei doch sehr unwahrscheinlich und jedenfalls leicht zu vermeiden, daß die Hebelverhältnisse beider Gelenke übereinstimmen. Gewiß, aber das biologische Baumaterial ist nachgiebig und durch Hinzutreten äußerer Kräfte veränderbar, und so ist es schon bedenklich, wenn durch geringfügige Änderungen der Maße dieses verhängnisvolle Verhältnis sich herstellen kann, wenn also auch nur eine Ähnlichkeit der Hebelverhältnisse besteht.

Der besprochenen Gefahr wird nun dadurch vorgebeugt, daß wir die Hebel recht verschieden wählen. Aber das ist immer nur innerhalb gewisser Grenzen möglich, wie man sich an den Verhältnissen der vier Finger

leicht klarmachen kann. Viel wirksamer ist ein andres Mittel, nämlich, daß wir einen weiteren Muskel zu Hilfe nehmen, welchen wir etwa an dem ersten (proximalen) Glied angreifen lassen. Sagen wir es sei ein Beuger und kennzeichnen wir die ihm zugehörigen Werte dementsprechend durch einen lateinischen Buchstaben b . Dann haben wir die Gleichungen:

$$\begin{aligned} -\Delta l_a &= r_a \hat{\varphi} + r_{,a} \hat{\varphi}', \\ -\Delta l_\alpha &= r_\alpha \hat{\varphi} + r_{,\alpha} \hat{\varphi}', \\ -\Delta l_b &= r_b \hat{\varphi}. \end{aligned}$$

Jetzt haben wir drei Gleichungen für zwei Winkel $\hat{\varphi}$ und $\hat{\varphi}'$, also wieder eine Gleichung mehr, als zur Bestimmung der unbekanntenen Größen nötig ist. D. h. die Verlängerung des dritten Muskels ist durch die der beiden andern mit gegeben. Eine Drehung der Gelenke bei unverändert bleibender Länge aller drei Muskeln ist natürlich unmöglich. Wir haben also einen Muskel mehr aufgewendet als unbedingt nötig, aber für diesen Mehraufwand haben wir eine erhöhte Bestimmtheit oder Eindeutigkeit der Wirkung eingehandelt.

Wir haben den dritten Muskel am ersten (proximalen) Gelenk angreifen lassen. Wir können aber die Sehne des überschüssigen Muskels auch bis zum zweiten (distalen) Gelenk führen und an diesem erst ihren Ansatz gewinnen lassen. Unsre Gleichungen lauten dann:

$$\begin{aligned} -\Delta l_a &= r_a \hat{\varphi} + r_{,a} \hat{\varphi}', \\ -\Delta l_\alpha &= r_\alpha \hat{\varphi} + r_{,\alpha} \hat{\varphi}', \\ -\Delta l_b &= r_b \hat{\varphi} + r_{,b} \hat{\varphi}'. \end{aligned}$$

Welche Befestigungsweise ist vorteilhafter? Die letztere scheint umständlicher, weil die Sehne des dritten Muskels länger sein und auf einer längern Strecke für ihre sichere Führung Sorge getragen werden muß. Sie hat aber einen Vorzug: wir können nämlich bei diesem dritten Muskel die Hebel, mit welchen er an den beiden Gelenken angreift, so verschieden wählen, daß geradezu eine Umkehr stattfindet, er also an dem einen Gelenk streckt, am andern beugt, wir also für das eine Gelenk im ganzen zwei Beuger und einen Strecker, für das andre zwei Strecker und einen Beuger haben. Wir erhalten damit gewissermaßen eine doppelte Bürgschaft gegen die Gefahr der Unbestimmtheit der Gelenkbewegung. Denn im Fall daß bei entgegengesetzter Drehung der beiden Gelenke die Längenänderungen der ersten zwei Muskeln sich ausgleichen würden, diese Muskeln also eine bestimmte Einstellung der Gelenke nicht gewährleisten könnten, gerade in diesem kritischen Fall würden die Längenänderungen des dritten Muskels, da er an den beiden Gelenken in entgegengesetztem Sinn angreift, sich addieren und also besonders groß sein; dieser dritte Muskel würde daher in besonders wirksamer Weise durch seine Verkürzung oder Verlängerung die Gelenkhaltung bestimmen, die „Steuerung“ der Bewegung besorgen.

Dieses Prinzip des Angriffs mit entgegengesetzt gerichteten Hebeln an zwei benachbarten Gelenken finden wir in der Natur ver-

wirklich: die kurzen Muskeln der vier Finger sind Beuger am Grundgelenk, Strecker an den Interphalangealgelenken, ihre Sehne kreuzt zwischen dem ersten und dem zweiten Gelenk des Fingers von der Beugeseite auf die Streckseite hinüber. Der eben berührte Nachteil aber einer Verlängerung der Sehne ist in diesem Fall dadurch vermieden, daß die Sehne der kurzen Muskeln sich nach dem Passieren des Grundgelenks mit der des langen Streckers vereinigt. Somit liegt hier eine vorzügliche und wohl die denkbar beste Lösung der gestellten Aufgabe vor¹⁾.

Wir können nun noch einen vierten Muskel an unseren beiden Gelenken anbringen und werden die vier Motore dann zweckmäßig so anordnen, daß zwei Muskeln am distalen Gelenk, zwei am proximalen ansetzen und wir die Gleichungen haben:

$$-\Sigma l_a = r_a \hat{\varphi} + r_{1a} \hat{\varphi},$$

$$-\Sigma l_\alpha = r_\alpha \hat{\varphi} + r_{1\alpha} \hat{\varphi},$$

$$-\Sigma l_b = r_b \hat{\varphi},$$

$$-\Sigma l_\beta = r_\beta \hat{\varphi}.$$

Was wir durch diesen abermaligen Mehraufwand erkaufen, ist zunächst noch weiter erhöhte Sicherheit der Funktion, denn eine Sehne, welche am Knochen festgemacht ist, regiert ihn natürlich zuverlässiger als eine solche, welche bloß durch mehrfache in sich bewegliche Gebilde auf ihn einwirkt. Sodann aber größere Unabhängigkeit beider Gelenke, nicht in der Bewegung als solcher — denn die besitzen sie bereits in vollem Maß — aber in der Kraft der Bewegung. Wir können jetzt das proximale Gelenk für sich allein feststellen, das distale ganz oder halb lose lassen, was man sich am Daumen vordemonstrieren kann, dessen letztes Glied in dieser Weise unabhängig ist, während das mittlere diese Unabhängigkeit gegen das Wurzelglied nicht besitzt. Etwa noch mehr als vier selbständige Muskeln für zwei hintereinander geschaltete Scharniergelenke aufzuwenden wäre zwecklos, da wir dadurch keinen weiteren Gewinn weder an Beweglichkeit noch an Sicherheit der Bewegung erzielen würden.

Fügen wir nun noch ein drittes Scharniergelenk hinzu, so erhalten wir Verhältnisse, welche prinzipiell nichts Neues bieten, und die der Leser sich im Anschluß an unsere bisherigen Erörterungen leicht zurechtlegen kann. Drei selbständige Motore sind jetzt mindestens erforderlich, durch sechs würden die höchsten Ansprüche an Sicherheit und Unabhängigkeit der einzelnen Gelenke befriedigt werden.

Außer den beiden bisher besprochenen Mitteln, um die Bestimmtheit der Bewegung bei einer Mehrzahl von hintereinander geschalteten Gelenken zu sichern, nämlich der Wahl möglichst verschiedener Hebellängen und der Anbringung überschüssiger Muskeln, gibt es nun noch eine ganze andre Hilfsmöglichkeit, nämlich daß wir ein und denselben Muskel oder seine Sehne an zwei Gliedern gleichzeitig Ansatz gewinnen lassen. Da-

¹⁾ Das dritte Fingergelenk spielt für diese Betrachtung aus alsbald zu erörterndem Grund keine Rolle. — Auch der *Musculus sartorius* greift mit entgegengesetzt gerichteten Hebeln an Knie und Hüftgelenk an. Vielleicht ist auch seine mechanische Bedeutung in der Steuerung zu suchen.

durch, daß er auf diese beiden Glieder und die zugehörigen beiden Gelenke unmittelbar wirkt, ist ein falscher Erfolg seines Impulses ausgeschlossen; es ist unmöglich, daß sich ein Gelenk streckt, während es sich beugen sollte. Diesem Vorteil aber steht der große Nachteil gegenüber, daß die beiden Gelenke nicht mehr unabhängig voneinander sind. Die Verkürzung des Muskels schreibt beiden ihre Drehung ganz genau vor, beide müssen sich stets gleichzeitig und in bestimmtem Verhältnis der Drehungswinkel beugen oder strecken. Wir haben nicht mehr zwei freie, sondern zwei gekoppelte Gelenke vor uns, die phoronomisch und in Beziehung auf den gemeinsamen Muskel eigentlich nur noch eine einzige Gelenkeinheit darstellen. Die beiden Interphalangealgelenke der vier Finger sind gekoppelte Gelenke, und wir haben die betreffenden Verhältnisse früher (§ 36) so genau besprochen, daß wir jetzt nicht nochmals darauf einzugehen brauchen.

§ 54. Spezielle Phoronomie der vier Finger, zweiter Teil.

Wir kommen nun nochmals auf die speziellen Verhältnisse der vier Finger zurück, um auf Grund unsrer neu gewonnenen Erkenntnisse unsrer frühern Betrachtungen zu vervollständigen. Wir knüpfen an die zuletzt erwähnte Tatsache an, daß die beiden Interphalangealgelenke dadurch, daß die gemeinsame Strecksehne an beiden Endgliedern sich anheftet, ihrer vollen Selbständigkeit beraubt sind und nur noch gemeinsam aktiv gestreckt werden können. Der Gemeinsamkeit des Streckapparates steht eine Getrenntheit der Beugevorrichtungen gegenüber: am Endglied setzt der tiefe, am Mittelglied der oberflächliche Beugemuskel an.

Hier drängt sich die Frage auf, ob denn diese Möglichkeit unabhängiger Beugung einen Wert besitzt, wo doch die Unabhängigkeit der streckenden Gegenbewegung fehlt. Diese Frage wird um so dringlicher, als die Beobachtung lehrt, daß von dieser Unabhängigkeit tatsächlich so gut wie kein Gebrauch gemacht wird. Hatten wir doch bei unsrer Durchmusterung der Fingerbewegungen nur einmal Gelegenheit, von isolierten Betätigungen nur eines der beiden Beugemuskeln zu sprechen (§ 37). Die fünfte und sechste Endstellung nämlich kommt zustande, wenn nur der oberflächliche Beuger, die siebente und achte Stellung andeutungsweise dann, wenn nur der tiefe Beuger neben den langen Streckmuskeln sich zusammenzieht. Aber alle diese vier Stellungen, hatten wir ferner bemerkt, sind praktisch von keiner Bedeutung. Für alle wichtigen und wertvollen Funktionen gilt vielmehr, daß beide Beuger stets gemeinschaftlich und anscheinend auch stets in gleicher Intensität tätig sind. Der Verknüpfung der beiden Interphalangealgelenke in bezug auf die aktive Streckung entspricht also eine ähnliche Koppelung bei der aktiven Beugung. Nur ist erstere Koppelung eine mechanische, letztere eine funktionelle oder innervatorische. Wir haben also, funktionell betrachtet, eigentlich nur einen einzigen Beugemuskel der Finger. Wozu dann, wird nun der technisch und kritisch denkende Leser fragen, die anatomische Trennung in zwei Muskeln? Könnten nicht alle wesentlichen Funktionen durch

einen einzigen entsprechend kräftigeren Muskel ausgeführt werden? Wozu also diese Komplikation?

Hierauf ist zu antworten: gewiß könnte ein einziger Muskel an sich genügen. Aber die Abstufung seiner Kraft für die verschiedenen Gelenke würde zu Schwierigkeiten führen. Aus unsern Zahlen in Tabelle 15 geht hervor, daß das Drehmoment der langen Beugemuskeln am Grundgelenk des Zeigefingers über sechsmal, am Grundgelenk des Mittelfingers mehr als achtmal so stark ist als am Endgelenk, und wir sahen, daß diese weitgehende Verschiedenheit nicht willkürlich, sondern durch die diesen Gliedern gestellten Aufgaben gefordert ist. Diese weitgehende Abstufung der Kraft wird durch zwei Mittel erreicht: erstens durch die Verschiedenheit der Hebellänge, welche am Endgelenk am geringsten, am Grundgelenk am größten ist, zweitens dadurch, daß das Endgelenk nur von einem, die beiden andern Gelenke von zwei Muskeln bedient werden. Würde letzteres Mittel fortfallen, so müßte ersteres um so stärker herangezogen werden, der Hebel am Grundgelenk müßte das Sechs- bis Achtfache des Hebels am Endgelenk betragen. Nun könnte aber der bereits sehr kurze Hebel am Endgelenk, wo die Sehne dem dünnen Knochen schon ganz nahe anliegt, nicht wesentlich vermindert werden, es müßte also der Abstand der Sehne am Grundgelenk vermehrt werden, und zwar auf das Sechs- bis Achtfache des Abstandes am Endgelenk, d. h. auf mehr als $6 \cdot 0,43$ cm beim Zeigefinger, und $8 \cdot 0,30$ cm beim Mittelfinger, also auf etwa $2\frac{1}{2}$ cm, während jetzt der Abstand noch nicht die Hälfte dieses Betrags erreicht (Tabelle 15). Die Folge wäre, daß die Sehne weit in die Hohlhand vorspringen würde und der dort für den zu fassenden Gegenstand verfügbare Raum wesentlich eingeschränkt würde. Am Mittelgelenk würde eine ähnlich starke Vorbuchtung, die womöglich noch störender sein würde, in den Kauf genommen werden müssen. Eine fernere Folge wäre, daß die Strecke, um welche der Muskel sich zu verkürzen vermag, — wir haben sie früher (§ 37, § 4c) als freie Gesamtverkürzung oder als verfügbare Verkürzungsstrecke bezeichnet — verlängert werden müßte, denn die von einem Muskel bei einer bestimmten Winkeldrehung zu leistende Verkürzung ist proportional dem Abstand der Sehne von der Drehachse. Die freie Gesamtverkürzung aber ist durch die natürliche Länge des Muskels und diese in unserem Fall durch die beschränkten Dimensionen des Vorderarms, an welchem der Muskel untergebracht werden muß, begrenzt, ein Punkt, auf welchen wir gleich zurückkommen.

Mit diesen Verhältnissen hängt es auch zusammen, daß der *Musculus flexor sublimis* an den einzelnen Fingern sehr verschieden stark ausgebildet ist: am Zeigefinger ist er am mächtigsten, am kleinen Finger sehr schwach, ja er fehlt dort häufig ganz. Offenbar deshalb, weil bei den bescheidenen Abmessungen und Aufgaben dieses Fingers eine ausreichende Abstufung bloß durch Verschiedenheit der Hebellängen möglich ist, ohne daß ein übermäßiges Vorspringen der Sehne an den proximalen Gelenken nötig wird. (Sicheres allerdings läßt sich hierüber nicht sagen, solange wir über die Hebellängen an den distalen Gelenken dieses Fingers keine Messungen besitzen). Beim Mittel- und Ringfinger andererseits ist ein stärkeres Vor-

springen der Sehnen am Grundgelenk und damit eine geringere Ausbildung des Flexor sublimis als am Zeigefinger deswegen zulässig, weil bei der leicht gewölbten Form der Hohlhand diese beiden Finger gegen Zeigefinger und kleinen Finger zurückliegen. In der Tat finden wir bei diesen beiden die größten Hebellängen in unsrer Tabelle 15 verzeichnet.

Gut, ich will die Notwendigkeit eines zweiten Muskels zwecks besserer Kraftabstufung zugeben, wird nun vielleicht unser hartnäckiger Kritiker sagen; aber wozu dann diese merkwürdige komplizierte Einrichtung, daß die Sehnen der beiden Beugemuskeln sich durchkreuzen? (Vgl. Fig. 25, Seite 169.) Warum ist nicht der oberflächliche Beuger bis ans Endglied, der tiefe bis ans Mittelglied geführt, wo sie dann glatt einer über dem andern hinwegziehen könnten? Antwort: Die Länge und die verfügbare Verkürzungsstrecke unsrer Muskeln ist, wie eben erwähnt, beschränkt und eine wesentliche Vermehrung über das bestehende Maß hinaus nicht möglich. Andernfalls würden wir die mehrfach besprochenen Erscheinungen der Insuffizienz bei ihnen jedenfalls nicht antreffen. Um aber die in dieser Insuffizienz sich aussprechende Unvollkommenheit oder besser gesagt, Begrenztheit der Leistung wenigstens auf das geringst mögliche Maß herabzudrücken, ist es dringend erwünscht, daß die zulässige und vorhandene Verkürzungsmöglichkeit voll ausgenutzt werde. Nun hat der Muskel, welcher ein Gelenk weniger versorgt, in unserm Fall also der Flexor sublimis, für die andern Gelenke eine längere Verkürzungsstrecke zur Verfügung. Diese aber nutzt er nur dadurch aus, daß er dort, d. h. in diesem Fall am Grundgelenk, mit größerem Hebel arbeitet, d. h. in weiterm Abstand an der Drehachse vorbeizieht, wobei er gleichzeitig, indem er den Platz näher der Achse dem Genossen überläßt, dessen Verkürzungsstrecke für die Mehrleistung am Endgelenk verfügbar macht.

Wir kehren nach dieser Abschweifung zum Ausgangspunkt unsrer Betrachtung zurück. Die beiden Beugesehnen haben wir erkannt, sind, obgleich anatomisch getrennt, doch physiologisch eine Einheit, da sie bei normaler Betätigung stets in gleichem Schritt und Tritt zusammengehen. Wir müssen also unsre frühere Aufstellung dahin berichtigen, daß wir nicht vier, sondern nur drei unabhängig voneinander arbeitende Motore für Beugung und Streckung der drei Gelenke an jedem der vier Finger haben: den langen Streckmuskel, die kurzen Muskeln und die beiden langen Beuger. Das heißt gemäß unsrer Überlegung im vorigen Paragraphen, wir haben die Mindestzahl selbständiger Motore, welche erforderlich ist, um zwei Gelenke mit voller Unabhängigkeit und zugleich voller Bestimmtheit der Bewegung zu regieren. Das dritte Gelenk bedarf, weil mit dem zweiten gekoppelt, keines eignen Motors. Die Bestimmtheit und Eindeutigkeit der Bewegung ist vor allem durch das Hinüberkreuzen des Zuges der kurzen Muskeln von der Beugeseite nach der Streckseite gewährleistet, und wir verstehen jetzt die Bedeutung dieser zunächst verwunderlich erscheinenden Einrichtung. Wir erkennen zugleich, daß der ganze Apparat höchst zweckmäßig angeordnet ist, indem mit einem Mindestmaß von Mitteln eine Höchstzahl von selbständigen Bewegungen und zugleich vollkommene Sicherheit dieser Bewegungen geleistet wird.

(Die wichtigsten dieser Bewegungen sind, um es kurz zu wiederholen, der Faustschluß, der durch die Tätigkeit der Beugemuskeln allein bewirkt wird, die Schaufelstellung, hergestellt durch die kurzen Muskeln, zu denen, falls Kraft erfordert wird, die langen Beuger hinzutreten, sodann der der Schaufelstellung nahestehende Fingerspitzenschluß durch eben dieselben Muskeln bei etwas andrer Kraftverteilung, Krallenstellung durch das Zusammenwirken des langen Streckers mit den langen Beugern, Streckung durch den langen Streckmuskel unter mehr oder weniger kräftiger Mitwirkung der kurzen Muskeln bewirkt. Dabei beachten wir, daß der Faustschluß, und nur dieser, ohne jede Beihilfe antagonistischer Muskeln zustande kommt, und also ohne daß ein Teil der aufgewendeten Muskelkraft für die Leistung nach außen verlorengeht. Das heißt, diese wichtigste Arbeitsfunktion ist auf möglichst günstige Ausnutzung der verfügbaren Energie, auf sparsamste Dauerleistung eingestellt. Daran, daß dieselben beiden Beugemuskeln, welche die Finger zur Faust schließen, unter Umständen gleichzeitig noch das Handgelenk bedienen, sei nebenbei erinnert (§ 49c).

Während wir an den vier Fingern nur drei selbständige Motore für Beugung und Streckung haben, finden wir beim Daumen deren fünf angebracht. Auf die beiden distalen Gelenke des Daumens wirken vier derselben, nämlich die beiden Strecker, sodann der lange Beuger und die distale Gruppe der kurzen Daummuskeln. Diese beiden distalen Gelenke besitzen daher volle Unabhängigkeit sowohl der Bewegung wie der Kraft der Bewegung. Am Wurzelgelenk setzt als fünfter Motor die proximale Gruppe der kurzen Muskeln an. Wurzel- und Grundgelenk sind, wie schon erwähnt, nur in der Richtung, nicht in der Kraft der Bewegung unabhängig voneinander. Alle acht denkbaren Endstellungen können aktiv hergestellt und festgehalten werden. Das Ergebnis der Beobachtung stimmt überall mit dem der theoretischen Überlegung überein.

Warum, so fragen wir schließlich, ist den andern vier Fingern eine gleiche reiche Beweglichkeit vorenthalten? Um sie herzustellen, ohne an Sicherheit der Bewegung zu verlieren, hätte es weiterer selbständiger Motore bedurft. Zunächst hätten zwei selbständige Strecker, etwa wie beim Daumen einer am Endglied, einer am Mittelglied ansetzend, angeordnet werden müssen. Nun hätte ein weiterer Muskel gewiß in der Hohlhand oder am Vorderarm noch Platz gefunden. Die Schwierigkeit aber wäre gewesen, von dort aus wie beim Daumen eine zweite Strecksehne bis zum mittlern Glied zu führen. Während auf dem breiten Rücken des Daumenwurzelgliedes Raum genug ist, um zwei Strecksehnen nebeneinander zu leiten und das benachbarte Handgelenk mit seinen Sehnenfächern Gelegenheit gibt, sie sicher zu führen, wären an den vier Fingern komplizierte und deshalb leicht Störungen ausgesetzte Einrichtungen nötig gewesen, um längs des Grundgliedes zwei unabhängig voneinander arbeitende Streckzüge zu verlegen an Stelle der ungemein einfachen und doch ausgezeichnet sichern Anbringung, welche jetzt den einen Streckzug festhält und gegen Abrutschen sichert.

Was die Beugung anlangt, so sind die erforderlichen zwei selbständigen Beuger ja bereits vorhanden. Aber um wirklich unabhängig voneinander zu arbeiten, müßten ihre Sehnen anders, als es jetzt der Fall ist, geführt sein. Um den beiden Sehnen auch bei straffer Anspannung eine beliebige Verschiebung gegeneinander zu ermöglichen, ohne daß sie sich durch Reibung gegenseitig behindern, müßte, nach allem, was wir wissen und aus den übrigen einschlägigen Einrichtungen unsres Leibes erschließen können, für jede eine eigene Sehnen Scheide eingerichtet werden. Nur weil die beiden Beugesehnen, obwohl anatomisch getrennt, doch reibungstechnisch, wenn wir so uns kurz ausdrücken dürfen, eine einzige Sehne darstellen, können sie, ohne daß Unzuträglichkeiten eintreten, in einfacher Weise in einer einzigen Scheide zusammen verlegt werden. Beim Daumen fällt diese Schwierigkeit deshalb fort, weil die distale Gruppe der kurzen Muskeln das Mittelgelenk beugt, so daß nur für das Endgelenk ein in einer Scheide zu führender langer Beuger benötigt wird.

Wir haben also an den vier Fingern nur zwei völlig selbständig arbeitende Sehneneinheiten und damit die denkbar größte Einfachheit und dank dieser die höchste Betriebssicherheit des bewegenden Apparates. Indem wir daraufhin uns nochmals die Aufgabe und die Arbeitsbedingungen der vier Finger überlegen, wird uns klar, daß und warum die Anforderungen größter Betriebssicherheit gerade bei diesem Teil des Bewegungsapparates von besondrer Wichtigkeit und ausschlaggebend für seine Gestaltung ist. Die Finger sind die Organe, mit denen wir in erster Linie auf die Umwelt einwirken. Sie sind daher ihrerseits auch allen Gegenwirkungen und Angriffen dieser Umwelt zumeist ausgesetzt und von Störungen aller Art bedroht. Ihre schlanke Gestalt gestattet ihnen überall einzudringen und den für ihre Betätigung nötigen Platz zu finden. Aber dieser zarte Bau gewährt auch dem Angriff der feindlichen Umwelt überall Zugang, dagegen den eigenen mechanisch wichtigen Gebilden keine wirksame Deckung. Im Interesse der Betriebssicherheit sind sie daher so auszugestalten, daß solcher Angriff ihnen nichts anzuhaben, ihre Funktion nicht zu stören, den Apparat nicht in Unordnung zu bringen vermag. Nur durch größte Einfachheit der Konstruktion ist das Ziel zu erreichen. Andererseits werden von den Fingern als den hauptsächlichsten Vermittlern unsres Wirkens in der Welt höchst mannigfaltige Leistungen verlangt. Beiderlei Anforderungen werden dadurch befriedigt, daß die Einfachheit des Bewegungsapparates an den Fingern selbst ergänzt wird durch die Mannigfaltigkeit der zugehörigen Teile an der Mittelhand und am Vorderarm, also sozusagen hinter der Front, wo für die Entfaltung solcher Mannigfaltigkeit Platz und Schutz vorhanden ist. So finden wir die eine gemeinsame Strecksehne des Fingers an der Mittelhand in vier verschiedene Bewegungsgebilde aufgelöst: die Sehne des Extensor communis, den ulnaren und den radialen Interosseus und den Lumbricalis. Alle diese setzen an der gemeinsamen Strecksehne an und wirken durch sie sich aus, aber jeder in etwas anderer Weise, wie das unsre bisherige Untersuchung im einzelnen dargelegt hat.

§ 55. Die allgemeinen Gleichungen für die Bewegung einer Kette hintereinander geschalteter Scharniergelenke durch mehrgelenkige Muskeln.

Als Anhang und Abschluß möge noch eine theoretische Überlegung über das allgemeine Problem der Zusammenarbeit mehrerer Muskeln an einer Kette hintereinander geschalteter Scharniergelenke hier Platz finden und die Verbindung zwischen unsern neuen phoronomischen und unsern frühern dynamischen Überlegungen herstellen. Indem wir die eingangs (§ 52) aufgestellte allgemeine phoronomische Gleichung für die Zusatzlänge:

$$-\Delta l = \hat{\varphi}, r, + \hat{\varphi}'' r'' + \hat{\varphi}''' r'''$$

erweitern zu der gleichfalls schon früher (§ 5g Ende) gefundenen Gleichung für die veränderliche Länge des Muskels

$$l = L - \Delta L - \hat{\varphi}, r, - \hat{\varphi}'' r'' - \hat{\varphi}''' r'''$$

und die so gefundene Länge l wiederum in die Gleichung für die Anspannung des Muskels (§ 4c)

$$p = i \bar{K} Q \left(1 + \frac{l - L}{\alpha L} \right)$$

einsetzen, erhalten wir die Gleichung:

$$p = i \frac{\bar{K} Q}{\alpha L} (\alpha L - \Delta L - \hat{\varphi}, r, - \hat{\varphi}'' r'' - \hat{\varphi}''' r''')$$

also eine Gleichung, welche dreierlei veränderliche Größen oder Zustandsmerkmale, wie wir sie früher genannt haben, enthält: die Anspannung oder Zugkraft des Muskels p , den Innervationsgrad i und die Gelenkwinkel $\hat{\varphi},$ $\hat{\varphi}''$, $\hat{\varphi}'''$, außerdem noch die generellen Konstanten α , \bar{K} und die individuellen Konstanten des Muskels L , ΔL , Q , $r,$, r'' , r''' . Unsere Gleichung gilt unter der Voraussetzung, daß der Muskel kräftig innerviert ist, bei schwacher oder fehlender Innervation gelten analoge aus den Formeln des § 4 leicht ableitbare Gleichungen.

Nun ist wieder für den Fall des statischen Gleichgewichts, d. h. wenn der Finger in einer bestimmten Haltung verharrt, für jedes Gelenk die Summe der Drehmomente gleich Null, und wir haben also für die drei Gelenke drei Gleichungen, von welchen ich nur die erste ausschreibe:

$$0 = \sum m = p_a r_{,a} + p_b r_{,b} + p_c r_{,c} + p_d r_{,d},$$

wobei wir annehmen, daß vier Muskeln vorhanden sind und mit den Indices a, b, c, d die ihnen zugehörigen Werte kenntlich machen. Die für das zweite und dritte Gelenk geltenden Gleichungen unterscheiden sich nur dadurch, daß an Stelle der Hebel $r,$ die Hebel r'' bzw. r''' treten.

Indem wir schließlich den zuvor gefundenen Wert p oder vielmehr die verschiedenen für die einzelnen Muskeln gültigen Werte p_a, p_b, p_c, p_d in diese drei Gleichungen einsetzen, bekommen wir drei neue lineare Gleichungen, welche die Größen p nicht mehr enthalten, sondern als Veränderliche nur noch die Innervationsgrade i_a, i_b, i_c, i_d unsrer verschiedenen Muskeln und die Winkel $\hat{\varphi}, \hat{\varphi}''$, $\hat{\varphi}'''$ unsrer drei Gelenke aufweisen. Damit haben wir die Winkel und also die Haltung des Fingers dargestellt als Funktion der Innervation der verschiedenen Fingermuskeln. Wir haben also die streng mathematische und zugleich allgemein gültige Lösung des

Problems gefunden, das uns so viel beschäftigt hat, nämlich die Fingerhaltung oder allgemeiner gesagt, die Haltung irgendeines Leibesabschnittes, der aus einer Kette von durch Scharniergelenke verbundenen Gliedern sich aufbaut, darzustellen als Auswirkung der Stärke, mit welcher die einzelnen Muskeln innerviert werden und sich anspannen. Um auch die Kraft, mit welcher die betreffende Stellung festgehalten wird, zu erfahren, brauchen wir nur noch eine der für ϕ gültigen Gleichungen hinzuzuziehen; dann können wir für jede beliebige Stellung und jede Kraft der Festhaltung angeben, welche Innervation nötig ist, um sie herzustellen. Wir wüßten also nicht nur, welche Muskeln sich anspannen müssen, damit Fingerstreckung, Krallenstellung oder Faustschluß zu Stande kommt, sondern auch welcher Grad von Anspannung jedes einzelnen Muskels erfordert wird, damit eine bestimmte Art von Streckung oder Faustbildung oder irgend eine beliebige der unzähligen Zwischenstellungen stattfindet, welche den Übergang zwischen den wenigen Hauptstellungen, die wir mehr oder weniger willkürlich angenommen haben, vermitteln und deren Gesamtheit erst die Fülle der physiologischen Möglichkeiten erschöpft. Und ebenso beherrschten wir dann das umgekehrte Problem: wenn eine beliebige Kombination von Muskelinnervationen gegeben wäre, wüßten wir, zu welcher Fingerstellung sie führt und könnten diese Stellung durch Angabe der verschiedenen Gelenkwinkel aufs Genaueste festlegen.

Die ideale und restlose Lösung unsres Problems, welche zugleich alle bisher gefundenen Teillösungen in sich enthält, ist leider einstweilen nur eine mathematische Möglichkeit und keine biologische Wirklichkeit, und so können wir uns ihrer zur Zeit noch nicht bedienen, um auf die einzelnen uns interessierenden Fragen Antworten zu erlangen. Aus dem bereits öfter erwähnten Grund, daß wir über die individuellen Konstanten unsrer Fingermuskeln, deren Kenntnis unsre Gleichungen voraussetzen, zu mangelhaft unterrichtet sind. Insbesondere fehlen uns die Angaben über die Entspannungslängen und die Hebel der kurzen Muskeln und gerade deren Kenntnis wäre besonders wichtig, und müßte besonders einwandfrei sein, um über die Fragen, deren zuverlässige Beantwortung uns vor allem interessieren würde, genauere Auskunft zu erhalten als es bisher möglich war, nämlich darüber, wie die kurzen Muskeln mit dem langen Streckmuskel zusammenarbeiten und darüber, ob die Vermutungen, welche wir früher über die Arbeitsgemeinschaft der Interossei und Lumbricales aufgestellt haben (§ 38) zu Recht bestehen. Wir verzichten deshalb auf die weitere Entwicklung und Diskussion dieser Gleichungen in der Erwartung und Hoffnung, daß sie in späterer Zeit einmal unter günstigeren Bedingungen als heute durchführbar sein wird.

In der Literatur habe ich von eingehenden Untersuchungen über die Mechanik von Hand und Fingern nur wenig gefunden, im wesentlichen nur bei den öfters genannten Autoren DUCHENNE, H. MEYER, R. FICK, STRASSER, HERING, DU BOIS-REYMOND, außerdem bei BARTH und SCHLESINGER. Die anatomischen Lehrbücher pflegen nur die Frage nach der Wirkung der einzelnen Muskeln zu erörtern, die weit wichtigere nach dem Zustandekommen der einzelnen Gelenkbewegungen zu ignorieren.

Beiträge zur Mechanik des Fußes beim Gang.

§ 56. Beschreibung der Bewegungen des Fußes beim Gang.

Was ich über die Mechanik des Fußes zu sagen weiß, ist so wenig ein abgeschlossenes Ganze, daß ich auf seine Mitteilung verzichten würde, wenn ich nicht glaubte, daß auch diese unfertigen Studien die Lösung der uns gesetzten Aufgabe zu fördern vermögen. Erstens rein praktisch als Vorarbeit für den Bau von Fußprothesen, zweitens in theoretischer Hinsicht als Ergänzung unsrer bisher wesentlich an der oberen Extremität gewonnenen Einsicht in die Gesetze der Gliedermechanik. Während wir nämlich an der oberen Extremität unsre Untersuchung auf die Statik beschränken mußten, sind wir bei der unteren in der Lage, kinetische Beobachtungen zu verwerten. Ferner wird bei dieser Extremität unsre Aufgabe dadurch erleichtert und neue Erkenntnis dadurch ermöglicht, daß wir nur verhältnismäßig wenige typische Verrichtungen in Betracht zu ziehen haben, während wir bei der Hand und den Fingern mit einer solchen Fülle von Bewegungsmöglichkeiten zu tun hatten, daß es uns schwer fiel, einen Überblick zu gewinnen. Der Fuß ist nicht nur von der Natur weniger reich mit Fähigkeiten ausgestattet wie die Hand, sondern obendrein hat noch der Schuhe tragende Kulturmensch auf den Gebrauch aller feineren Zehenbewegungen Verzicht geleistet. Die Verrichtungen, welche wir von unsern unteren Extremitäten verlangen, beschränken sich daher im wesentlichen auf Stehen, Gehen, Laufen und Springen auf ebenem und geneigtem Boden. Anatomisch-physiologisch gesprochen, bedürfen wir hierzu seitens des Fußes der Beugung und Streckung im ersten Fußgelenk (oberen Sprunggelenk) und der Auswärts- und Einwärtskantung im zweiten Fußgelenk. (Pronation und Supination vgl. unten.) Wenn wir diese Bewegungen mit genügender Kraft ausführen und den Fuß in der durch sie gesetzten Lage festhalten können, so reicht uns das aus. Sonderbewegungen der Zehen sind von nebensächlicher Bedeutung; im wesentlichen genügt es, wenn der Fuß als Ganzes sich richtig bewegt und die Zehen nicht stören.

Die weitaus wichtigere der beiden genannten Fußbewegungen ist die Beugung und Streckung. Wir bezeichnen sie auch als Plantarflexion und Dorsalflexion oder als Fußspitzensenkung und Fußspitzenhebung. Sie stellt eine Veränderung des Fußwinkels, d. h. des Winkels zwischen Unterschenkelachse und Fußsohle dar (Fig. 44). Über die Definition und die Messung dieses Winkels haben wir früher gesprochen (§ 14c). Steht der Unterschenkel senkrecht auf der Sohle, so ist der Fußwinkel gleich $1 R$ oder genauer gesagt gleich -90° , da wir die allerdings nicht verwirklichte Stellung, bei welcher die Unterschenkelachse der Sohle parallel laufen würde, unsrer üblichen Benennung gemäß (vgl. § 2) als Normalstellung bezeichnen und ihr den Winkelwert 0 zuordnen und Abweichungen im streckenden Sinn mit negativen Vorzeichen versehen. Durch Senkung der Fußspitze wird der Fußwinkel größer und kann bis auf -50° wachsen (er wird größer, da ja die Verkleinerung eines negativen Werts algebraisch als Vergrößerung anzusehen ist), durch Hebung der Fußspitze vermindert er sich

und kann bis auf den Wert -120° herabgehen (vgl. Tabelle 18). Der mögliche Gesamtausschlag beträgt also etwa 70° , die Mittelstellung liegt bei -85° .

Auf die Änderungen des Fußwinkels beziehen sich fast alle Beobachtungen, über welche ich zu berichten habe. Dabei setze ich den Fußwinkel beim gehenden Menschen mit dem Winkel gleich, den man durch Projektion desselben auf die Symmetrieebene des Körpers, die zugleich die Gangebene ist, erhält, indem ich den geringen Unterschied zwischen dem ursprünglichen Winkel und seiner Projektion vernachlässige. So können wir die umfangreichen trefflichen Beobachtungen von O. FISCHER über den Gang des Menschen ohne umständliche Umrechnung für unsre Zwecke verwerten (vgl. auch FISCHER, Teil V, 1904, S. 347, 363 und Teil IV, 1901, S. 479f.).

Die Änderungen des Fußwinkels sind einfache Scharnierbewegungen und werden durch zwei Muskelgruppen besorgt: die Fußspitzenheber, unter welchen der Tibialis anterior der wichtigste ist, und die Fußspitzensenker, welche im wesentlichen durch die beiden großen Wadenmuskeln Soleus und Gastrocnemius dargestellt sind.

Verschaffen wir uns nun einen allgemeinen Überblick über die Bewegungen des Fußes und die Änderungen des Fußwinkels während des Ganges! Und zwar an Hand der Stellungsbilder der Fig. 45 und der Kurven der Fig. 46, von welchen wir einstweilen nur die Kurve des Fußwinkels φ , ins Auge fassen.

Diese Kurve zeigt, daß der Fußwinkel während eines ganzen Schrittes (Doppelschrittes), d. h. bis das Bein wieder in die Ausgangsstellung zurückgelangt, drei Maxima und drei Minima durchläuft. Von diesen drei Höchst- und drei Tiefstwerten ist jeweils der eine aktiv, d. h. nur durch die Anspannung der hebenden oder senkenden Muskeln erzeugt, die andern beiden sind passiv, d. h. ohne wesentliche Mitarbeit der Fußmuskeln, die vielmehr erschlafft sind, bewirkt. So wenigstens läßt es uns die erste Betrachtung vermuten, die allerdings einer genaueren Nachprüfung bedarf.

Im einzelnen vollziehen sich diese Änderungen des Fußwinkels in folgender Weise. Beginnen wir mit der Periode des Schwingens, in welcher sich der Fuß frei schwebend nach vorn bewegt! In dem Augenblick, wo er sich vom Boden löst, besitzt der Fußwinkel einen Wert von -80° ,

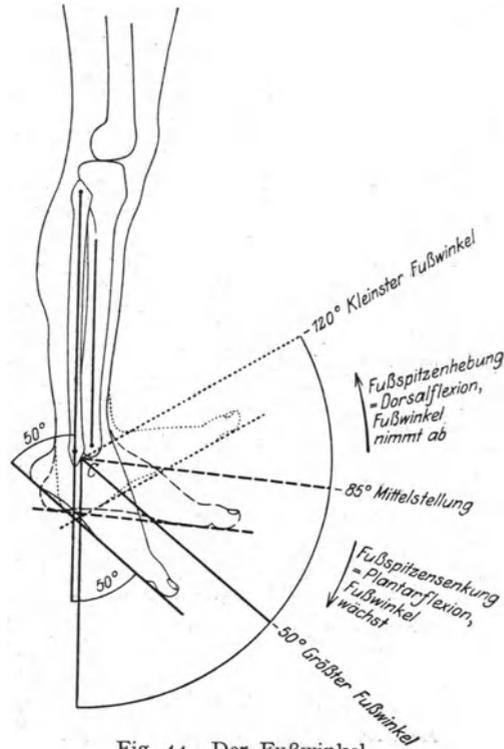


Fig. 44. Der Fußwinkel.

C Achse des oberen Sprunggelenks.

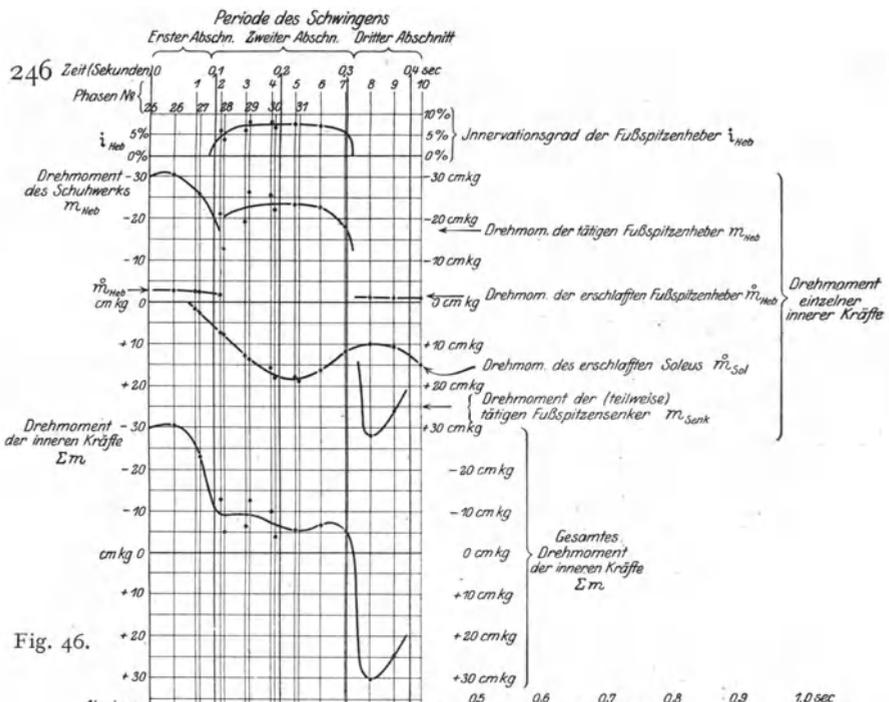


Fig. 46.

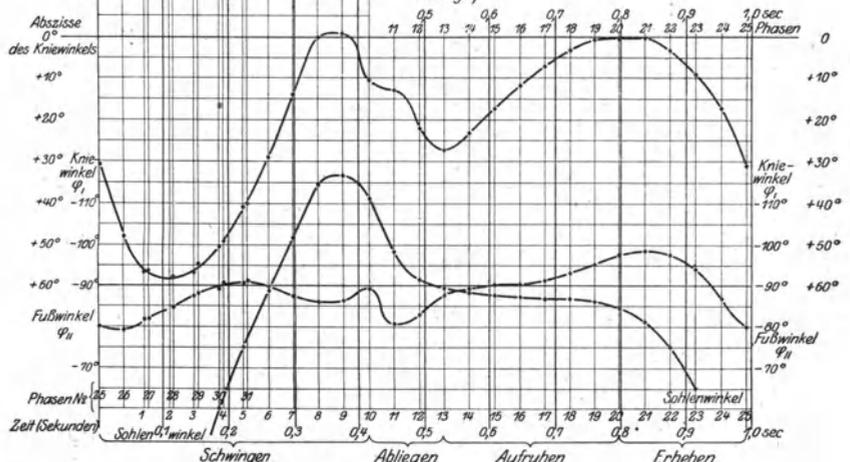


Fig. 45.

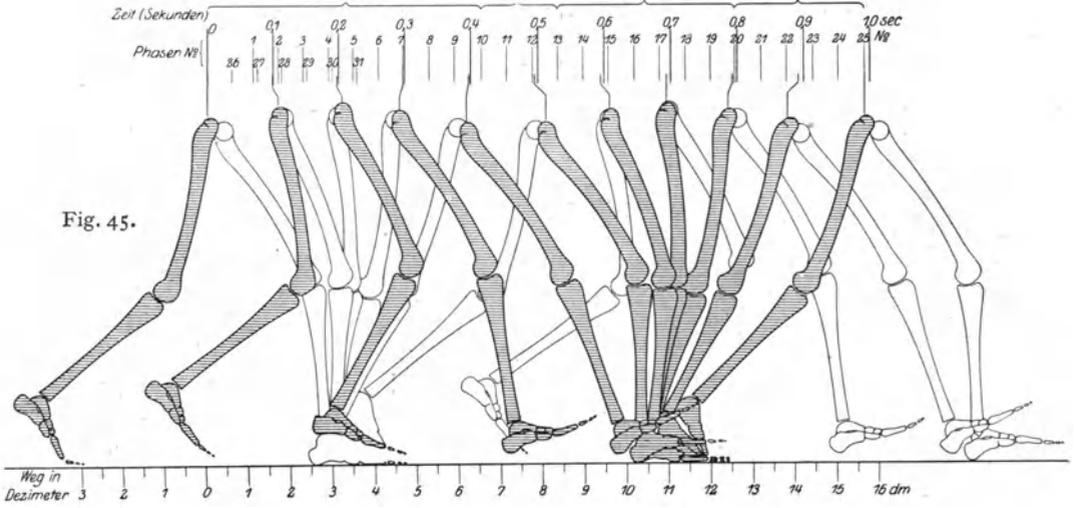
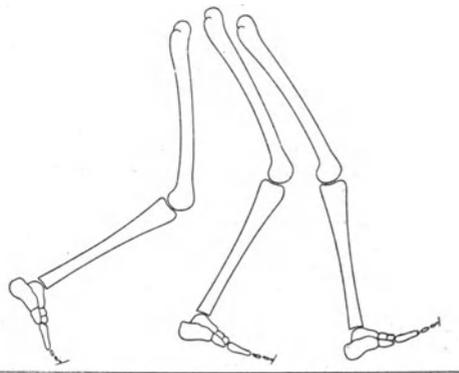


Fig. 45. Stellungen der Beine beim Gang während zehn verschiedener Zeitpunkte eines Doppelschritts, welche jeweils um gleiche Zeitabschnitte voneinander abliegen. Die elfte Stellung stimmt wieder mit der ersten überein. Zwischen zwei Stellungen verfließt jeweils eine Zeit von 0,099 Sek., der ganze Doppelschritt dauert also 0,99 Sek. Der Zeitpunkt jeder Stellung ist auf dem im oberen Teil der Figur dargestellten Zeitmaßstab durch einen gewinkelten Hinweißstrich kenntlich gemacht, wobei deutlich wird, daß die Hüften nicht mit gleichmäßiger Geschwindigkeit, sondern bald langsamer, bald schneller vorrücken. Denn die Lage und gegenseitige Entfernung der einzelnen Stellungsbilder entspricht dem zurückgelegten Weg. Der Maßstab für diesen ist ganz unten angebracht. Die während des Doppelschritts zurückgelegte Strecke beträgt 155,75 cm. — Die Darstellung gibt im wesentlichen die von O. FISCHER, *Der Gang des Menschen*, Teil III, 1901, Tafel I, gezeichneten Bilder wieder. Die Zeit- und Längenmaßstäbe sind auf Grund seiner Angaben in Teil II, 1899, S. 67 für den ersten Versuch rechts konstruiert. Auf dem Zeitmaßstab sind auch die FISCHERSchen Beobachtungsphasen eingezeichnet (vgl. Fig. 46).

Fig. 46. Kurven zur Veranschaulichung der Mechanik des Fußes beim Gang auf Grund der Beobachtungen von O. FISCHER, *Der Gang des Menschen*, Teil I, bis VI, konstruiert. Zu unterst auf gemeinsamem Koordinatensystem die Kurve des Sohlenwinkels, d. h. des Winkels zwischen der Sohlenfläche und dem Lot, und die Kurve des Fußwinkels $\varphi_{//}$, d. h. des Winkels zwischen der Unterschenkelachse und der Sohle, darüber auf eigenem Koordinatensystem die Kurve des Kniewinkels φ_{\perp} . In der Mitte die Kurve des gesamten Drehmoments der inneren Kräfte während der Periode des Schwingens und darüber auf einem neuen Koordinatensystem die Kurven einzelner dieser Kräfte für sich dargestellt. Zu oberst die Kurve des Innervationsgrades der Fußspitzenheber. Die Ordinaten stellen also Winkel, Drehmomente, Innervationsprozente dar, die Abszissen die Zeit. Die zeitlichen Verhältnisse und der Zeitmaßstab stimmen mit denen der Fig. 45 überein. Beide Figuren sind miteinander zu betrachten. Die senkrechten Linien geben die $\frac{1}{10}$ -Sekunden und außerdem die Zeitpunkte der FISCHERSchen Beobachtungsphasen für seinen ersten Versuch rechts an. Die Reihe seiner 31 Beobachtungsphasen beginnt mit Nr. 1 während der Periode des Schwingens und endet mit Nr. 31 während der nächstfolgenden Periode des Schwingens. Um die Periode des Schwingens im Zusammenhang darzustellen, mußten die ersten und die letzten Beobachtungen zusammengefügt werden. An der Fuge kommt eine fünf Phasen lange Strecke doppelt zur Darstellung. Die Art, wie die Zusammenfügung zu geschehen hatte, ergab sich aus FISCHERS Angabe, daß die Periode des Schwingens mit der 25. Phase beginnt, mit der 10. endet und 0,415 Sek. dauert, ferner daß zwischen zwei Beobachtungsphasen jeweils eine Zeit von $\frac{1}{26,09} = 0,0383$ Sek. verfließt (Teil II, 1899, S. 82, 83, Teil V, 1904, S. 365).

Die Lage der einzelnen Kurvenpunkte entspricht den Angaben unserer Tabellen 23, 24. Die Winkelkurven sind ähnlich bereits von FISCHER dargestellt in Teil III, 1901, Tafel V, die Kurve der Drehmomente der inneren Kräfte wesentlich verschieden in Teil VI, 1904, Tafel III, die übrigen Kurven sind neu entwickelt (vgl. Text § 58, 59).

Fig. 47. Drei Phasen der Beinhaltung beim Gang während der Periode des Schwingens, die erste unmittelbar nach Beginn des Schwingens, die zweite während der Mitte, die dritte gegen Ende, genauer zu Beginn des letzten Drittels dieser Periode beobachtet. Die drei Bilder zeigen, daß nur während der Mitte dieser Periode die Anhebung der Fußspitze (Dorsalflexion) bedeutungsvoll ist, um das Schleifen der Fußspitze auf dem Fußboden zu verhindern. Zu Beginn der Periode ist die durch Dorsalflexion erzielbare Höherlegung der Fußspitze zu gering, nach Überschreitung der Mitte überflüssig. Nach O. FISCHER, *Der Gang des Menschen*, III. Teil, 1901, Tafel I. Das zweite Bild stimmt mit dem dritten unserer Fig. 45 überein, das dritte mit dem vierten dieser Figur, das erste liegt zeitlich mitten zwischen dem ersten und zweiten Bild dieser Figur.



der sich noch vermehrt und gleich nach Beginn des Schwingens seinen Höchstwert von -79° erreicht. Aber bald setzt eine Drehung im Fußgelenk im Sinn der Dorsalflexion ein, welche, wenn die Mitte dieser Periode erreicht ist, den Winkel auf sein erstes, sein aktives Minimum von -91° gebracht hat. Als aktiv bezeichnen wir dies Minimum, weil es offenbar durch die Zusammenziehung der Fußspitzenheber bewirkt wird, welche durch diese Aktion verhindern, daß die Fußspitze beim Hinwegstreifen über den Fußboden diesen berührt. Infolge Nachlassens dieser Muskel-tätigkeit setzt dann eine leichte Plantarflexion ein und läßt den Fußwinkel wieder etwas zunehmen, was jetzt ohne Gefahr der Bodenberührung statt-haft ist, da ja durch gleichzeitiges Vorstrecken des ganzen Beines die Fuß-spitze stark gehoben und die fußspitzenserkende Wirkung der Plantar-flexion im Fußgelenk überkompensiert wird, wie die Fig. 47 veranschaulicht. Gegen Schluß dieser Periode kommt es zu einer abermaligen geringen Dorsalflexion und Verminderung des Fußwinkels, die wir vorbehaltlich weiterer Prüfung als rein passiv bewirkt ansprechen. Wir vermuten näm-lich, daß sie dadurch zustande kommt, daß die Vorwärtsbewegung des ganzen Beines in diesem Zeitpunkt durch Zusammenziehung der das Hüftgelenk streckenden Muskeln aktiv gehemmt wird (O. FISCHER, VI. Teil, 1904, S. 617), der Fuß aber, der nicht gehemmt ist, gemäß dem Trägheits-gesetz in seiner Vorwärtsbewegung beharrt und nun, weil im Fußgelenk zurückgehalten, in diesem sich vorwärts und aufwärts dreht. So kommt es, daß in dem Augenblick, wo die Periode des Schwingens endet und der Fuß wieder den Boden berührt, der Fußwinkel einen zweiten Mindestwert von -89° erreicht hat.

Daher kommt es ferner, daß der Fuß den Boden zunächst nur mit der Ferse oder vielmehr mit dem Absatz des Schuhs berührt. Es bedarf dann einer kurzen Zeit, bis die Sohle sich in ganzer Länge auf den Boden gelegt hat. Diese Zeit nennen wir die Periode des Abliegens. Es folgt die Periode des Aufruhens, während welcher die ganze plantare Fußfläche auf dem Boden liegt, und dann diejenige des Erhebens, in der zuerst die Ferse, sodann der Fußballen und zuletzt die Fußspitze sich vom Boden löst, wo-mit dann die Periode des Schwingens aufs neue einsetzt.

Das Abliegen des Fußes ist natürlich mit einer Plantarflexion, d. h. einer Vergrößerung des Fußwinkels verbunden. Bald aber setzt eine um-gekehrte Drehung ein, die die ganze Periode des Aufruhens ausfüllt, indem der Unterschenkel sich über dem liegenbleibenden Fuß nach vorn bewegt. Am Umkehrpunkt zwischen beiden Drehungen hat der Fußwinkel wieder einen Höchstwert von -81° erreicht. Beide Drehungen lassen sich als rein passiv bedingt und ohne tätige Mitwirkung der Fußmuskeln erfolgend verstehen. Mit der Periode des Erhebens jedoch setzt eine kräftige Arbeit der Fußspitzensenker ein, vor allem der Wadenmuskeln, welche die Fuß-spitze energisch nach unten drücken, den Fuß plantar flektieren und den ganzen Körper auf den Fußballen und schließlich auf die Fußspitze em-porheben. Der Fußwinkel, welcher im Beginn dieser Periode einen Min-destwert von -98° erreicht hatte, wird nun rasch vergrößert und erlangt mit dem Ende des Erhebens den Betrag von -80° und gleich darauf

seinen aktiven Höchstwert von -79° , von welchem wir oben bereits gesehen haben, daß er die Periode des Schwingens einleitet. Wir haben also eine aktive Plantarflexion im Betrag von $-80^\circ - (-98^\circ) = +18^\circ$ und eine aktive Dorsalflexion von $-91^\circ - (-79^\circ) = -12^\circ$, einen Gesamtausschlag von $-79^\circ - (-98^\circ) = 19^\circ$.

Es sei hier eine Bemerkung über das Verhalten des Fußwinkels bei den andern Arten der Fortbewegung eingeschaltet. Wenn wir von dem bequemen „Wanderschritt“, den FISCHER untersucht hat und für den unsere bisherigen Zahlen gelten, zu lebhafteren Arten der Fortbewegung übergehen, zum flotten Gang, zum Lauf und endlich zum Sprung, dann wird der Gesamtausschlag größer. Aber die Vergrößerung verteilt sich nicht gleichmäßig auf Plantar- und Dorsalflexion, vielmehr wird die Fußspitze beim Lauf kaum oder gar nicht und nur beim Sprung ein wenig stärker als beim Gang angehoben, dagegen wird sie weit ausgiebiger gesenkt. Insbesondere beim Sprung wird der Fuß bekanntlich im Augenblick des Abspringens im Fußgelenk mit aller Kraft und so weit als möglich plantarflektiert. Ferner treten die passiven Maxima und Minima zurück oder verschwinden ganz, die Vergrößerung des Gesamtausschlags kommt ausschließlich auf Rechnung der kräftigeren Muskelleistungen, vor allem von seiten der Wadenmuskulatur. Dies wenigstens scheint mir aus den von MAREY mitgeteilten interessanten Serien von Momentphotographien hervorzugehen, über deren Ausmessung ich in der Tabelle 22 berichtet habe. Genauere Untersuchungen über den Lauf und den Sprung, so wie sie FISCHER über den Gang uns geliefert hat, gibt es leider bis jetzt nicht.

Wir haben bisher nur die Streck- und Beugebewegung des Fußes besprochen; sie hat ihren anatomischen Sitz fast ausschließlich im oberen Sprunggelenk. Die zweite wichtige Bewegung des ganzen Fußes findet gleichzeitig in drei anatomischen Gelenken statt, nämlich im untern Sprunggelenk, im Sprungbein — Kahnbeingelenk und im Fersenbein — Würfelbeingelenk. Letztere beide werden auch als Chopartisches Gelenk oder *Articulatio tali transversa* zusammengefaßt; alle drei bilden, wie Henke erkannte, eine physiologische Einheit, welcher er den Namen zweites Fußgelenk — das obere Sprunggelenk bildet das erste Fußgelenk — gegeben hat, während POIRIER sie als *articulation de l'entorse*, FICK als In- und Eversionsgelenk bezeichnet. Dies kombinierte Gelenk ist funktionell ein Scharniergelenk; die Drehung erfolgt in einer Achse, welche vom Hals des Sprungbeins nach dem Höcker des Fersenbeins in der Richtung nach hinten, etwas nach unten und ein klein wenig nach außen verläuft, übrigens starke individuelle Schwankungen aufweist (HENKE, POIRIER, FICK). Die Bewegung im zweiten Fußgelenk stellt sich gemäß dieser schiefen Lage der Achse dar als eine Supination-Pronation des Fußes, verbunden mit einer Ab-Adduktion der Fußspitze und einer leichten Plantar-Dorsalflexion. Sie wird als Ein- und Auswärtskantung (FICK 1911, S. 627) oder auch kurzweg als Supination-Pronation bezeichnet gemäß dem Satz: *a potiori fit denominatio*.

Beim Gehen wird der schwingende Fuß leicht einwärts gekantet ge-

halten, und in dieser Haltung, d. h. mit dem äußern Fußrand zuerst legt er sich beim Aufsetzen auf den Boden auf (KIRCHNER), wo er dann durch das Gewicht des Körpers in die gerade oder Mittelstellung gedrückt wird, bei welcher beide Fußränder gleich hoch liegen. Diese leichte Einwärtskantung ist zugleich diejenige Stellung, welche der am Unterschenkel des gehenden Menschen hängende Fuß dann einnimmt oder einnehmen würde, wenn weder einwärts noch auswärts kantende Muskeln auf ihn wirkten. Dies vermute ich deshalb, weil der Schwerpunkt des Fußes unter dem dritten Keilbein (BRAUNE und FISCHER 1890, S. 618) und damit bei gerader Fußstellung etwas nach außen von der Achse des zweiten Fußgelenks liegt, also das Eigengewicht den Fuß so weit einwärts zu kanten streben muß, daß der Schwerpunkt unter die Achse zu liegen kommt. Als Bestätigung dieser Vermutung fand ich bei Füßen, deren sämtliche Muskeln gelähmt waren (Patienten St. und Ro. der Tabelle 20 und 21) eine geringe, aber doch deutlich ausgesprochene Innenkantung, d. h. ein Höherstehen des medialen Fußrandes bei Ruhelage, d. h. wenn man den Fuß frei an dem senkrecht gehaltenen Unterschenkel hängen ließ. Bei gesunden Personen dagegen konnte ich bei der gleichen Ruhelage keinerlei Kantung feststellen. Ich schließe daraus, daß bei ihnen die Spannungen der gesamten erschlafften Muskulatur sich zu einem auswärts kantenden Drehmoment addieren, welches das einwärts kantende Drehmoment des Fußgewichts aufhebt. Wenn wir nun, wie erwähnt, den schwingenden Fuß des gehenden Menschen trotzdem einwärts gekantet finden, so muß offenbar eine aktive Muskeltätigkeit die Ursache sein. Diese ist unschwer zu finden: der *Musculus tibialis anterior*, der durch seine Zusammenziehung während des Schwingens die Fußspitze anhebt, besitzt eine erhebliche einwärts kantende Nebenwirkung (KIRCHNER). Das Fehlen des auswärts kantenden Drehmoments der erschlafften Muskulatur beim Gelähmten erklärt sich aus der Atrophie und pathologischen Dehnung derselben.

§ 57. Gliedermechanische Analyse der Bewegung des schwingenden Fußes beim Gang.

Vertiefen wir nun unsere bisherige Erkenntnis von der Natur der Fußbewegungen beim Gang, indem wir zuverlässige und zahlenmäßige Rechenschaft darüber uns zu geben suchen, wie weit die Tätigkeit der einzelnen fußspitzensenkenden und fußspitzenhebenden Muskeln und Muskelgruppen zum Zustandekommen der von uns beobachteten und im vorigen Paragraphen beschriebenen Änderungen des Fußwinkels beiträgt! Leider ist diese Analyse nur für die Periode des Schwingens durchführbar, da nur für diese die FISCHERSCHEN Untersuchungen die Kurve der innern Kräfte aufzuzeichnen erlauben (Fig. 46, Tabelle 23). Unter den innern Kräften sind dabei sämtliche von den Muskeln ausgeübte Kräfte zu verstehen, aber nicht nur die von den tätigen und innervierten, sondern auch die von den bloß passiv gespannten Muskeln ausgehenden, ferner auch die für die mechanische Analyse von diesen nicht unterscheidbaren Kräfte, welche durch Gelenkbänder, durch gespannte oder gepreßte Weichteile,

endlich (was FISCHER nicht beachtet hat) durch sich spannende Kleidungsstücke zustande kommen (O. FISCHER, VI. Teil, 1904, S. 599). Auf die physikalischen und mathematischen Überlegungen, vermöge derer das Drehmoment der inneren Kräfte aus den unmittelbar beobachteten und durch die Momentphotographie festgehaltenen Bewegungen der Glieder sowie aus gewissen anatomischen Daten abgeleitet werden kann, ist hier nicht weiter einzugehen, vielmehr muß es dem Leser überlassen bleiben, darüber die FISCHERSche Arbeit nachzulesen. Nur so viel sei hier bemerkt: das Drehmoment der innern Kräfte stellt, wie das auch die zu seiner Berechnung von FISCHER formulierte Gleichung, welche wir im nächsten Paragraphen benutzen werden, zeigt, eine Restrubrik dar, d. h. in ihr wird alles das vereinigt, was übrigbleibt, wenn man von dem gesamten wirksamen und aus der beobachteten Drehung des Fußes errechneten Drehmoment alles das abzieht, was auf Rechnung der Schwerkraft oder auf Rechnung der durch die Bewegung, genauer die Beschleunigung des Fußes ausgelösten Kräfte, der sogenannten Effektivkräfte, gesetzt werden muß. Der übrigbleibende Rest ist das Drehmoment der inneren Kräfte, und dieses selbst ist wiederum die algebraische Summe aller Drehmomente, welche von den einzelnen zuvor genannten Trägern innerer Kräfte: Muskeln, Bändern, Kleidungsstücken ausgeübt werden. Es erwächst uns daher die Aufgabe, diese Summen in ihre einzelnen Posten zu zerlegen. Dank der bisher schon gewonnenen Erkenntnis sind wir imstande, dieser Aufgabe einigermaßen nachzukommen, diese Posten wenigstens vermutungsweise auseinander zu ziehen, wobei wir freilich zu wesentlich andern Ergebnissen und Deutungen gelangen als FISCHER selbst.

Werfen wir zunächst einen raschen Blick auf die allgemeine Gestalt der Kurve, welche das Drehmoment der inneren Kräfte in seiner zeitlichen Veränderung während der Periode des Schwingens darstellt (Fig. 46, Kurve Σm)! Sie läßt drei Abschnitte unterscheiden. Im ersten finden wir die Kurve auf ansehnlicher positiver Höhe und sehen sie dann in gleichmäßigem Abstieg herabsinken, im zweiten mittleren Abschnitt haben wir eine annähernd gleichbleibende Höhe, im letzteren endlich einen tiefen raschen Abfall bis weit unter die Abszisse und einen raschen Wiederanstieg, ohne daß jedoch die Abszisse wieder erreicht wird. Die ganze Kurve mutet zunächst etwas sonderbar an. Nur der mittlere Abschnitt entspricht einigermaßen dem, was man etwa von vornherein erwarten würde: einer ständigen ungefähr gleichbleibenden drehenden Wirkung der Muskulatur im Sinn einer Hebung der Fußspitze. Um die Besonderheiten der beiden andern Abschnitte zu verstehen, müssen wir uns das Wesen der in dieser Kurve dargestellten Größen genauer klarmachen, wobei wir von dem mittleren Abschnitt als dem vermutlich am ehesten unserm Verständnis zugänglichen ausgehen.

Von vornherein kann nicht zweifelhaft sein, daß die Fußhebemuskeln während der Periode des Schwingens tätig sind und den Fuß hochhalten. Daß sie tätig sind, zeigt die unmittelbare Beobachtung eines mit nackten Füßen gehenden Menschen, bei welchem man das Vorspringen der Strecksehnen, insbesondere der Sehne des Musculus tibialis anterior, während

das Bein schwingt, leicht wahrnehmen kann. Daß diese Sehnen den Fuß hochheben, wird dadurch bewiesen, daß ihre Ausschaltung, wie wir sie beispielsweise bei Lähmung des Nervus peroneus beobachten, ein Herabhängen der Fußspitze beim Gang zur Folge hat. Von vornherein ist ferner aus teleologischen Gründen anzunehmen, daß die großen Antagonisten der Fußspitzenheber, die Wadenmuskeln, nicht zugleich mit ihnen tätig sein werden, da ja andernfalls die beiden Muskelgruppen sich entgegenarbeiten und zwecklos Energie verschleudern würden.

Sodann aber fragen wir, ob letztere Muskeln nicht vielleicht, weil über ihre natürliche Länge gestreckt, passiv gespannt sind. Dies ist in der Tat der Fall und die gliedermechanische Analyse ermöglicht es uns, nicht nur diese Frage zu bejahen, sondern auch den Betrag der Spannung zu berechnen und die Kurve der von den Wadenmuskeln ausgeübten Drehmomente zu konstruieren und damit den ersten und wichtigsten Schritt zu tun, um die Gesamtkurve der inneren Kräfte in ihre Komponenten zu zerlegen.

Die Gleichungen, auf Grund deren wir das Drehmoment eines passiv gespannten Muskels berechnen können, haben wir im § 10 entwickelt. Es gilt für einen eingelenkigen Muskel, z. B. für den Soleus, die Gleichung:

$$\dot{m} = \frac{Q r E}{L} \frac{s}{\varphi} (\varphi - \Phi)$$

und für einen zweigelenkigen Muskel, wie den Gastrocnemius:

$$\dot{m}_{,,} = \frac{Q r_{,,} E}{L} \left(\varphi, \frac{s,}{\varphi,} + (\varphi_{,,} - \Phi_{,,}) \frac{s_{,,}}{\varphi_{,,}} \right).$$

In unsrer Fig. 46 sehen wir nun die auf diesem, im nächsten Paragraph noch genauer zu betrachtenden Wege für den passiv gespannten Musculus soleus sich ergebende Kurve aufgezeichnet. Wir sehen, daß der Muskel erst in der Mitte des ersten Abschnitts sich zu spannen beginnt; die Spannung wächst allmählich, bis das Drehmoment in der Mitte des zweiten Abschnitts mit +19 cmkg seinen höchsten Wert erreicht, geht dann allmählich wieder zurück, um im dritten Abschnitt abermals anzusteigen. Die vom passiv gespannten Musculus gastrocnemius ausgeübten Drehmomente sind nicht graphisch dargestellt, wohl aber in der Tabelle 24 berechnet. Danach spannt sich dieser Muskel überhaupt erst im letzten Abschnitt des Schwingens, was sich daher erklärt, daß erst dann das Kniegelenk genügend gestreckt wird, und zwar mit einem Drehmoment von etwa 7 cmkg; er ist schon wieder entspannt, wenn die Periode des Schwingens endet. Die etwa von den übrigen Fußspitzensenkern, Musculi peronei, tibialis posterior, flexores longi digitorum et hallucis ausgeübten Drehmomente sind wir bisher nicht in der Lage zu berechnen, können sie aber als jedenfalls gegenüber jenen der Wadenmuskeln wenig ins Gewicht fallend, außer acht lassen.

Die passive Spannung der Wadenmuskeln wirkt fußspitzensenkend. Die aktive Spannung der Fußspitzenheber hebt nicht nur diese senkende

Wirkung auf, sondern leistet darüber hinaus jenes anhebende Drehmoment, das in der Kurve des Gesamtdrehmoments der innern Kräfte zum Ausdruck kommt. Denn das Gesamtdrehmoment ist die algebraische Summe des aktiven Drehmoments der Fußspitzenheber und des passiven der Fußspitzensenker, und also erhalten wir das Drehmoment der Heber, indem wir das Drehmoment der Senker von dem gesamten Drehmoment der innern Kräfte abziehen:

$$\begin{aligned}\sum m &= m_{\text{Heb}} + m_{\text{Senk}}, \\ m_{\text{Heb}} &= \sum m - m_{\text{Senk}} = \sum m - \dot{m}_{\text{Sol}} - \dot{m}_{\text{Gas}}.\end{aligned}$$

Die durchgeführte Berechnung und graphische Konstruktion ergibt die Kurve, welche in unsrer Fig. 46, jedoch nur für den mittlern Abschnitt der Periode des Schwingens, aufgezeichnet ist. Wir sehen eine Kurve, welche zu Beginn des Abschnitts sich bis auf die Höhe von etwa 25 cmkg erhebt, dann annähernd gleich hoch bleibt und am Ende des Abschnitts wieder abfällt.

Wie aber steht es nun im ersten Abschnitt unsrer Periode des Schwingens? Auch für diesen sind die aus der zuvor angegebenen Formel für m_{Heb} sich ergebenden Drehmomente in unsrer Tabelle 24 berechnet und in Fig. 46 als Kurve unter dem gleich zu rechtfertigenden Titel: Drehmoment des Schuhwerks eingetragen. Wir sehen die Kurve gleich mit ihrem Höchstwert von etwa 30 cmkg einsetzen, kurze Zeit auf dieser Höhe verharren und dann gleichmäßig abfallen. Sollen wir eine dieser auffallenden Kurvenform entsprechende Tätigkeit der fußspitzenhebenden Muskeln annehmen? Ich glaube nein, und vermute vielmehr, daß wir es hier, wenn ich so sagen darf, mit einem Kunstprodukt im weitern Sinn, nämlich mit einer Wirkung des von der FISCHERSchen Versuchsperson getragenen Schuhwerks zu tun haben.

Den Ärzten, welche öfters Peroneusgelähmte zu behandeln Gelegenheit haben, ist die Tatsache vertraut, welche diese Leute meist selbst schon herausgefunden haben und dem Arzt gleich entgegenbringen, daß nämlich ein festsitzender Schuh das Hängen der Fußspitze vermindert. Die einfachsten orthopädischen Apparate für Peroneusgelähmte, wenn man hier überhaupt schon von Apparaten sprechen darf, sind weiter nichts als Vorrichtungen, um einen Schnürschuh recht fest zu schnüren (HORWITZ, v. HÖSSLIN, vgl. zweite Hälfte dieses Werks § 119a). Es leuchtet ja auch ohne weiteres ein, daß eine Hülle, welche den Fuß und einen Teil des Unterschenkels fest umschließt und eine erhebliche Steifigkeit besitzt, vermöge deren sie einer bestimmten Form zustrebt, daraufhin wirken muß, Fuß und Unterschenkel in die dieser Form entsprechende Lage zu bringen, anders gesagt, dem Fußwinkel einen ganz bestimmten Wert zu geben. Dieser durch die Form der Leisten, über welchen unsre Schuhe gearbeitet werden, gegebene kritische Wert des Fußwinkels liegt etwa bei der Mittelstellung des Fußes, d. h. bei -85° . Je fester der Schuh anliegt, um so wirksamer wird er, wenn der Fußwinkel größer als dieser kritische Wert ist, den Fuß auf diesen anzuheben suchen.

FISCHERS Versuchsperson trug Zugstiefel, d. h. Schuhe mit seitlich eingearbeiteten Gummizügen, durch welche besonders festes Anliegen und federndes Formbestreben bewirkt wird. Das in Rede stehende Kurvenstück nun ist vollkommen erklärt, wenn wir annehmen, daß das Formbestreben dieser Zugstiefel bei einem Fußwinkel von -85° befriedigt war, bei größeren Winkelbeträgen aber eine fußspitzenhebende Kraft entfaltete, welche dem Winkelunterschied proportional war. Das zeigt eine Zusammenschau unsrer Kurve mit der Fußwinkelkurve, wie sie die Fig. 46 ermöglicht. Und das entspricht auch der Tatsache, daß die meisten uns bekannten elastischen Kräfte in erster Annäherung dem HOOKESchen Gesetz gehorchen, d. h. Kräfte entfalten, welche der Entfernung aus der Gleichgewichtslage proportional sind.

Wollten wir das in Rede stehende Kurvenstück in anderer Weise erklären und etwa, wie das O. FISCHER selbst tut, eine entsprechende Tätigkeit der Fußhebemuskeln als Ursache der fußspitzenhebenden Kraft auch für den ersten Abschnitt der Periode des Schwingens ansprechen, so wie wir es für den mittleren getan haben, dann müßten wir ein völlig rätselhaftes Auf und Nieder in der Innervationsstärke dieser Muskeln annehmen. Außerdem annehmen, daß diese Muskeln bereits bei Beginn des Schwingens ihre größte Innervationsstärke besitzen und das höchste Drehmoment ausüben. Das ist deshalb wenig wahrscheinlich, weil sie dann bereits vor Beginn des Schwingens, d. h. während der Periode des Erhebens, eine gewisse Innervationsstärke gehabt, einen gewissen Zug geleistet haben müßten — denn zur Entwicklung eines kräftigen Zuges bedarf es einer gewissen Zeit — und also der in diesem Zeitabschnitt noch wirksamen fußspitzensenkenden Tätigkeit der Wadenmuskulatur entgegengearbeitet haben müßten, was offenbar eine unzweckmäßige Einrichtung wäre.

Hiergegen wende man nicht ein, daß es nötig sei, die Drehung des Fußes sofort bei Beginn der Periode des Schwingens mit größter Energie in die Wege zu leiten. Dies ist nicht der Fall. Eine Betrachtung der bildlichen Darstellungen auf Fig. 47 lehrt vielmehr, daß in diesem Zeitpunkt der Fuß eine solche Lage einnimmt, daß eine Drehung im Fußgelenk die Fußspitze nur unwesentlich hebt und eine wirksame Hebung in diesem Augenblick nur durch Beugung im Kniegelenk erzielt werden kann und tatsächlich erzielt wird. Erst im mittlern Abschnitt der Periode ist die Drehung im Fußgelenk und die Verkleinerung des Fußwinkels wesentlich und notwendig, um Schleifen der Fußspitze auf dem Fußboden zu verhindern. Es genügt daher völlig, wenn die Tätigkeit der Fußspitzenheber erst nach Beginn des Schwingens einsetzt. Natürlich würde sich diese Tätigkeit etwas anders gestalten, als unsre Kurve es zeigt, wenn die Unterstützung durch das Schuhwerk wegfiel, also beim Gehen mit bloßen Füßen oder in Pantoffeln, worüber später (zweite Hälfte, § 124b) nochmals zu sprechen sein wird.

Unsre Überlegung, daß der Zweck der von den Fußspitzenhebern ausgeübten Tätigkeit der ist, das Schleifen der Fußspitze auf dem Fußboden zu verhindern, eröffnet uns nun weiter das Verständnis für die Gestaltung der Verhältnisse im dritten und letzten Abschnitt der Periode des Schwin-

gens. Je weiter das Bein sich schwingend vorwärts bewegt, um so geringer ist die Dorsalflexion im Fußgelenk, welche nötig ist, um ein Schleifen der Fußspitze zu verhindern. Diese bereits im vorigen Paragraphen berührte Tatsache ist auf Grund einfacher geometrischer Überlegungen an Hand der Bilder unsrer Fig. 47 leicht einzusehen. Daher darf in diesem Abschnitt der Fußwinkel sich wieder vergrößern, die Fußheber können ihre Tätigkeit einstellen. Was wird der Erfolg für unsre Kurve der Drehmomente der innern Kräfte sein? Da das von den aktiv angespannten Fußspitzenhebern bisher ausgeübte erhebliche negative Drehmoment wegfällt und an seine Stelle nur ein sehr geringfügiges gleichsinniges Drehmoment tritt, das durch die noch bestehenbleibende passive Spannung dieser Muskeln bedingt ist, so überwiegt jetzt weitaus das passive Drehmoment der passiv gespannten Wadenmuskeln und die Summe beider, Σm , welche unsre Kurve darstellt, wird positiv. Dies um so mehr, da zur Spannung des Musculus soleus nunmehr infolge der gleichzeitig erfolgenden Streckung des Knies eine Spannung des Musculus gastrocnemius hinzutritt.

Damit würde die Deutung des dritten Abschnitts erledigt scheinen, wenn wir uns mit einer bloß qualitativen Betrachtung begnügen würden. Prüfen wir aber genauer und berechnen wir die Größe der Drehmomente Σm einerseits aus den FISCHERSchen Versuchen, andererseits durch algebraische Addition der von den passiv gespannten Wadenmuskeln ausgeübten drehenden Wirkungen, so zeigt sich, daß im Beginn des Abschnitts während eines Augenblicks das beobachtete Drehmoment der Fußspitzensenker größer ist, als daß es durch die passive Spannung allein erklärt werden könnte. Wir müssen vielmehr eine, wenn auch ganz vorübergehende und geringfügige aktive Anspannung der Fußspitzensenker annehmen. Diese Anspannung aber brauchen wir nicht als eine der vorbesprochenen Anspannung der Fußspitzenheber gleichwertige aufzufassen. Vielmehr liegt es am nächsten, hier an eine Art von Sehnenreflex zu denken, d. h. an eine Kontraktion, welche dadurch ausgelöst wird, daß der Musculus gastrocnemius, der bisher entspannt war, durch die Streckung des Knies gespannt wird. Daß plötzliche passive Spannung leicht Kontraktion im Muskel auslöst, ist eine Tatsache, die wir schon wiederholt zu erwähnen Gelegenheit hatten (vgl. § 14b, k) und die dem Arzt und Physiologen wohl bekannt ist und auf die wir an dieser Stelle zu stoßen geradezu erwarten durften.

Wir kommen also zu dem Ergebnis, daß eine eigentliche, d. h. durch Innervation vom Gehirn her bewirkte Muskeltätigkeit während der Periode des Schwingens nicht von den Fußspitzensenkern, sondern nur von den Fußspitzenhebern und auch von diesen nur während des mittlern Abschnitts dieser Periode ausgeübt wird.

Wir können nun auch die Stärke oder den Grad dieser Innervation berechnen und zwar vermöge einer Gleichung, welche sich aus der in § 10a gefundenen Formel für das Drehmoment des eingelenkigen Muskels leicht ergibt:

$$i_{Heb} = \frac{m_{Heb}}{\bar{K} Q r \left(1 + \frac{\varphi - \Phi s}{\alpha L \varphi} \right)}$$

Auch die hiernach berechnete Kurve für den Innervationsgrad der Fußspitzenheber ist in Fig. 46 dargestellt. Sie ähnelt in der Form der Kurve der Drehmomente dieser Muskeln, nur ist ihr Verlauf noch ebenmäßiger, so ebenmäßig, daß die kleinen noch vorhandenen Schwankungen als innerhalb der Fehlergrenzen unsrer Untersuchungsmethode liegend angesprochen werden dürfen und wir von einem gleichbleibenden Innervationsgrad reden können.

Die absolute Höhe dieses Innervationsgrades ist gering. Sie beträgt nur etwa $7\frac{1}{2}\%$ der möglichen Höchststärke. Es wäre interessant, zu erfahren, ob auch andre Muskeln bei ihrer gewohnten Arbeit mit ähnlich geringem Innervationsgrad sich betätigen. Wäre dies der Fall, so würden wir diese geringe Stärke wohl als Arbeitsoptimum anzusehen haben, d. h. als diejenige Stärke, bei welcher der Muskel am ökonomischsten sich betätigt, und würden sie zu der natürlichen Länge als der andern Vorbedingung günstiger wirtschaftlicher Ausnutzung in Parallele setzen dürfen. Daß die optimale Innervationsstärke weit unterhalb der maximalen liegt, ist uns ja in der täglichen Erfahrung geläufig. Eine Arbeit, welche wir nur mit Aufbietung aller unsrer Kraft, d. h. mit der Höchstinnervation $i = 1$ leisten, erschöpft uns rasch¹⁾.

Unsre bisherigen Betrachtungen zusammenfassend, können wir sagen, daß es uns gelungen ist, die verwickelte Kurve der von den innern Kräften geleisteten Drehmomente auf sehr einfache Elemente zurückzuführen und damit die Mechanik des gehenden Fußes in der Periode des Schwingens in befriedigender Weise aufzuklären. Als wirksame Kräfte erkannten wir zunächst die Spannungen der nicht innervierten Muskeln, zu welcher beim Gastrocnemius noch eine leichte Reflexzuckung sich hinzugesellt, welche durch den plötzlichen Übergang dieses Muskels vom entspannten in den passiv gespannten Zustand ausgelöst wird, sodann die Wirkung des

¹⁾ Unser Begriff des innervatorischen Optimums faßt nur den anhaltend tätigen Muskel ins Auge und vernachlässigt den Umstand, daß der Muskel zumeist nur periodisch innerviert ist und daß zwischen den Arbeitsphasen sich Pausen einschließen, in welchen er sich ausruht und erholt. Eine zu kurze Dauer der Pausen könnte die Leistung in den Arbeitsphasen beeinträchtigen oder vielmehr eine unter ein bestimmtes Maß herabgehende Pause genügt vermutlich nur bei verringerter Intensität der Tätigkeit in den Arbeitsphasen, bei vermindertem Innervationsgrad. Das innervatorische Optimum wird also in diesem Fall gedrückt und von der Dauer der Pause abhängig gemacht. Das heißt, unser bisheriger Maßstab für die Güte der Muskelleistung ist nicht mehr gültig, und wir müssen nach einem neuen uns umsehen, welcher auch die Dauer der (kurzbemessenen) Pause berücksichtigt. Die einfachste Lösung, die man versuchen kann, ist, daß man an Stelle des Innervationsgrades schlechthin den mittleren Innervationsgrad in der Zeit setzt. Mathematisch formuliert erhalten wir denselben, indem wir die innerhalb einer längeren Zeitperiode stattfindenden Innervationsgrade, jeden mit der Zeit, durch welchen hindurch er statt hat, multipliziert, summieren und durch die gesamte Zeit dividieren: $\frac{\int i dt}{t}$. In unserm Fall würde, da die Dauer eines Doppelschritts etwa 1 sec, die Dauer der Innervation der Fußspitzenheber jeweils etwa 0,2 sec und der Innervationsgrad gleichmäßig $7\frac{1}{2}\%$ beträgt, der Zahlenwert dieses Ausdrucks sich auf $\frac{7\frac{1}{2}\% \cdot 0,2}{1} = 1\frac{1}{2}\%$ berechnen. Weitere Beobachtungen müssen entscheiden, wie weit der erste und ob und wie weit der zweite Maßstab maßgebend ist und welches Optimum jedem der beiden entspricht.

Schuhwerks, welches den Fuß in eine bestimmte Stellung zum Unterschenkel zu bringen bestrebt ist, und endlich die aktive Betätigung der fußspitzenhebenden Muskeln, welche wiederum, wenn wir auf ihren letzten Grund zurückgehen, nach einem denkbar einfachsten Prinzip erfolgt, dem des gleichbleibenden Innervationsgrades. Außerdem ist ihre Tätigkeit insofern dem Zweck genau angepaßt, als die Zusammenziehung aufhört, sobald die Fußspitze der Anhebung nicht mehr bedarf, vermutlich auch insofern, als die Arbeit bei eben diesem Innervationsgrad am wirtschaftlichsten ist und verhältnismäßig am wenigsten ermüdet. Die Frage, ob die Reflexzuckung des Gastrocnemius als zweckmäßig zu beurteilen ist, werden wir im nächsten Paragraphen (Seite 263) kurz besprechen.

Weiteres über das Zustandekommen und das Wesen dieser Innervation auszumachen, wäre nicht mehr Aufgabe der Gliedermechanik, sondern der Nervenphysiologie; erstere hat das ihrige geleistet, wenn sie die beobachteten Vorgänge auf die anderweitig von ihr festgestellten mechanischen Eigenschaften der Glieder und insbesondere der Muskeln zurückgeführt hat.

§ 58. Berechnungen zur gliedermechanischen Analyse der Fußbewegungen beim Gang.

a) Fußwinkel und Sohlenwinkel. Die in den beiden vorigen Paragraphen gegebene Beschreibung und Analyse der Fußbewegungen gründete sich auf die in der Fig. 46 aufgezeichneten Kurven. Diese Kurven selber sind auf Grund der in den Tabellen 23 und 24 durchgeführten Berechnungen konstruiert. Zum Verständnis und zur Rechtfertigung dieser Berechnungen ist nun noch einiges zu sagen.

Was die Zahlenwerte der Winkel anlangt, so wurden die des Kniewinkels unverändert von O. FISCHER übernommen und nur die Bezeichnung $\varphi_2 - \varphi_4$ in φ , geändert.

Die Zahlenwerte des Sohlenwinkels, d. i. des Winkels zwischen Sohle und Lot, wurden aus denen des FISCHERSchen Winkels φ_6 zwischen Fußachse und Lot durch Hinzufügen von 49° erhalten, da dies der Winkelunterschied zwischen Fußachse und Sohle ist (vgl. Fig. 48). Denn wenn der Fuß mit ganzer Sohle auf dem Fußboden aufliegt (Periode des Aufruhs), so mißt FISCHERS Winkel φ_6 etwa 38° (vgl. die Kurve „rechter Fuß“ auf Tafel V des III. Teiles 1901), der komplementäre Winkel zwischen der Fußachse und dem Fußboden also $90^\circ - 38^\circ = 52^\circ$. Die Sohlenfläche würde bei nacktem Fuß mit der Fußbodenfläche zusammenfallen. Da aber FISCHERS Versuchsperson Schuhe mit Absätzen trägt, deren Höhe ich nach FISCHERS Abbildung (I. Teil 1895, Tafel II) auf 1 cm geschätzt habe, so bilden beide Flächen einen Winkel von etwa 3° . Der Winkel zwischen Fußachse und Sohle beträgt demnach nur $52^\circ - 3^\circ = 49^\circ$.

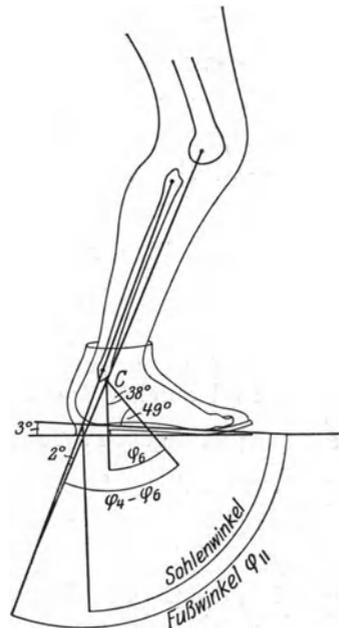


Fig. 48. Sohlenwinkel und Fußwinkel und ihre Beziehungen zu den von O. FISCHER gemessenen Winkeln zwischen Unterschenkelachse und Lot und zwischen Unterschenkelachse und Fußachse.

Die Schätzung der Absatzhöhe aus der seitlichen Ansicht des Schuhs ist schwierig, da der Absatz nach dem Rande zu anzusteigen, die Ferse also in einer Art flachen Napf aufzunehmen pflegt. Vielleicht habe ich die Absatzhöhe etwas zu niedrig geschätzt. Andererseits wäre dadurch dem Umstand Rechnung getragen, daß die Belastung mit dem Körpergewicht in der Periode des Aufruhens das Weichteilpolster unter der Ferse vermutlich stärker zusammendrückt als das breitere Polster unter dem Fußballen, bei dem sich der Druck auf eine größere Fläche verteilt. Das hätte für die Lage der entlastet gedachten Sohle zum Fußboden die gleiche Wirkung wie eine Erniedrigung des Absatzes. — Alle unsere am Fuß gemessenen Winkel erhalten gemäß der eingangs besprochenen Überlegung negative Vorzeichen, während FISCHER sie als positive Größen verrechnet.

Unser Fußwinkel φ'' ergibt sich aus dem FISCHERSchen Winkel $\varphi_4 - \varphi_6$ zwischen Unterschenkelachse und Fußachse vermöge einer genau entsprechenden Umrechnung. Nur ist hier außerdem noch zu berücksichtigen, daß unsere Unterschenkelachse gemäß der früher gegebenen Definition (vgl. § 14 c) mit der FISCHERSchen Unterschenkelachse, welche die Drehachse des Kniegelenks mit der des oberen Sprunggelenks verbindet (vgl. Fig. 48), nicht genau zusammenfällt, sondern einen Winkel von etwa 2° bildet. Deshalb müssen wir, um aus FISCHERS Winkel $\varphi_4 - \varphi_6$ unseren Winkel φ'' zu erhalten, $49^\circ - 2^\circ = 47^\circ$ hinzufügen.

Genau genommen stellen die benützten FISCHERSchen Kurven nicht die Winkel zwischen den genannten Linien dar, sondern nur die Projektionen dieser Winkel auf die Gangebene. Doch kann der geringfügige Unterschied zwischen den Winkeln selber und ihrer Projektion für unsere Zwecke vernachlässigt werden (vgl. oben § 56).

b) Für die Berechnung des Drehmoments der innern Kräfte hat O. FISCHER folgende Gleichung aufgestellt (Der Gang des Menschen, VI. Teil, 1904, S. 598):

$$D_{m_6} = m_6 r_6 \varphi_6'' - D_{s_6} - D_{e_6},$$

wobei er mit D_{s_6} das Drehmoment der Schwere am ersten Fußgelenk, mit D_{e_6} das Drehmoment der sogenannten Effektivkräfte ebendasselbst, mit m_6 die Masse des Fußes, mit r_6 den Trägheitsradius desselben, mit φ_6'' die Winkelbeschleunigung des Winkels φ_6 , d. i. des Winkels zwischen dem Lot und der Fußachse (oder genauer ihrer Projektion auf die Gangebene) bezeichnet. Das Symbol φ'' bezeichnet den zweiten Differentialquotienten des Winkels φ nach der Zeit; wir können dafür auch $\frac{d^2\varphi}{dt^2}$ schreiben.

FISCHER findet ferner (ebenda S. 572) für das Drehmoment der Schwere die Formel

$$D_{s_6} = -G_6 r_6 \sin\varphi_6,$$

wobei G_6 das Gewicht des Fußes und r_6 den Abstand des Fußschwerpunktes von der Drehachse des oberen Sprunggelenks bezeichnet.

Für die Effektivkräfte endlich gibt er die Gleichung (ebenda S. 593)

$$D_{e_6} = -X_6 r_6 \cos\varphi_6 - Z_6 r_6 \sin\varphi_6.$$

Die Größen X_6 und Z_6 in dieser Gleichung sind die Komponenten der Effektivkräfte des Fußschwerpunktes in der Richtung des Ganges und in der senkrechten

Richtung (IV. Teil, 1901, S. 485, 540; I. Teil, 1895, S. 259, Tabelle 10). Da die Effektivkräfte am Fuß gleich sind dem Produkt aus der Masse mal der Beschleunigung, so sind die Komponenten gleich dem Produkt aus der Masse mal den Komponenten der Beschleunigung, und wir haben, indem wir mit x_6 und z_6 die jeweiligen Koordinaten des Fußschwerpunktes bezeichnen:

$$D_{e6} = -m_6 \frac{d^2 x_6}{dt^2} r_6 \cos \varphi_6 - m_6 \frac{d^2 z_6}{dt^2} r_6 \sin \varphi_6 .$$

Den Zahlenwert des Trägheitsradius \varkappa_6 gibt FISCHER zu 6,05 cm (VI. Teil 1904, S. 597), den Zahlenwert des Abstandes r_6 zu 6,8 cm an (ebenda S. 572).

Wir haben nun die Beschleunigungen oder, was das gleiche ist, die zweiten Differentialquotienten der Größen φ_6, x_6, z_6 nach der Zeit zu bilden, d. h. die der in der Zeiteinheit stattfindenden Unterschiede zwischen den in der Zeiteinheit eintretenden Veränderungen derselben anzugeben. Um diese Veränderungen zu erhalten, sollen wir eigentlich zeitlich ganz nah, unendlich nah beieinander liegende Werte miteinander vergleichen. In Wirklichkeit liefern die FISCHERSchen Versuche die Werte dieser Größen jeweils nur für Zeitpunkte, die um eine nicht ganz unerhebliche Spanne, nämlich $\frac{1}{26,09}$ sec auseinanderliegen (II. Teil, 1899,

S. 82). Wir sind also genötigt, die Differenzen zweier um diese Zeitspanne auseinanderliegender Beobachtungsergebnisse in unsere Rechnung an Stelle der eigentlich geforderten Differentiale einzuführen. Dadurch wird die Genauigkeit unserer Untersuchung etwas, aber doch für unsere Zwecke wohl nicht allzusehr beeinträchtigt. Äußerlich drücken wir diese Ersetzung der Differentiale durch die Differenzen von Werten, welche um die meßbare Zeitspanne Δt voneinander absteht, dadurch aus, daß wir das Zeichen d durch das Symbol Δ ersetzen und statt

$$\frac{d^2 \varphi}{dt^2} \quad \text{schreiben} \quad \frac{\Delta^2 \varphi}{\Delta t^2} .$$

wobei dann $\Delta t = \frac{1}{26,09}$ sec ist, während $\Delta \varphi$ den Unterschied zweier nacheinander beobachteter Winkelwerte und $\Delta^2 \varphi = \Delta \Delta \varphi$ den Unterschied zweier aufeinanderfolgender derartiger Unterschiede bezeichnet.

Erinnern wir uns ferner, daß die Masse gleich ist dem Gewicht dividiert durch die Erdbeschleunigung, also $m_6 = \frac{G_6}{g}$, so gilt

$$m_6 \varkappa_6 \varphi_6'' = \frac{G_6}{g} \varkappa_6 \frac{\Delta^2 \varphi_6}{\Delta t^2}$$

und schließlich in Zusammenfassung aller unserer Umformungen:

$$-\sum m = D_{m6} = \frac{G_6 r_6}{g \Delta t^2} \left(\varkappa_6 \frac{\Delta^2 \varphi_6}{r_6} + g \Delta t^2 \sin \varphi_6 + \cos \varphi_6 \Delta^2 x_6 + \sin \varphi_6 \Delta^2 z_6 \right) .$$

Hierbei führen wir an Stelle des FISCHERSchen Symbols D_{m6} das unserem Bezeichnungssystem entsprechende Zeichen $\sum m$ als Kennmarke für die Gesamtheit der inneren Kräfte, welche auf das erste Fußgelenk wirken, ein. Dabei kehren wir wieder das Vorzeichen um, weil wir eine Drehung im Fußgelenk

im Sinn der Beugung (Plantarflexion) unserer Gewohnheit gemäß als positiv bezeichnen, während FISCHER sie negativ rechnet.

Wir setzen nun die Zahlenwerte $x_6 = 6,05$ cm, $r_6 = 6,8$ cm, $g = 981$ cm, $\Delta t = \frac{1}{26,09}$ sec und $G_6 = 1,4$ kg ein. Letzterer Wert ergibt sich, indem wir zu dem Gewicht des Fußes, das FISCHER zu 1,05 kg bestimmt hat (ebenda S. 369), das von ihm vergessene Gewicht des Schuhs, das ich auf 0,35 kg schätze, hinzuzählen. So erhalten wir schließlich:

$$\begin{aligned} \Sigma m &= -\frac{1,4 \cdot 6,8 \cdot 26,09^2}{981} \left(\frac{6,05^2}{6,8} \Delta^2 \varphi_6 + \frac{981}{26,09^2} \sin \varphi_6 + \cos \varphi_6 \Delta^2 x_6 + \sin \varphi_6 \Delta^2 z_6 \right) \\ &= -6,64 (5,382 \Delta^2 \varphi_6 + 1,44 \sin \varphi_6 + \cos \varphi_6 \Delta^2 x_6 + \sin \varphi_6 \Delta^2 z_6). \end{aligned}$$

Auf Grund dieser Formel sind in der Tabelle 23 die Werte des Drehmoments für die einzelnen Beobachtungszeitpunkte (Phasen) Fischers berechnet.

c) Zur Berechnung der Drehmomente der einzelnen entspannten Muskeln benützen wir unsere im vorigen Paragraphen bereits zitierten früher (§ 10) entwickelten Formeln. Es gilt nämlich für unsere eingelenkigen Muskeln

$$\dot{m} = \frac{Q r E}{L} \frac{s}{\varphi} (\varphi'' - \Phi)$$

und für den zweigelenkigen Gastrocnemius

$$\dot{m}_{''} = \frac{Q r'' E}{L} \left(\varphi' \frac{s'}{\varphi'} + (\varphi'' - \Phi'') \frac{s''}{\varphi''} \right) = \frac{Q r'' E}{L} \frac{s'}{\varphi'} \varphi' + \frac{Q r'' E}{L} \frac{s''}{\varphi''} (\varphi'' - \Phi'').$$

Hierbei kennzeichnen wir durch den Index , die dem Knie als dem ersten der von uns zu berücksichtigenden Gelenke angehörigen Werte, mit dem Index '' die dem ersten Fußgelenk als unserm zweiten Gelenk zugeordneten Größen; letztere lassen wir jedoch ohne Index, falls über ihre Zugehörigkeit zu diesem Gelenk kein Zweifel walten kann. Es bezeichnet also φ , den Kniewinkel, φ'' den Fußwinkel, r , den Hebel am Knie, r'' oder r'' , jenen am Fußgelenk. Die übrigen Zeichen haben den gleichen Sinn wie sonst stes in dieser Arbeit (vgl. Tabelle 28).

Die natürliche Länge L und den natürlichen Querschnitt Q mußte ich wie auch sonst (vgl. § 20, 60b und Tabelle 26) ersetzen durch die von ED. WEBER beobachtete Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels und den physiologischen Querschnitt, den er daraus berechnet hat. Demgemäß wurde gesetzt für den Soleus $L = 3,73$ cm und $Q = 84$ qcm und für den Gastrocnemius $L = 5,45$ cm und $Q = 59$ qcm. In der letzten Zahl ist der Querschnitt des kleinen Musculus plantaris mit eingerechnet. Den Hebel r und r'' unserer Muskeln am Fußgelenk habe ich auf $3\frac{3}{4}$ cm geschätzt, den Hebel r , des Gastrocnemius am Knie auf 2 cm in Anlehnung an die Abbildungen bei R. FICK 1911 (vgl. oben § 14h). Die entsprechenden spezifischen Verlängerungen $\frac{s}{\varphi}$, $\frac{s''}{\varphi''}$ und $\frac{s'}{\varphi'}$ erhalten wir durch

Multiplikation mit $-\frac{\pi}{180} = -\frac{1}{57}$ (vgl. § 5 g). Als Spannungswinkel nehmen wir gemäß unsrer Tabelle 21 den Wert $\Phi = -80^\circ$ für den Soleus und $\Phi'' = -70^\circ$ für den Gastrocnemius. Die in unsre Formeln eingehenden Konstanten entnehmen wir unsrer Tabelle 3.

So ergeben sich für die Zahlenwerte der in unsern Formeln auftretenden konstanten Faktorenkomplexe die Werte für den Soleus:

$$\frac{Q r E}{L} \frac{s}{\varphi} = - \frac{84 \cdot 3\frac{3}{4} \cdot 0,3}{3,73} \frac{3\frac{3}{4}}{57} = -1,667,$$

für den Gastrocnemius:

$$\frac{Q r_{,,} E}{L} \frac{s_{,}}{\varphi_{,}} = - \frac{59 \cdot 3\frac{3}{4} \cdot 0,3}{5,45} \frac{3\frac{3}{4}}{57} = -0,801,$$

$$\frac{Q r_{,,} E}{L} \frac{s_{,,}}{\varphi_{,,}} = - \frac{59 \cdot 3\frac{3}{4} \cdot 0,3}{5,45} \frac{2}{57} = -0,427.$$

Die Fußspitzenhebemuskeln fassen wir für unsere Berechnung zu einem einzigen Gesamtmuskel zusammen. Für die Berechnung seines Drehmoments gilt die gleiche Formel, die wir für den Soleus angewendet haben, da es sich hier um Bewegung in nur einem Gelenk handelt. Der wichtigste dieser Muskeln ist der Tibialis anterior. Sein Querschnitt beträgt nach WEBER 13,5 qcm, seine Faserlänge 7,87 cm, seinen Hebel schätze ich auf -4 cm. Die drei anderen Musculi extensores digitorum longus, hallucis longus und peroneus tertius haben zusammen einen Querschnitt von 8,1 qcm und im übrigen ähnliche Längen und Hebel wie der Tibialis anterior. Wir begehen daher keinen großen Fehler, wenn wir sie einfach in der Weise in Rechnung stellen, daß wir ihren Querschnitt dem jenes Muskels zulegen und also für alle Fußhebemuskeln zusammen einen Wert von $Q = 21$ qcm $L = 7,9$ cm, $r = -4$ cm annehmen. Durch Einsetzen dieser Zahlen ergibt sich

$$\frac{Q r E}{L} \frac{s}{\varphi} = - \frac{21 \cdot 4 \cdot 0,3}{7,9} \frac{4}{57} = -0,224.$$

Auch der Entspannungswinkel Φ des Extensor digitorum communis stimmt, wie man sich leicht überzeugt, bei gewöhnlicher Zehenhaltung mit dem des Tibialis anterior, den wir zu -93° gefunden haben (vgl. § 14h und Tabelle 21), überein; und auch für die beiden anderen dürfen wir wohl ohne großen Fehler denselben Wert dieses Winkels annehmen.

Danach werden die Berechnungen für die Drehmomente, welche die erschlafften Muskeln ausüben, wie sie auf unseren Tabellen 23 und 24 durchgeführt sind, leicht verständlich sein. Ich bemerke noch, daß die passive Spannung und Dehnung unserer Muskeln sich immer innerhalb der Grenzen des ersten Teilstücks der Längen-Spannungskurve (vgl. § 4b und Fig. 1) hält, wovon man sich durch besondere Berechnungen, auf welche ich hier wohl nicht näher einzugehen brauche, leicht überzeugt.

d) Das Drehmoment der tätigen (innervierten) Fußspitzenheber berechnen wir wie oben besprochen nach der Gleichung

$$m_{\text{Heb}} = \sum m - \dot{m}_{\text{Senk}} = \sum m - \dot{m}_{\text{Sol}} - \dot{m}_{\text{Gas}}.$$

Diese Gleichung setzt voraus, daß das Drehmoment der gesamten Fußspitzenheber nur von den großen Wadenmuskeln geliefert wird, d. h. daß die übrigen

Muskeln, welche bei ihrer Spannung in gleicher Weise wie diese auf den Fuß wirken, nicht oder nicht nennenswert gespannt sind. Dies scheint in der Tat der Fall. Denn nach meiner allerdings nur flüchtigen Untersuchung (Tab. 19) besitzen sie wesentlich kleinere Entspannungswinkel als die Wadenmuskeln, nämlich Tibialis posterior und Peroneus longus einen solchen von -90° , Flexor hallucis longus einen solchen von -95° . Letzterem wird sich vermutlich der Flexor digitorum longus in seinem Verhalten anschließen, während der Peroneus brevis dem Peroneus longus ähnlich justiert sein dürfte. Da der Fußwinkel während der Periode des Schwingens nur ganz vorübergehend um ein Geringes den Wert -90° unterschreitet, so ist das Drehmoment, welches durch passive Spannung der genannten fünf nicht an der Achillessehne angreifenden fußspitzen-senkenden Muskeln bewirkt werden kann, so gering, daß wir es vernachlässigen dürfen. Der letzte Posten unsrer Gleichung \dot{m}_{Gas} ist während des ersten und zweiten Abschnitts der Periode des Schwingens gleich Null, da der Gastrocnemius entspannt ist. Dies zeigt sich bei der Berechnung dadurch, daß wir negative Drehmomente erhalten; für Phase 7 und 10 sind diese in Tabelle 24 aufgeführt.

e) Drehmoment der Fußspitzen senker im dritten Abschnitt. Unsere letzte Gleichung gilt für den mittleren Abschnitt der Periode des Schwingens, in welchem wir, wie früher dargelegt, die Wadenmuskeln oder wenigstens den Musculus soleus passiv gespannt, die Fußspitzenheber aktiv tätig vermuten. Im dritten und letzten Abschnitt, sahen wir, sind umgekehrt letztere Muskeln nur noch passiv gespannt, während der Soleus nach wie vor nur passiv, der Gastrocnemius aber einen Augenblick wenigstens aktiv wirksam ist. Demgemäß ist unsere Gleichung umzuformen und zu schreiben:

$$m_{Senk} = \sum m - \dot{m}_{Heb}.$$

Wir wollen nun die Frage untersuchen, ob wirklich eine solche aktive Anspannung angenommen werden muß und ob nicht etwa die Annahme, daß in diesem Abschnitt die Wadenmuskeln ebenso wie die Fußspitzenheber nur passiv gespannt sind, zur Erklärung der Beobachtungstatsachen genügt. Indem wir in den auf der rechten Seite unserer Gleichung stehenden Ausdruck die errechneten Werte einsetzen, erhalten wir laut Tabelle 24 für Beobachtungsphase Nr. 8:

$$m_{Senk} = +30,0 - -1,56 = -31,6$$

und für Beobachtungsphase Nr. 9:

$$m_{Senk} = +24,8 - -1,48 = +26,3.$$

Andrerseits ergibt sich für das Drehmoment, welches die beiden Wadenmuskeln in diesen gleichen Zeitpunkten ausüben würden, wenn sie bloß passiv gespannt wären, gemäß unserer Tabelle für Beobachtungsphase Nr. 8:

$$\dot{m}_{Sol} + \dot{m}_{Gas} = 10,03 + 6,66 = 16,7$$

und für Beobachtungsphase Nr. 9:

$$\dot{m}_{Sol} + \dot{m}_{Gas} = 10,61 + 7,37 = 18,0.$$

Das durch passive Spannung allein zu erzielende Drehmoment bleibt also hinter dem beobachteten während der Beobachtungsphase Nr. 8 um $\frac{31,6 - 16,7}{16,7} = 0,89 = 89\%$, während der Phase Nr. 9 um $\frac{26,3 - 18,0}{18,0} = 0,46 = 46\%$ zurück.

Um 89% bzw. 46% müßten wir also die passive Spannung zu gering berechnet haben, wenn sie allein zur Erklärung der in Rede stehenden plantarflektierenden Drehmomente ausreichen sollte. Wäre das denkbar?

Am ehesten könnten wir einen erheblichen Fehler dadurch begangen haben, daß wir den Querschnitt der Wadenmuskulatur, welchem ja unsere Drehmomente proportional sind, zu gering angenommen hätten. In der Tat stammen die ED. WEBERSchen Querschnittszahlen, auf welchen unsere Berechnung sich aufbaut, von einem wenig muskelkräftigen Individuum (vgl. § 19), während FISCHERS Versuchsperson kräftige Waden gehabt zu haben scheint (vgl. BRAUNE und FISCHER I, 1895, Tafel 1). Aber auch die Zahlen, welche für den Wadenquerschnitt kräftiger Männer von FROHSE und FRÄNKEL angegeben werden, übertreffen die WEBERSchen nur um $\frac{191 - 141}{141} = 35\%$ (vgl. oben § 22 b). Es ist

also doch wohl zur Erklärung unsres Phänomens eine wenn auch nur geringe Anspannung des Gastrocnemius, eine leichteste Innervation in Art eines Sehnenreflexes anzunehmen. Diese Innervation ist, wie wir das ja an Sehnenreflexen kennen, rasch vorübergehend, und in Phase 9 offenbar schon im Abklingen.

Wir haben früher (§ 56) gesehen, daß im letzten Abschnitt der Periode des Schwingens der Fuß eine leichte Dorsalflexion ausführt, die wohl dadurch bedingt ist, daß in diesem Zeitpunkt die Vorwärtsbewegung des Beins durch die Kontraktion der Hüftmuskeln aktiv gehemmt wird, der Fuß aber dem Trägheitsgesetz gemäß sich im bisherigen Tempo vorwärts zu bewegen strebt und daher eine Vorwärts- und Aufwärtsdrehung um die Achse des zurückbleibenden oberen Fußgelenks vollführt. Wir können jetzt hinzufügen, daß dieser Drehung eine aktive Anspannung des Gastrocnemius entgegenwirkt und daß also der Fuß ebenso wie das Bein nicht nur bei Beginn der Periode des Schwingens aktiv in Bewegung gesetzt, sondern auch bei Ausklingen derselben aktiv gehemmt wird.

Wie sollen wir vom teleologischen Gesichtspunkt aus über diese aktive Hemmung der Fußbewegung urteilen? Was hat sie für einen Zweck und hat sie überhaupt einen Zweck, oder ist sie nur die unvermeidliche rein mechanische Folge der Reflexerregung im gedehnten Muskel? Wir sahen früher, daß in Folge der eben erwähnten Dorsalflexion der Fuß beim Aufsetzen den Boden zuerst mit der Ferse berührt, daß aber dann eine energische Plantarflexion einsetzt, die das schnelle Abliegen der ganzen Fußsohle auf dem Fußboden zur Folge hat. Diese Schnelligkeit des Abliegens ist unzweifelhaft für die Mechanik des Gangs von Wichtigkeit, insbesondere hängt davon die Sicherheit des Auftretens ab. Denn erst nach vollendetem Abliegen ruht der Fuß mit ganzer Sohle breit und lang auf dem Boden auf, bis dorthin berührt er ihn nur mit der Ferse, balanciert also nur auf einem Punkt. Ferner lehren Erfahrungen des Pathologen und Therapeuten, über welche in der zweiten Hälfte berichtet werden wird (§ 117 a), daß bei Behinderung und Verzögerung des Abliegens der Gang hart und unelastisch wird. Die Schnelligkeit des Abliegens aber wird selbstverständlich dadurch vermehrt, daß die Dorsalflexion in der vorausgehenden Periode aktiv vermindert und dadurch der bis zum vollen Aufrufen zu durchlaufende Weg verkürzt wird

Es kommt noch hinzu, daß der Druck des Körpergewichts, der ja in der Periode des Abliegens diese Plantarflexion zustande bringt, um so energischer drehend wirkt, je stärker der Fuß bereits plantarflektiert ist, denn um so länger ist der Hebel, mit welchem er an dem Drehpunkt, d. i. dem Aufliegepunkt der Ferse angreift. Wir werden also die in Rede stehende Kontraktion des Gastrocnemius als einen zweckmäßigen Vorgang auffassen dürfen. Dadurch, daß sie rein reflexmäßig zustande kommt, erklärt sich im übrigen der von der gleichmäßigen Anspannung der Fußspitzenheber so wesentlich verschiedene Ablauf der Kontraktion.

g) Zur Berechnung des Innervationsgrades der Fußspitzenheber während der Zeit ihrer aktiven Anspannung haben wir die aus den Formeln des Paragraphen 10a sich leicht ergebende Gleichung:

$$i = \frac{m}{\bar{K} Q r \left(1 + \frac{\varphi'' - \Phi}{\alpha L} \frac{s}{\varphi} \right)} = \frac{m}{\bar{K} Q r + \frac{\bar{K} Q r}{\alpha L} \frac{s}{\varphi} (\varphi'' - \Phi)}$$

Indem wir die in unseren bisherigen Überlegungen gefundenen Zahlenwerte einsetzen, erhalten wir:

$$i = \frac{m}{-3,6 \cdot 21 \cdot 4 - \frac{3,6 \cdot 21 \cdot 4}{0,75 \cdot 7,9} \frac{4}{57} (\varphi'' - 93^\circ)} = \frac{m}{-302 - 3,58 (\varphi'' - 93^\circ)}$$

§ 59. Wie O. FISCHER die Kurve des Drehmoments der inneren Kräfte ermittelt und deutet. Kritik seines Verfahrens.

Der mit den FISCHERSchen Arbeiten vertraute Leser wird sich vielleicht gewundert haben, daß ich hier das Drehmoment der inneren Kräfte ($\sum m = D_{m6}$) ausführlich berechnet habe, da doch FISCHER selber diese Berechnung bereits angestellt und in seiner letzten Arbeit (Teil VI, 1904, S. 574, Tabelle 7 und Tafel III) ausführlich mitgeteilt hat. Bei genauerem Zusehen wird er dann freilich gefunden haben, daß die Ergebnisse der beiden Berechnungen und die auf Grund derselben gezeichneten Kurven wesentlich voneinander abweichen. Über die Ursache dieser Unstimmigkeit muß ich hier noch kurz Rechenschaft ablegen. Eine erste Ursache wurde bereits erwähnt: FISCHER hat als Maß und Gewicht des schwingenden Fußes nur die durch anatomische Messungen ermittelten Werte in Rechnung gestellt, dagegen den Schuh vergessen, der doch bei der mechanischen Betrachtung mit eingerechnet werden muß. Dieser Fehler ist deshalb nicht schlimm, weil er das gegenseitige Verhältnis der Ordinaten und damit die allgemeine Gestalt der Kurve wohl kaum verändert und im übrigen dadurch ohne große Mühe annähernd wieder gut gemacht werden kann, daß wir alle Ordinaten der Kurve gleichmäßig vergrößern, so daß der absolute Betrag der neuen Ordinaten zu dem der alten sich verhält wie das Gewicht von Fuß plus Schuh zu dem Gewicht des Fußes allein, ein Verhältnis, das nach unseren früheren Annahmen gleich $\frac{1,05 + 0,35}{1,05} = \frac{1,40}{1,05} = \frac{4}{3}$ zu setzen ist. Schwerpunktsabstand und Trägheitsradius des Schuhs sind wohl von jenen des nackten Fußes nicht sehr verschieden.

Weit tiefer gehend wird die FISCHERSche Kurve durch eine andere Unzulänglichkeit seines Berechnungsverfahrens entstellt, das ist die Art und Weise wie er aus Winkel — und Längengrößen die Geschwindigkeit und aus dieser die Beschleunigung der Winkel- und Längenänderung berechnet. Das Prinzip unseres eigenen Verfahrens war, wie erinnerlich, ein rein rechnerisches: Wenn man die in zwei aufeinanderfolgenden Beobachtungsphasen festgestellten Werte voneinander abzieht und den erhaltenen Unterschied durch den Zeitabstand der Beobachtungsphasen dividiert, so erhält man die Geschwindigkeit. Wenn man dann dasselbe Verfahren wiederholt und zwei aufeinanderfolgende Geschwindigkeitswerte voneinander abzieht und den Unterschied wieder durch den Zeitabstand dividiert, so ergibt sich die Beschleunigung. Man vergleiche die Überlegungen in § 58 b und die Berechnungen der Tabellen 23 und 27. Wir hoben bereits hervor, daß dies Verfahren streng genommen nur dann genaue Werte liefert, wenn die Beobachtungswerte, von denen man ausgeht, sehr nahe beieinanderliegen; die Genauigkeit des Ergebnisses steigt und fällt mit der zeitlichen Dichtheit der Beobachtungspunkte. Andererseits ist zur Erzielung der gleichen Genauigkeit, je nachdem wie schnell der untersuchte Vorgang abläuft, bald eine größere, bald eine geringere Dichtheit nötig und ausreichend.

FISCHERS Verfahren ist ein ganz anderes. Es ist im Gegensatz zu unserem rechnerischen oder algebraischen Verfahren als zeichnerisches oder graphisches Verfahren anzusprechen. Er ergänzt die gegebenen einzelnen Beobachtungswerte zunächst zu kontinuierlichen Kurven der aufeinanderfolgenden Winkelwerte oder der nacheinander eingenommenen Lagen und erhält so aus den einzelnen Lagen die Bahnkurven oder Wegkurven der beobachteten Punkte. Er verfährt dabei so, daß er „die Diagramme unter Vermeidung kleiner Buckel in möglichst zarter gleichmäßig geschwungener Linie durch die Punkte hindurchzieht“, welche er durch Eintragen der einzelnen Beobachtungswerte in ein Koordinatennetz erhalten hat (Teil V, 1904, S. 370). Allen weiteren Operationen legt er nun diese Kurve, nicht mehr die ursprünglichen Beobachtungswerte zugrunde.

Die ursprüngliche Beobachtung ist natürlich durch die „Vermeidung kleiner Buckel“ willkürlich verändert. Diese Veränderung kann eine Verbesserung sein, insofern zufällige Beobachtungsfehler dadurch korrigiert, Werte, die aus der Reihe der übrigen herausfallen, ausgeschaltet werden können, und als solche Verbesserung wird sie auch von FISCHER gewertet und empfohlen und durch die Überlegung gerechtfertigt, „daß es in der Natur der Sache liegt, daß der Verlauf (der Kurve) ein gleichmäßiger und stetiger ist; denn Buckel und direkte Unstetigkeiten könnten nur dann auftreten, wenn der menschliche Körper beim Gehen der Einwirkung heftiger Stöße unterworfen wäre.“ (Teil II, 1899, S. 86.) Daß das Verfahren trotz alledem sein großes Bedenken hat, liegt auf der Hand.

Dagegen ist ein anderer Vorteil desselben unbezweifelbar: wir besitzen jetzt eine ununterbrochene Kurve von Werten und können also, wenn wir die Geschwindigkeit und die Beschleunigung der Änderungen ableiten wollen, jetzt beliebig nah beieinanderliegende Punkte herausgreifen. Aber eben diesen Vorteil läßt sich FISCHER entgehen, indem er, statt unsere obige algebraische und streng objektive Methode zur Ableitung der Geschwindigkeiten und Beschleunigungen sich zunutze zu machen, nochmals ein mehr oder weniger subjektives Verfahren anwendet. Er konstruiert nämlich an einer größeren Zahl von Kurvenstellen die Tangente der aufgezeichneten Kurve und mißt ihre Steigung oder Neigung, d. h. das Verhältnis der Ordinatenänderung zur Abszissenänderung

aus. Damit erhält er die Geschwindigkeit aber entstellt durch den unvermeidlichen Fehler und die Willkürlichkeiten der neuen Konstruktion. Die so erhaltenen Geschwindigkeiten zeichnet er als Kurven auf, wobei wiederum in der oben beschriebenen Weise durch die „Vermeidung kleiner Buckel“ eine Korrektur erfolgt, und an diese Kurve legt er jetzt abermals Tangenten, mißt wiederum ihre Neigungen, zeichnet die gefundenen Werte in ein Koordinationsnetz ein und verbindet sie durch eine abermals die kleinen Buckel ausmerzende Kurve, die ihm nun die gesuchten Beschleunigungen abgibt. Auf diese Weise gesellen sich zu der ersten willkürlichen Veränderung der gegebenen Beobachtungstatsachen, welche immerhin noch einen gewissen Vorteil mit sich brachte, weitere Willkürlichkeiten, für welche nach meiner Meinung jede Berechtigung fehlt, und die nur zu gehäuften Fälschungen des Endergebnisses führen. Dazu ist diese graphische Methodik ganz bedeutend umständlicher und zeitraubender als unser algebraisches Verfahren. Immerhin wäre sie erträglich, wenn die durch sie gesetzten Fehler so gering wären, daß sie vernachlässigt werden dürften. Dies aber ist keineswegs der Fall. Als Beweis mögen die Kurven der Fig. 49 dienen.

Diese Figur veranschaulicht an einem Beispiel die verschiedenen in Betracht kommenden Methoden, um aus einer Reihe hintereinander beobachteter Lagen eines Punktes seine Beschleunigung zu ermitteln. Die verwendeten acht Punkte sind mit Nr. 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 bezeichnet. Sie entstammen einer Beobachtungsreihe FISCHERS, welche für die Ermittlung unserer Kurve der Drehmomente der inneren Kräfte besondere Wichtigkeit hat und stellen die Abstände x_6 des Fußschwerpunktes von der mit mittlerer Ganggeschwindigkeit gleichmäßig in der Gangrichtung sich fortbewegenden Frontalebene während der zweiten Hälfte der Periode des Schwingens dar; als solche haben wir sie oben (§ 58b) bereits kennen gelernt und in unsre Rechnung eingestellt. Die Figur zerfällt in eine rechte und eine linke Hälfte; in jeder sind diese acht beobachteten Punkte in gleicher Weise in ein Koordinatennetz eingetragen. In der linken Hälfte sind dann die FISCHERSchen Kurven eingezeichnet und zwar zunächst die von ihm „in zarter gleichmäßig geschwungener Linie durch die gegebenen Punkte“ hindurchgelegte Wegkurve des Fußschwerpunktes (Kurve A). Doch wurde die Kurve nicht etwa mechanisch aus seiner Tafel (V. Teil 1904, Tafel IV, I. Versuch rechts) übertragen, sondern es wurden zwecks Erzielung größerer Genauigkeit die von ihm selbst in großer Dichtigkeit ausgemessenen Punkte dieser Kurve (ebenda S. 405, Tabelle 27) in das Koordinatennetz eingezeichnet und durch gerade Linien verbunden. Sodann sind die von Fischer aus der Wegkurve ermittelten Kurven der Geschwindigkeit und der Beschleunigung in gleicher Weise dargestellt (Kurven B und D). Außerdem aber wurden eben diese Kurven auch so aufgezeichnet, wie sie sich aus FISCHERS Wegkurve durch Entwicklung mittels unseres algebraischen Verfahrens ergeben. Dieses Verfahren wurde in Tabelle 27 durchgeführt; dank der Dichtigkeit der Ausgangspunkte arbeitet es völlig zuverlässig (Kurven C und E). Man sieht, daß die beiden Geschwindigkeitskurven noch einigermaßen übereinstimmen, die Beschleunigungskurven aber kaum mehr eine Ähnlichkeit besitzen. Insbesondere ist die tiefe spitze Zacke der FISCHERSchen Kurve ein offenbar willkürliches Kunstprodukt. Aber auch die mittels unserer objektiven Methode gewonnene Beschleunigungskurve weist, wenn auch an anderen Stellen, ungeheuerliche Zacken auf, die offenbar als Entstellungen aufzufassen sind und als solche bereits der ursprünglichen Wegkurve zur Last fallen, aus der heraus sie durch unser Verfahren nur entwickelt und ans Licht gebracht sind.

Dies führt uns auf den oben mitgeteilten Ausspruch von FISCHER zurück, mit

welchem er sein Unterfangen, die Beobachtung durch die Kurvenzeichnung zu korrigieren, rechtfertigt. Buckel und direkte Unstetigkeiten, sagt er, könnten nur dann in den Kurven auftreten, wenn der Körper beim Gang heftigen Stößen von außen unterworfen wäre. Dies ist in erster Linie zutreffend und eigentlich überhaupt nur zutreffend für die Beschleunigungskurve, denn die Beschleunigung des Körpers ist ja der unmittelbare Ausdruck der Bewegungsantriebe, welche der Körper empfängt. Daraus ergibt sich, daß das richtige Prinzip der Kurvenkorrektur nicht ist „überall möglichst gleichmäßig geschwungene Linien“ einzuzichnen, sondern vielmehr die Bahn- und Wegkurve so zu ziehen, daß die in objektiver Weise aus ihnen abgeleitete Beschleunigungskurve möglichst glatt und gleichmäßig geschwungen verläuft.

Dies ist in der Tat durchaus ausführbar und unter Zugrundelegung unserer algebraischen Methode und mittels einigem Hin- und Herprobieren auch gar nicht besonders schwierig. Das beweisen die in der rechten Hälfte der Figur 49 aufgezzeichneten Kurven. Wie man sieht, ist es mir gelungen, durch die gegebenen acht Beobachtungspunkte eine Wegkurve (Kurve F) so hindurchzulegen, daß die daraus objektiv mittels der in Tabelle 27 durchgeführten Rechnung abgeleitete Beschleunigungskurve (Kurve G) wirklich sehr gleichmäßig verläuft. Und dabei schließt sich meine Wegkurve inniger an die gegebenen acht Punkte an, ist also obendrein noch treuer als FISCHERS Wegkurve.

Außer der auf diese Weise entwickelten Beschleunigungskurve sind nun auf der rechten Hälfte unserer Figur noch die durch das rein algebraische Verfahren und ohne den Umweg über die Wegkurve unmittelbar aus den gegebenen acht Punkten in Tabelle 27 und außerdem auch schon in Tabelle 23 errechneten Beschleunigungen eingetragen und nachträglich durch eine verbindende Linie zur Kurve H zusammengeschlossen. Man sieht, daß die beiden Kurven G und H, welche den beiden von uns als korrekt und brauchbar erkannten Verfahren entstammen, recht gut übereinstimmen.

Völlig abweichend dagegen verläuft FISCHERS Kurve D und es kann wohl kein Zweifel sein, daß diese Abweichung seine Kurve als Phantasiegebilde kennzeichnet, während die Übereinstimmung unserer Kurven für die Güte der ihnen beiden zugrunde liegenden Verfahren spricht. Der Vorzug zwischen beiden gebührt aber doch, wie ich glaube, im allgemeinen dem rein objektiven Verfahren, das zudem das technisch weit einfachere ist. Deshalb habe ich mich im übrigen stets an dasselbe gehalten und die Kurvenaufzeichnung nur dazu verwendet, um durch Verbindung der in ein Koordinatennetz eingetragenen, zunächst auf rein algebraischem Wege gefundenen Punkte das Schlußergebnis dem Auge anschaulich zu machen.

Und nun noch eines: FISCHER sagt ganz richtig, daß die seiner Methode zugrunde liegende Annahme, die Kurven dürften keine Buckel aufweisen, nur dann zutrifft, wenn keine heftigen Stöße von außen den Körper treffen. Nun wird aber der Fuß des gehenden Menschen in einem bestimmten Augenblick allerdings von einem im Vergleich zu der geringen Masse des Fußes als heftig zu bezeichnenden Stoß getroffen: nämlich in dem Augenblick, wo die Ferse auf dem Fußboden aufstößt und damit die Periode des Schwingens endigt. An dieser Stelle ist also ein Knick in den Kurven zu erwarten, durch diese Stelle hindurch ist es nicht erlaubt, die Kurven in „gleichmäßig geschwungener Linie“ hindurchzuführen, sondern wir müssen bei Anwendung des FISCHERSCHEN graphischen Verfahrens an dieser Stelle in der Kurve eine Lücke offen lassen, sind also auch nicht in der Lage, die Beschleunigung im Moment des Aufsetzens genau zu ermitteln. Bei unserer algebraischen Methode kommt diese Unfähigkeit dadurch zum Ausdruck, daß wir die Beschleunigungen immer

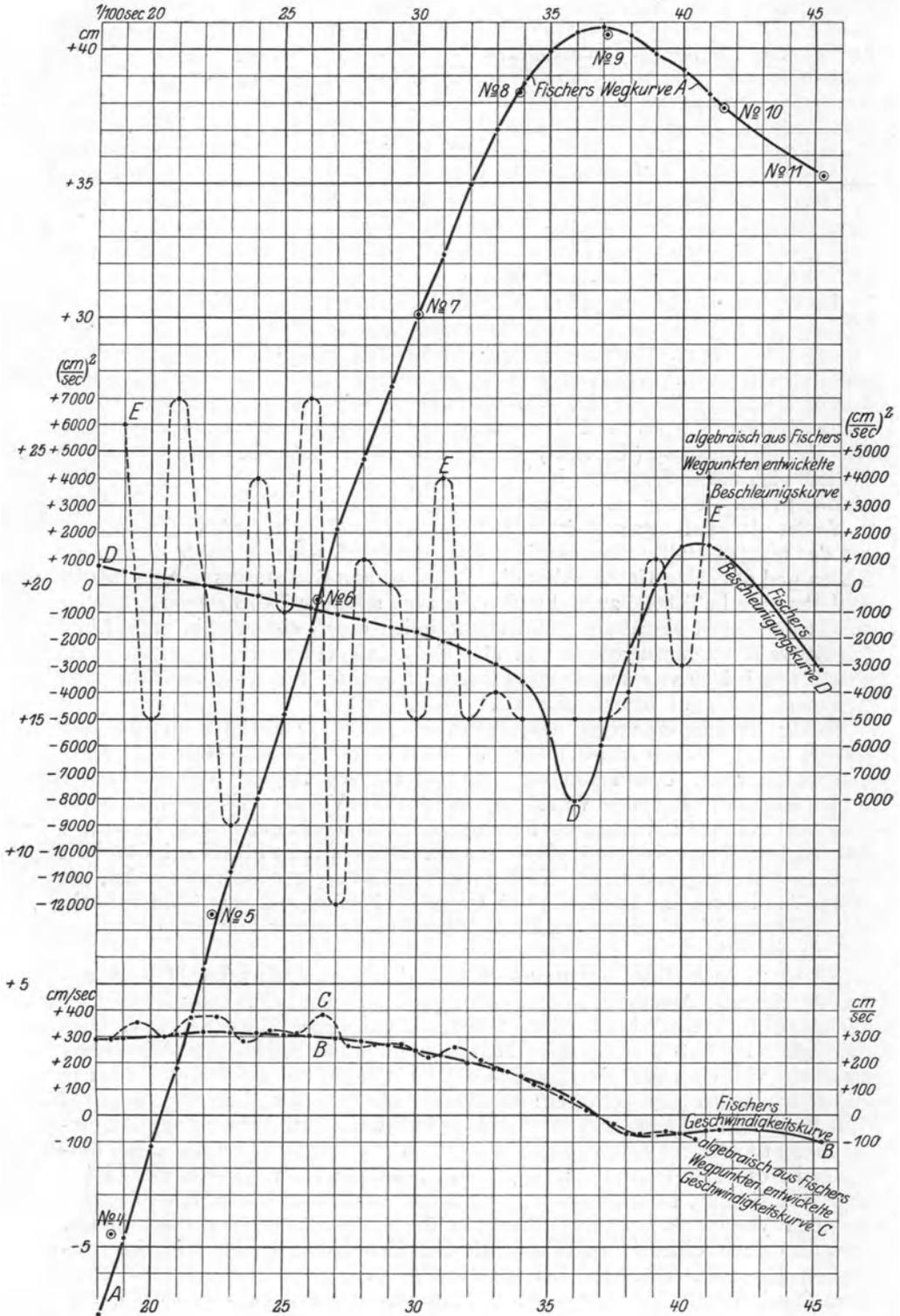
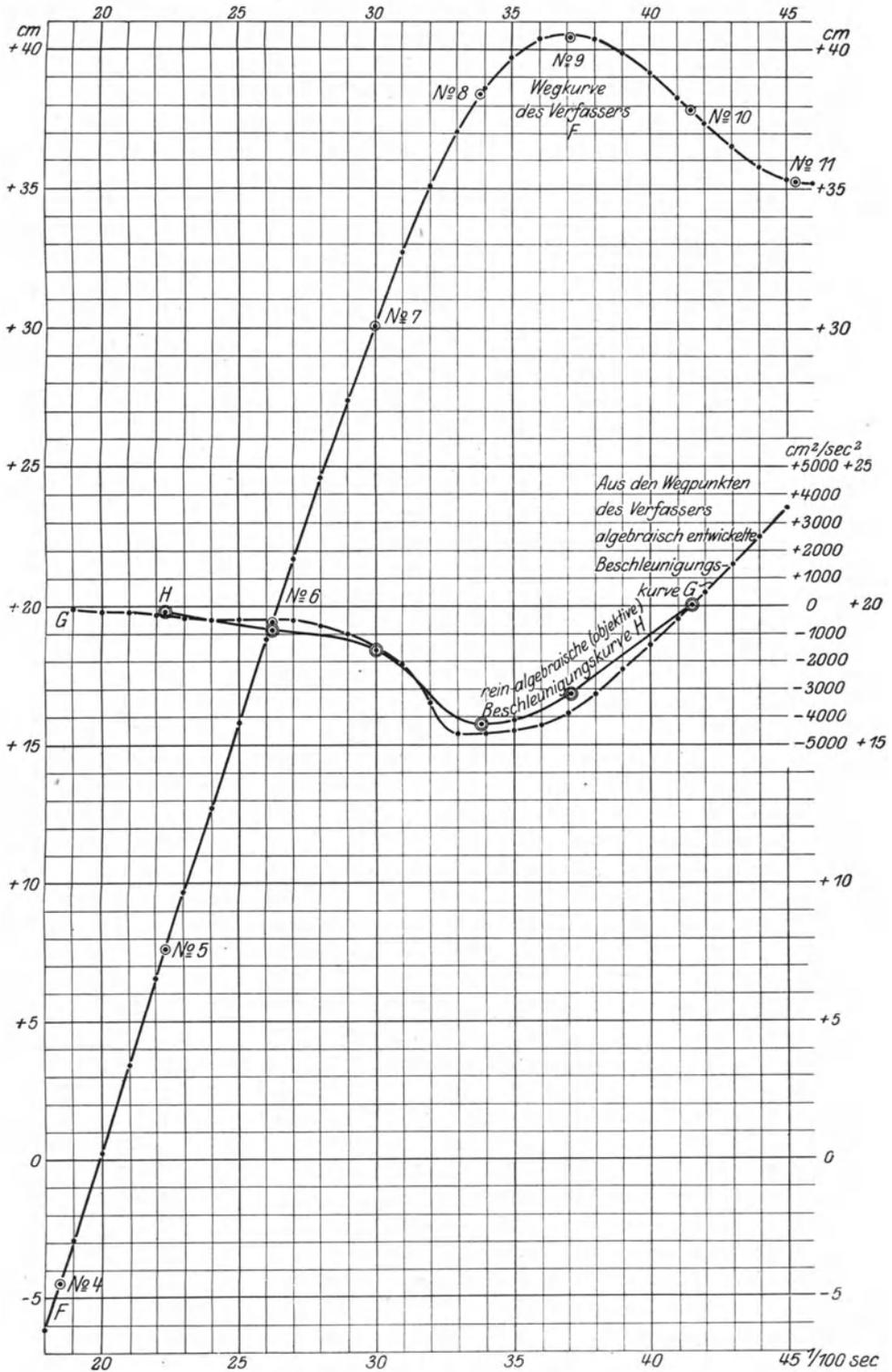


Fig. 49. Ergebnis verschiedener Verfahren um aus den nacheinander beobachteten



Lagen eines Punktes seine Beschleunigung zu ermitteln (Tabelle 27, § 59).

nur bis zum vorletzten Punkt einer Beobachtungsreihe berechnen können, dagegen für den Endpunkt sowohl wie für den Anfangspunkt den Wert der Beschleunigung zweifelhaft lassen müssen. FISCHER hat dies außer acht gelassen und geglaubt, seine Kurven bis zum Moment des Aufsetzens der Ferse (Beobachtungsphase Nr. 10) durchführen zu dürfen. Auf Grund obiger Überlegung bin ich der Ansicht, daß das letzte so von ihm erhaltene Kurvenstück unzuverlässig ist und daß nichts dafür spricht, daß die Kurve der inneren Drehmomente, wie FISCHER will, unmittelbar vor dem Aufsetzen des Fußes nochmals die Abszisse überquert und wieder vom positiven zum negativen Wert übergeht.

Ich muß gestehen, daß es mir eine schmerzliche Überraschung war, als ich die besprochenen Unzulänglichkeiten in FISCHERS Konstruktionen entdeckte. Hatte doch gerade in mathematischen Fragen er, der Fachmann, mir, dem Mediziner, bisher als unfehlbare Autorität gegolten. Eher war ich auf Meinungsverschiedenheiten in biologischen Fragen gefaßt. In der Tat ist nun seine physiologische Deutung der Kurve der inneren Drehmomente und damit die ganze Auffassung von der Tätigkeit der den Fuß bewegenden Muskeln beim Gang von meiner oben vorgetragenen Ansicht gänzlich verschieden. Die starken negativen Werte der Kurve während des ersten Abschnittes der Periode des Schwingens, die ich durch den Zugstiefel bewirkt glaube, faßt er als Anzeichen einer kräftigen Tätigkeit der Fußspitzenheber auf. Im zweiten Abschnitt, wo ich diese Muskeln aktiv tätig vermute, will er sie bloß passiv gespannt wissen, im dritten Abschnitt nimmt er eine Zusammenziehung des Gastrocnemius an, welche die bei seiner Kurve wesentlich stärkere positive Zacke bewirkt, und zuletzt eine abermalige Anspannung der Fußspitzenheber, welche die Kurve wieder negativ werden läßt (VI. Teil, 1904, S. 612).

Was ich zur Kritik der FISCHERSchen Auffassungsweise zu sagen hätte, geht im wesentlichen bereits aus dem früher Ausgeführten hervor. Hier sei nur noch auf eines aufmerksam gemacht. Die Annahme, daß im mittleren Abschnitt die Muskeln nur passiv gespannt seien, ist deshalb gänzlich unhaltbar, weil der dann statthabende Fußwinkel dem Entspannungswinkel der Fußspitzenheber viel näher liegt als dem der fußspitzensenkenden Wadenmuskeln. Letztere sind also verhältnismäßig weit stärker gespannt. Da sie zugleich über einen bedeutend größeren Querschnitt verfügen und geringere natürliche Länge bei etwa gleichem Hebel haben, so müßte ihr Einfluß den der Fußspitzenheber weit überwiegen und die Kurve der Drehmomente der inneren Kräfte in diesem Abschnitt positive Werte aufweisen statt der negativen, welche wir tatsächlich finden.

Dieses Beispiel zeigt wieder, wie wichtig es ist, daß wir bei der gliedermechanischen Analyse einer Bewegung nicht nur die Zugrichtung der Muskeln und allenfalls ihren Querschnitt in Betracht ziehen, sondern vor allem auch die Abhängigkeit des Muskelzuges von der Muskellänge, und die diese bedingende und in der Größe des Entspannungswinkels sich ausdrückende Art der Einjustierung ins Skelett berücksichtigen, anders gesagt, daß wir von der Systemmechanik erster Stufe zu derjenigen zweiter Stufe übergehen, wie wir es früher ausgedrückt haben (§ 1). Erst dadurch werden Untersuchungen wie die BRAUNE-FISCHERSchen über den Gang des Menschen wirklich physiologisch ausdeutbar und für die Biologie fruchtbar.

Im übrigen sei darauf hingewiesen, daß diese Untersuchungen der beiden Forscher trotz der besprochenen Mängel in anderer Richtung geradezu muster-gültig und bahnbrechend sind und daß in ihnen noch ein ungeheurer Schatz von Erkenntnissen steckt, der mittels des von uns angewendeten Verfahrens

gehoben werden kann und von welchem die vorliegende Untersuchung ja nur einen kleinen Zipfel freigelegt hat. Als Werkzeug zur Hebung bedarf es freilich des weiteren Ausbaus der gliedermechanischen Muskelanatomie, von dem wir früher sprachen (§ 12, 18). Auch wird es gut sein, nach den Erfahrungen, die ich über die Methoden mitgeteilt habe, nach welchen FISCHER die von ihm beobachteten Zahlen bearbeitet hat, seine Ableitungen, ehe man sie weiter verwendet, nochmals nachzuprüfen. Auch für die von mir verwendeten FISCHERSchen Zahlen und Formeln wäre eine solche gründliche und umfassende Nachprüfung erwünscht und nötig, denn meine eigene Nachprüfung beschränkt sich auf die durch vorstehende Erörterung kenntlich gemachten Punkte.

Tabellen.

§ 60. Vorbemerkungen zu den Tabellen der ersten Hälfte.

a) In den Tabellen ist, von wenigen Ausnahmen abgesehen, das gesamte Zahlenmaterial, auf dem sich unsere Überlegungen und Schlußfolgerungen aufbauen, in systematischer Folge zusammengestellt, sowohl die bei eigenen und fremden Versuchen direkt abgelesenen Zahlen wie die aus diesen errechneten Werte. Außerdem enthält die letzte Tabelle eine Übersicht des mathematischen Apparates unserer Untersuchungen.

Die Quellen für die bei den Berechnungen verwendeten Zahlenwerte sind in jeder Tabelle selber mitgeteilt, andernfalls in den andern Tabellen leicht aufzufinden, insbesondere in der die generellen Konstanten des Muskels enthaltenden Tabelle 3.

Alle Längen sind, falls nicht ausdrücklich anders bemerkt, in Zentimeter angegeben, alle Drehmomente in Zentimeter · Kilogramm, alle Winkel in Graden. Als Winkel Null gilt der Winkel bei Normalstellung; von dieser aus sind Winkelausschläge im Sinn der Beugung oder der radialen Abduktion positiv, solche im Sinn der Streckung oder der ulnaren Abduktion negativ gerechnet. Als Normalstellung für das Handgelenk gilt die Stellung, bei welcher die Längsachse des Os metacarpale III zusammenfällt mit der Längsachse des Vorderarms, als Normalstellung der Finger diejenige, bei welcher die Achsen der Phalangen die Verlängerung der Achse des Metacarpale bilden. Es wird angenommen, daß die Rückenlinien der Fingerglieder und der Mittelhand miteinander die gleichen Winkel bilden wie die Längsachsen der Knochen, daß also die Messung der Winkel der Rückenlinien die Gelenkwinkel ergibt. Beim Handgelenk jedoch ist angenommen, daß die Rückenlinie längs des Metacarpale III und die mittlere Längsachse der Streckseite des Vorderarms bei Normalstellung miteinander einen Winkel im Sinn der Beugung von $+4^\circ$ bilden, daß also der gemessene Winkel beider Linien durch Hinzufügung von -4° zum Handgelenkwinkel wird. Sämtliche Tabellen geben den durch diese Hinzufügung korrigierten Handgelenkwinkel für Beugung und Streckung.

Die Winkelmessung geschah entweder direkt durch Anlegen des MOELTGENschen Winkelmessers oder dadurch, daß Hand und Unterarm mit der ulnaren Fläche auf dem mit einem Blatt Papier bedeckten Tisch aufgelegt, sodann rechteckig bestoßene Klötzchen gegen die Rückenlinien angeschoben (Fig. 17) und nach Entfernung des Gliedes mit Bleistift umfahren wurden. Auf diese Weise wurden die Rückenlinien in orthogonaler Parallelprojektion auf das Papier übertragen und auf diesem nachträglich die Winkel ausgemessen. Über die Definition und die Messung des Fußwinkels vgl. § 14 c.

Sämtliche Messungen, bei welchen nichts anderes bemerkt ist, stammen von Versuchen an mir selbst. Insbesondere habe ich alle die eben beschriebenen Winkelmessungen an Hand und Fingern an mir selbst ausgeführt. Die Beschreibung der betreffenden Experimente findet sich in den Paragraphen 14, 19, 21, 36. Vgl. auch die Bemerkung § 30a gegen Ende.

b) Was die von fremden Autoren übernommenen Versuchsergebnisse und Zahlenwerte anlangt, so wurde über das wichtigste bereits in § 13 und § 20 sowie § 58 Mitteilung gemacht. Folgendes ist hinzuzufügen. Es gilt zunächst die natürliche Länge und den Querschnitt der Hand- und Fingermuskeln zu ermitteln. ED. WEBER (1851) und FROHSE und FRÄNKEL (1908) haben die Längen der ausgeschnittenen Muskelfasern gemessen, außerdem hat ersterer bei dem noch im Skelett eingespannten Muskel die äußere Endlänge L_a und die Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ gemessen. Aus letzteren Angaben habe ich unter Zuhilfenahme der von mir gemessenen Entspannungswinkel die natürliche Länge der eigentlichen Handgelenksmuskeln in theoretisch korrekter Weise berechnen können. Ein Vergleich jedoch der so gewonnenen Werte mit den sowohl von WEBER wie von FROHSE und FRÄNKEL gemessenen Längen der ausgeschnittenen Muskeln, wie Tabelle 5 ihn bietet, zeigt, daß die WEBERSchen Werte für L_a und $L_a - L_i$ entschieden weniger zuverlässig sind als seine und der beiden anderen Autoren Angaben über die Längen der ausgeschnittenen Muskeln. Offenbar sind WEBERN bei den natürlich viel schwierigeren Messungen am noch eingespannten Muskel erhebliche Fehler untergelaufen; insbesondere dürfte dies für den *Musculus flexor carpi ulnaris* gelten, bei welchem die errechnete natürliche Länge wesentlich größer ist als die am ausgeschnittenen Muskel gemessene Länge, während sonst umgekehrt letztere Länge die erstere übertrifft, eine Tatsache, die sich daraus erklärt, daß die Muskeln bei der Präparation gezerrt und gedehnt werden (§ 15). Aus diesem Grund habe ich bei weiteren Berechnungen (Tabelle 8, 17) es vorgezogen, die wenigstens unter sich zusammenstimmenden Längen der ausgeschnittenen Muskeln an Stelle der natürlichen Längen einzusetzen. Aus dem gleichen Grund habe ich in den Tabellen 6, 7, 8, 15, 16, 17 den aus diesen Längen von WEBER errechneten physiologischen Querschnitt der Muskeln an Stelle des natürlichen Querschnitts verwendet.

c) Anders bin ich in Tabelle 17 bei den *Musculi flexor sublimis* und *extensor communis digitorum* verfahren. Hier habe ich die aus der äußersten Länge und der Gesamtverkürzung in Tabelle 14 errechnete natürliche Länge benützt. Aus folgendem Grund. ED. WEBER hat bei sämtlichen Skelettmuskeln aus den mittleren Faserlängen der ausgeschnittenen Muskeln und dem Gewicht derselben den physiologischen Querschnitt berechnet. Prüft man nun seine Zahlen nach, so zeigen sich eine große Menge von Unstimmigkeiten, und leider ist es im allgemeinen nicht möglich, zu entscheiden, ob ein Rechenfehler vorliegt oder ein Schreibfehler, und welche der verschiedenen unstimmigen Zahlen verbessert werden muß. Beim *Musculus flexor sublimis* aber geht aus dem Vergleich mit den anderen von WEBER selber sowohl wie von FROHSE und FRÄNKEL an diesem Muskel gemessenen Werten mit großer Wahrscheinlichkeit hervor, daß die für die mittlere Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels angegebene Zahl 7,26 (Tab. 26) zu hoch ist. Ähnliche Unstimmigkeit findet sich beim *Musculus flexor profundus*. Bei beiden habe ich angenommen, daß die Länge des ausgeschnittenen Muskels falsch, der physiologische Querschnitt aber richtig mitgeteilt ist. Dagegen liegen gegen die am eingespannten Muskel von ED. WEBER gemessenen Zahlen und die aus ihnen sich ergebenden Werte für die natürliche Länge bei den langen Fingermuskeln (Tabelle 14) keine Bedenken vor, weshalb ich sie meiner Rechnung zugrunde gelegt habe.

Es sei beiläufig bemerkt, daß Unstimmigkeiten geringeren Grades sich ferner bei ED. WEBERS Querschnittsberechnung des *Musculus flexor carpi radialis* und *flexor carpi ulnaris* finden, sodann bei den Berechnungen des WEBERSchen Quotienten, wie ihn unsere Tabelle 26 zeigt, für die Muskeln *Brachialis* (kürzeste

Faser), Palmaris longus, Abductor pollicis longus, Gastrocnemius, Peroneus longus. Alle diese Fehler aber habe ich, da es sich nur um geringe Beträge handelt, vernachlässigt und die WEBERSCHEN Zahlen, jeweils, wie er sie gibt, verwendet.

d) ED. WEBER hat bei mehreren Muskeln und Muskelgruppen der Finger nur den Gesamtquerschnitt bestimmt, unsere Rechnung aber erfordert den Querschnitt der auf den einzelnen Finger entfallenden Portion. Hier habe ich die von FROHSE und FRÄNKEL ermittelten Zahlen zur Aushilfe herangezogen. Es wurde aus ihnen der Querschnitt der einzelnen Portion dazu derjenige sämtlicher Portionen zusammen berechnet, sodann festgestellt, wieviel Prozent des Gesamtquerschnitts auf die einzelne Portion entfällt und endlich der ED. WEBERSCHE Gesamtquerschnitt in diesem Verhältnis auf die einzelnen Finger verteilt. Die betreffenden Prozentzahlen für den II., III., IV., V. Finger sind beim Musculus flexor digitorum sublimis 42, 33, 19, 6%, beim Musculus flexor digitorum profundus 25, 26, 22, 27%, beim Musculus extensor digitorum communis (inclusive extensor digiti quinti) 15, 31 $\frac{1}{2}$, 30, 23 $\frac{1}{2}$ %. Endlich beträgt der prozentuale Anteil des Zeigefingers am physiologischen Querschnitt der Musculi lumbricales 33%, am Querschnitt der Musculi interossei 35%, der Anteil des Mittelfingers an denselben Muskeln 27% und gleichfalls 35%.

Im einzelnen vollzog sich die Berechnung z. B. folgendermaßen: FROHSE und FRÄNKEL geben die Gewichte der vier von ihnen gemessenen Zeigefingerportionen des Musculus flexor sublimis zu 23,5; 22; 11,5; 6,6 g an (S. 330, 338). Daraus berechnet sich ein mittleres Gewicht von 15,9 g. Die Faserlänge der gleichen Muskelportionen fanden sie zu 3,7 cm (S. 131). Mithin beträgt (wenn wir das spezifische Gewicht des Muskels = 1 annehmen), der mittlere Querschnitt unsrer Portion $\frac{15.9}{3.7} = 4,30$ qcm. Die entsprechende Berechnung für den III., IV., V. Finger ergibt 3,35; 1,93; 0,66 qcm, für alle vier Finger zusammen also 10,24 qcm, und von diesen entfallen auf die vier Finger der Reihe nach 42%, 33%, 19%, 6%. Nun fand WEBER den Gesamtquerschnitt des Muskels zu 10,69 qcm. Wenn wir diesen nach dem gleichen Maßstab auf die vier Finger verteilen, erhalten wir die in Tabelle 6 aufgezeichneten Querschnittszahlen: 4,49; 3,53; 2,03; 0,64 qcm.

Ferner hat ED. WEBER auch die Muskellänge bei den langen Fingerbeugern nur für die Gesamtmuskeln angegeben. Ich habe daraus die Länge für die Muskelfingerportionen berechnet, indem ich wieder die von FROHSE und FRÄNKEL gemessenen Zahlen heranzog und ihnen entsprechend die Gesamtlänge auf Mittelfingerlänge umrechnete (Tabelle 14).

e) Die Werte für die spezifischen Verlängerungen entnahm ich der früher (§ 13) besprochenen Arbeit von EM. WEBER. Und zwar benützte ich seine Tabelle VIII, indem ich die offenbaren Rechenfehler dieser Tabelle bei den Musculi flexores carpi aus Tabelle VII korrigierte. Bezüglich des von EM. WEBER nicht berücksichtigten Musculus palmaris longus habe ich mir die Vermutung erlaubt, daß er rein beugend wirkt (vgl. R. FICK III, 1911, S. 396) mit gleichem Hebel wie der Musculus flexor carpi radialis. Für die Berechnung der Hebel der kurzen Muskeln am Grundgelenk fehlen gleichfalls Messungen; ich nehme schätzungsweise eine Hebellänge von 0,35 cm für die Interossei und 1,0 cm für die Lumbricales des Zeige- und Mittelfingers an.

Die aus den EM. WEBERSCHEN Zahlen sich ergebende gegenseitige Lage der langen Fingerbeugesehen, wie sie unsre Fig. 37 zeigt, erscheint etwas sonderbar. Vermutlich hatten sich die einzelnen Sehnen während der Versuche inner-

halb des weiten Canalis carpi etwas verschoben, nachdem der Halt, welchen die Muskelbäuche normalerweise sich gegenseitig gewähren, sowie die Stütze durch die Fascien und ihre Logen infolge der anatomischen Herrichtung des Präparats weggefallen waren. Insbesondere ist offenbar die Sehne des Musculus flexor sublimis für den Mittelfinger ulnarwärts verschoben. Ich habe daher bei meinen Berechnungen (Tabelle 6) die Werte $\frac{s}{\psi}$ und r dieser Sehne denjenigen des Zeigefingers gleichgesetzt, da ja bekanntlich beide Sehnen einander unmittelbar aufliegen. Ich hoffe damit den Fehler einigermaßen korrigiert zu haben.

g) Einer besonderen Besprechung bedürfen die in Tabelle 17 enthaltenen Werte für sämtliche langen Beugemuskeln und sämtliche langen Streckmuskeln der vier Finger. Der für den Querschnitt Q aller Beugemuskeln eingesetzte Wert ist die Summe der von ED. WEBER für den Flexor sublimis und den Flexor profundus getrennt angegebenen Werte, der Wert für den Querschnitt sämtlicher Streckmuskeln entsprechend die Summe der Werte für den Extensor communis und den Extensor indicis proprius. Die natürliche Länge L sämtlicher Muskeln wurde der des Musculus flexor sublimis digiti III bzw. der des Musculus extensor communis digiti III, wie er in Tabelle 14 errechnet wurde, gleichgesetzt. Die Werte für die Hebel r , r sind das Mittel der für die einzelnen Portionen dieser Muskeln in Tabelle 6 angegebenen Werte, jede nach Maßgabe ihres physiologischen Querschnitts in Rechnung gestellt, d. h. sie ergeben sich dadurch, daß die Summe der Querschnitt-Hebelprodukte der einzelnen Portionen dividiert wird durch die Summe der Querschnitte dieser Portionen. So erhalten wir beispielsweise für den Hebel r der Flexores totales aus der Tabelle 6 die Zahlen:

$$r = \frac{+14,36 + 11,62}{4,49 + 3,53 + 2,03 + 0,64 + 2,69 + 2,80 + 2,37 + 2,91} = 1,21 \text{ cm.}$$

Die Werte für die relative Verkürzung $\frac{s}{\varphi}$ und $\frac{s}{\psi}$ sind aus r und r durch Multiplikation mit $-\frac{\pi}{180}$ erhalten. Die Werte für die Entspannungswinkel Φ und die Verschiebungswinkel Φ_F , Φ_{Fk} , Φ_{GS} , für welche die Beobachtung fehlt, sind vermutungsweise den für die genannten Muskelpartien des Mittelfingers gefundenen Werten gleichgesetzt und aus den Zusatzlängen ΔL , ΔL_F , ΔL_{Fk} in bekannter Weise berechnet.

Über die Ableitung der in den Tabellen 23 und 24 für die Mechanik des Fußes beim Gang gegebenen Zahlenwerte aus den O. FISCHERSchen Messungen ist in § 58 das Nötige auseinandergesetzt.

h) Über die Werte für fiktives Gelenk in derselben Tabelle 17 ist folgendes zu bemerken. Als spezifische Verlängerungen wurden gemäß § 51 die durch 100 dividierten Werte für $L_a - L_i$ gesetzt, welche Tabelle 10 verzeichnet und aus ihnen die Hebel r in üblicher Weise durch Multiplikation mit $-\frac{180}{\pi}$ erhalten. Die Nomalstellung des Gelenks mit dem Winkel $\varphi = 0$ wurde in der Mitte zwischen dem Entspannungswinkel des Beugers und dem des Streckers angenommen. Da nun das gemeinsame Gebiet der Entspannung der Tabelle 25 zufolge 12% des auf 100° angenommenen Gesamtausschlags ausmacht, so ergeben sich für die Entspannungswinkel Φ die Werte $\mp \frac{1}{2} \cdot 0,12 \cdot 100 = \mp 6^\circ$.

Tabelle 1.

Endstellungen, Mittelstellung und Gesamtausschlag des Handgelenkes und der Gelenke des Mittelfingers,

wenn jedes Gelenk für sich kräftigst passiv gebeugt oder kräftigst passiv gestreckt wird. Berechnete Längenänderungen des oberflächlichen Fingerbeugers bei gleichzeitigem Gesamtausschlag sämtlicher Gelenke. Selbstversuch.

		Handgelenk	Grundgelenk	Mittलगelenk	Endgelenk	Summe der Längenänderungen bei Gesamtausschlag, d. i. gesamtter Spielraum der
bei reiner Beugung oder Streckung						
Rechts	gemessen: Endstellungen	Beugung Φ_a	+ 112°	+ 118°	+ 127°	+ 106°
		Streckung Φ_i	- 88°	- 87°	- 6°	- 38°
	berechnet	Mittelstellung . . = $\frac{1}{2}(\Phi_a + \Phi_i) = \Phi_m$	+ 12°	+ 15°	+ 61°	+ 34°
Gesamtausschlag = $\Phi_a - \Phi_i$		200°	205°	133°	144°	
Links	gemessen: Endstellungen	Streckung Φ_i	+ 109°	+ 112°	+ 126°	+ 106°
		Beugung Φ_a	- 93°	- 100°	- 6°	- 37°
	berechnet	Mittelstellung . . = $\frac{1}{2}(\Phi_a + \Phi_i) = \Phi_m$	+ 8°	+ 6°	+ 60°	+ 35°
Gesamtausschlag = $\Phi_a - \Phi_i$		202°	212°	132°	143°	
Musculus flexor sublimis digiti III		spezifische Verlängerung (Tab. 6 u. 15)	- 0,029	- 0,022	- 0,015	
		Längenänderung bei rechts (cm) . .	5,80	4,25	2,00	12,05
		Gesamtausschlag links (cm)	5,86	4,22	1,98	12,06
bei reiner Seitwärtsbewegung						
Rechts	gemessen: Endstellungen	radial Ψ_a	+ 20°			
		ulnar Ψ_i	- 40°			
	berechnet	Mittelstellung . . = $\frac{1}{2}(\Psi_a + \Psi_i) = \Psi_m$	- 10°			
Gesamtausschlag = $\Psi_a - \Psi_i$		60°				
Links	gemessen: Endstellungen	radial Ψ_a	+ 23°			
		ulnar Ψ_i	- 37°			
	berechnet	Mittelstellung . . = $\frac{1}{2}(\Psi_a + \Psi_i) = \Psi_m$	- 7°			
Gesamtausschlag = $\Psi_a - \Psi_i$		60°				

Tabelle 2.

Passive und aktive Endstellungen des rechten Handgelenkes

einerseits direkt gemessen, andererseits aus den Winkel-Momentenkurven der Fig. 23 (Seite 141) konstruiert (vgl. § 30a).

		Endstellungen bei passiver Einstellung des Gelenkes durch die andere Hand		Endstellungen bei aktiver Einstellung des Gelenkes durch die eigenen Muskeln	
		Beugung	Streckung	Beugung	Streckung
Finger lose	gemessen	+ 112°	- 88°	+ 89°	- 80°
	konstruiert			+ 104°	- 88°
		Unterschied		15°	8°
Finger zur Faust geballt	gemessen	+ 92°		+ 52°	
	konstruiert			+ 64°	
		Unterschied		12°	
Finger im Grundgelenk rechtwinklig überstreckt	gemessen		- 60°		?
	konstruiert				- 76°

Tabelle 3.

Generelle Konstanten der Skelettmuskulatur des Menschen

nach Versuchen am Musculus flexor sublimis digiti III dexter et sinister (Text § 4, 21, 22).

		Rechts	Links			
A. Ausgangswerte	Berechnet in § 19	Natürliche Länge L	6,7	6,8	cm	
		Natürlicher Querschnitt Q	3,36	3,31	qcm	
	Ausgemessen an den Kurven Fig. 18 a, b gemäß Fig. 18 c	αL	5,0	5,3	cm	
		βL	8,8	8,5	cm	
		γL	10,6	10,9	cm	
		$P = KQ$	12,1	11,4	kg	
		EQ	1,0	1,3	kg	
		$(E + E')Q$	9,6	11,4	kg	
		$(E + E' + E'')Q$	118	175	kg	
		Faktor α	0,75	0,78		
B. Berechnete Konstanten	Absolute Muskelkraft K Elastizitätsmodul E	„ β	1,31	1,25		
		„ γ	1,58	1,60		
		„ E'	2,56	3,05	kg/qcm	
		„ E''	32,3	49,5	kg/qcm	
		„ $\frac{K}{\alpha}$	4,80		kg/qcm	
		„ E	0,30		kg/qcm	
		„ $E + E'$	2,86		kg/qcm	
		„ $E + E' + E''$	35,1		kg/qcm	
		„ $(1 - \beta)E'$	- 0,79		kg/qcm	
		„ $(1 - \beta)E' + (1 - \gamma)E''$	- 19,5		kg/qcm	
C. Für weitere Berechnungen nützliche Werte. Dieselben stellen zugleich dar den Zahlenwert der	Neigungen	$\frac{d\dot{p}}{dl}$	$\frac{d\dot{m}}{d\varphi}$			
		$\frac{d\dot{p}}{d\dot{p}}$	$\frac{d\dot{m}}{d\dot{m}}$			
		$\frac{d\dot{p}}{dl}$	$\frac{d\dot{p}}{d\varphi}$			
		$\frac{d\dot{p}}{d\dot{p}}$	$\frac{d\dot{m}}{d\dot{m}}$			
		$\frac{d\dot{p}}{dl}$	$\frac{d\dot{p}}{d\varphi}$	$E + E' + E''$	35,1	kg/qcm
	Ordinaten	\dot{P}	\dot{M}	$(1 - \beta)E'$	- 0,79	kg/qcm
		$\dot{P}_{\beta L}$	$\dot{M}_{\beta L}$	$(1 - \beta)E' + (1 - \gamma)E''$	- 19,5	kg/qcm
		$\dot{P}_{\gamma L}$	$\dot{m}_{\beta L}$	$(\beta - 1)E$	0,092	kg/qcm
			$\dot{m}_{\gamma L}$	$(\gamma - 1)E + (\gamma - \beta)E'$	0,865	kg/qcm

der Längen-Spannungskurven, falls $\frac{Q}{L} = 1$ (bei den Neigungen), bzw. falls $Q = 1$ (bei den Ordinaten).

der Winkel-Momentenkurven, falls $Qr \cdot \frac{s}{\varphi} / L = 1$ (bei den Neigungen), bzw. falls $Qr = 1$ (bei den Ordinaten).

Bemerkung. Die zugrunde liegenden Formeln für die Winkel-Momentenkurven finden sich in § 10. Für die Längen-Spannungskurven sind sie entweder aus diesen Formeln oder direkt leicht ableitbar.

Tabelle 4.

Entspannungslängen und Entspannungswinkel der eigentlichen Handgelenksmuskeln

bei rechtwinklig gebeugtem Ellenbogen (Text § 14 a, d).

Muskel und spezifische Verlängerungen desselben, gemäß Tab. 6	Beobachtet		Berechnet						
	Reihenfolge und Art der Beobachtung	Gemessene Winkel		$\check{\varphi} \frac{s}{\varphi}$	$\check{\psi} \frac{s}{\psi}$	Entspannungslänge		Entspannungswinkel	
		Beugung $\check{\varphi}$	Seitwärtsbewegung $\check{\psi}$			$\Sigma L = \check{\varphi} \frac{s}{\varphi} + \check{\psi} \frac{s}{\psi}$	Mittel	$\Sigma L / \frac{s}{\varphi} = \Phi$	$\Sigma L / \frac{s}{\psi} = \Psi$
Flexor carpi radialis dexter $\frac{s}{\varphi} = -0,027, \frac{s}{\psi} = -0,006$	1. Palpation	- 4	- 3	+ 0,11	+ 0,02	+ 0,13	+ 0,22	- 8°	- 37°
	2. „	- 4	- 15	+ 0,11	+ 0,09	+ 0,20			
	3. „	- 11	+ 8	+ 0,30	- 0,05	+ 0,25			
	4. „	- 11	0	+ 0,30	0	+ 0,30			
Flexor carpi ulnaris dexter $\frac{s}{\varphi} = -0,028, \frac{s}{\psi} = +0,027$	1. Palpation	- 8	- 3	+ 0,22	- 0,08	+ 0,14	+ 0,26	- 9°	+ 10°
	2. „	- 24	- 12	+ 0,67	- 0,32	+ 0,35			
	3. „	- 9	+ 5	+ 0,25	+ 0,14	+ 0,39			
	4. „	+ 3	+ 8	- 0,08	+ 0,22	+ 0,14			
Palmaris longus dexter $\frac{s}{\varphi} = -0,027, \frac{s}{\psi} = 0$	1. Inspektion	+ 13	+ 2	- 0,35	0	- 0,32	+ 12°		
	2. „	+ 12	- 18	- 0,32	0				
	3. „	+ 11	+ 17	- 0,30	0				
Abductor pollicis longus dexter $\frac{s}{\varphi} = -0,013, \frac{s}{\psi} = -0,043$	1. Inspektion	- 27	+ 11	+ 0,35	- 0,47	- 0,12	- 0,10	+ 8°	+ 2°
	2. „	+ 7	0	- 0,09	0	- 0,09			
	3. „	+ 18	- 5	- 0,23	+ 0,21	- 0,02			
	4. „	- 4	+ 5	+ 0,05	- 0,21	- 0,16			
Extensor carpi radialis longus dexter $\frac{s}{\varphi} = +0,022, \frac{s}{\psi} = -0,033$	1. Palpation	+ 3	- 1	+ 0,07	+ 0,03	+ 0,10	+ 0,16	(+ 7)°	(- 5)°
	2. „	+ 19	+ 5	+ 0,42	- 0,16	+ 0,26			
	3. „	- 27	- 24	- 0,59	+ 0,79	+ 0,20			
	4. „	- 11	- 10	- 0,24	+ 0,33	+ 0,09			
Extensor carpi radialis brevis dexter $\frac{s}{\varphi} = +0,030, \frac{s}{\psi} = -0,016$	1. Inspektion	- 19	+ 10	- 0,57	- 0,16	- 0,73	- 0,72	- 24°	+ 45°
	2. „	- 32	- 13	- 0,96	+ 0,21	- 0,75			
	3. „	- 23	0	- 0,69	0	- 0,69			
	4. Palpation	- 24	- 4	- 0,72	+ 0,06	- 0,66			
	5. „	- 31	- 14	- 0,93	+ 0,22	- 0,71			
	6. „	- 19	+ 14	- 0,57	- 0,22	- 0,79			
Extensor carpi ulnaris dexter $\frac{s}{\varphi} = +0,006, \frac{s}{\psi} = +0,049$	1. Palpation	- 4	- 1	- 0,02	- 0,05	- 0,07	- 0,015	- 3°	0°
	2. „	- 19	+ 4	- 0,11	+ 0,20	+ 0,09			
	3. „	+ 11	- 2	+ 0,07	- 0,10	- 0,03			
	4. Inspektion	- 9	+ 2	- 0,05	+ 0,10	+ 0,05			
	5. „	+ 5	- 2	+ 0,03	- 0,10	- 0,07			
	6. „	- 27	+ 2	- 0,16	+ 0,10	- 0,06			
Extensor carpi radialis longus dexter, Ellenbogen annähernd gestreckt (Ellenbogenwinkel 20°)	1. Palpation	- 3	+ 13	- 0,07	- 0,43	- 0,50	- 0,51	- 23°	+ 15°
	2. „	- 32	- 10	- 0,70	+ 0,33	- 0,37			
	3. „	- 27	0	- 0,59	0	- 0,59			
	4. „	- 17	+ 6	- 0,37	- 0,20	- 0,57			

Tabelle 5.

Natürliche Länge und Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels bei den eigentlichen Handgelenksmuskeln

(in cm gemessen [vgl. Text § 15, 60b]).

Quelle		Flexor carpi radialis	Flexor carpi ulnaris	Palmaris longus	Abductor pollicis longus	Extensor c. rad. longus oberste Faser	Extensor c. rad. longus unterste Faser	Extensor carpi radial. brevis	Extensor carpi ulnaris
ED. WEBER 1851	Äußere Endlänge L_a	5,8	7,6	7,1	4,5	13,0	6,0	7,15	5,7
	Gesamtverkürzung $L_a - L_i$	3,5	4,4	3,6	2,7	7,0	3,2	3,2	2,7
	Länge b. Mittelstellung $= \frac{L_a + L_i}{2} = L_m$	4,05	5,4	5,3	3,15	9,5	4,4	5,55	4,35
Tab. 6	Spezi- fische Ver- längerung	bei Beugung—Streckg. $\frac{s}{\varphi}$	- 0,027	- 0,028	- 0,027	- 0,013	+ 0,022	+ 0,030	+ 0,006
		bei Seitwärtsbewegung $\frac{s}{\psi}$	- 0,006	+ 0,027	0	- 0,043	- 0,033	- 0,016	+ 0,049
Tab. 1		$\Phi_m \frac{s}{\varphi} = + 12^\circ \frac{s}{\varphi}$	- 0,32	- 0,34	- 0,32	- 0,16	+ 0,26	+ 0,36	+ 0,07
		$\Psi_m \frac{s}{\psi} = - 10^\circ \frac{s}{\psi}$	+ 0,06	- 0,27	0	+ 0,43	+ 0,33	+ 0,16	- 0,49
§ 5 e	Zusatzlänge bei Mittel-								
Tab. 4	stellung $= \Phi_m \frac{s}{\varphi} + \Psi_m \frac{s}{\psi} = \Sigma L_m$	- 0,26	- 0,61	- 0,32	+ 0,27	+ 0,59	+ 0,52	- 0,42	
	Entspannungslänge ΣL	+ 0,22	+ 0,26	- 0,32	- 0,10	- 0,51	- 0,72	- 0,02	
§ 15	$-\Sigma L_m + \Sigma L$	+ 0,48	+ 0,87	0	- 0,37	- 1,10	- 1,24	+ 0,40	
	Natürl. Länge $= L_m - \Sigma L_m + \Sigma L = L$	4,53	6,27	5,3	2,78	8,40	3,30	4,31	- 4,75
	„ „ (Mittel)					5,85			
Mittlere Faserlänge des ausgeschnitte- nen Muskels	nach ED. WEBER	5,3	4,6	5,35	4,67	8,85	6,2	4,12	
	nach FROHSE U. FRÄNKEL	5,8	4,8		4,7	7,6	5,6	5,3	
	(Mittel)	5,55	4,7	5,35	4,69	8,23	5,9	4,71	
Unterschied der mittleren Faserlänge gegen die natürliche Länge		+ 1,02	- 1,57	+ 0,05	+ 1,91	+ 2,38	+ 1,59	- 0,04	
Derselbe Unterschied in Bruchteilen der natürlichen Länge		+ 0,23	- 0,25	+ 0,01	+ 0,69	+ 0,41	+ 0,37	- 0,01	
Mittel dieser Bruchteile						+ 0,21			

Die von verschiedenen Autoren für die mittlere Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels angegebenen Werte stimmen unter sich lediglich überein. Die für die natürliche Länge errechneten Werte sind im allgemeinen wesentlich geringer. Der Unterschied beider Werte aber ist sehr wechselnd. Dies läßt vermuten, daß die der Berechnung der natürlichen Länge zugrunde liegenden Messungen ED. WEBERS weniger zuverlässig sind als die Messungen am ausgeschnittenen Muskel. Insbesondere gilt dies für den Flexor carpi ulnaris.

Tabelle 6.

Hebel und Drehmomente der einzelnen Muskeln am Handgelenk
bei natürlicher Länge (vgl. § 60e, § 13).

Muskel	Physiolog. Querschnitt (Ed. Weber) Q qcm	Für Beugung (+) und Streckung (-)					Für Seitwärtsbewegung (radial +, ulnar -)				
		gemessen (E.m. Weber) Weg s bei Drehung $\varphi = +20^\circ$ mm	berechnet				gemessen (E.m. Weber) Weg s bei Drehung $\psi = +20^\circ$ mm	berechnet			
			Spezi- fische Verlän- gerung $\frac{s}{\varphi}$ cm	Hebel $\frac{s}{180}$ $\varphi = r$ cm	Querschnitt- Hebelprodukt $Qr = \text{Dreh-}$ moment (beispezif. Kraft $K = 1$) $M = KQr$ cm kg			Spezi- fische Verlän- gerung $\frac{s}{\psi}$ cm	Hebel $\frac{s}{180}$ $\psi = r$ cm	Querschnitt- Hebelprodukt $Qr = \text{Dreh-}$ moment (beispezif. Kraft $K = 1$) $M = KQr$ cm kg	
Flexor carpi radialis	4,01	-5,46	-0,027	+1,57	+6,27	} +17,57	-1,16	-0,006	+0,33	+1,33	} 0,05
„ „ ulnaris	5,04	-5,58	-0,028	+1,60	+8,06		+3,50	+0,027	-1,52	-7,65	
Palmaris longus . .	0,83		-0,027?	+1,57?	+1,30			0?	0		
Abduct. pollic. long.	2,61	-2,59	-0,013	+0,74	+1,94		-8,52	-0,043	+2,44	+6,37	
Extensor carpi ra- dialis longus . . .	3,91	+4,49	+0,022	-1,28	-5,03	} -11,40	-6,64	-0,033	+1,90	+7,43	} +10,83
Ext. carpi rad. brev.	3,70	+6,01	+0,030	-1,72	-6,37		-3,21	-0,016	+0,92	+3,40	
Extensor carpi uln.	5,36	+1,28	+0,006	-0,37	-1,97	} -13,37	+9,76	+0,049	-2,80	-14,99	} -4,16
Flexor di- gitorum { „ III „ IV „ V	4,49 3,53 2,03 0,64	-3,70 -5,72 -5,42 -3,58	-0,029	+1,06 +1,64 +1,55 +1,03	+4,76 +5,79 +3,15 +0,66	} +14,36	+1,20 +4,80? +5,00 +4,60	+0,006 +0,006?	-0,34 -0,34? -1,43 -1,32	-1,54 -1,21 -2,90 -0,84	} -6,49
Flexor di- gitorum { „ III „ IV „ V	2,69 2,80 2,37 2,91	-4,18 -3,48 -3,26 -4,10	-0,017	+1,20 +1,00 +0,93 +1,17	+3,23 +2,80 +2,20 +3,39		} +11,62	+1,98 +3,14 +4,86 +5,05		-0,75 -0,90 -1,39 -1,45	
Extensor digitorum { „ III „ IV „ V (incl. dig. V propr.)	0,64 1,36 1,27 1,01	+6,41 +6,43 +5,29 +2,53	+0,032	-1,84 -1,84 -1,52 -0,73	-1,17 -2,50 -1,94 -0,73	} -8,37		-1,75 +0,37 +3,04 +7,65	+0,002	+0,50 -0,11 -0,87 -2,19	+0,33 -0,14 -1,10 -2,21
Extens. indic. propr.	1,17	+6,07		-1,74	-2,03			-0,76		+0,22	+0,26
Flexor pollicis longus	2,86	-5,00		+1,43	+4,10		-1,16		+0,35	+0,95	
Extens. pollicis long.	0,91	+3,72		-1,07	-0,97		-4,92		+1,41	+1,28	
Extens. pollicis brev.	1,12	-0,41		+0,12	+0,13		-8,61		+2,47	+2,76	

Tabelle 7.

Drehmomente am Handgelenk für die Hauptbewegungsrichtungen

bei natürlicher Länge und spezifischer Kraft $K = 1 \text{ kg}$ der eigentlichen Handgelenksmuskeln und bei entspannten Fingermuskeln (Text § 45).

Richtung der beabsichtigten Bewegung	Vor- kommen	Tätige Muskeln. Der jeweils letztgenannte Muskel ist bloß mit einer spezifischen Kraft $\times K$ tätig	Drehmoment in cm kg für		Bruchteil der Kraft (abgerundet) x
			Beugung (+) oder Streckung (-) M	Seitwärtsbewegung (radial +, ulnar -) \mathfrak{R}	
Beugung	}	Flexores carpi radialis et ulnaris, Palmaris longus, Abduct. poll. longus . .	+17,55	+7,65-7,65= 0	0,99
Streckung		Extensores carpi radiales longus et brevis, Extensor carpi ulnaris	-12,82	0	0,72
Radiale Abduktion	beim Gesunden	Flexor carpi rad., Abduct. poll. long., Extensores carpi rad. long. et brev.	0	+16,83	0,50
Ulnare Abduktion		Extensor carpi ulnaris, Flexor carpi ulnaris . .	0	-16,86	0,24
Beugung (sparsam)	}	Flexor carpi radialis, Palmaris longus, Flexor carpi ulnaris	+8,97	+1,33-1,33= 0	0,17
Beugung		bei gleichzeitiger Lähmung des Medianus u. Ulnaris	Abductor pollicis longus, Extensor carpi ulnaris .	+1,10	0
Radiale Abduktion	Abductor pollicis longus, Extensor carpi radialis longus		0	+9,23	0,39
Ulnare Abduktion	Abductor pollicis longus, Extensor carpi ulnaris .		0	-8,32	0,98
Streckung	bei partieller Radialislähmung	Extensor carpi radialis brevis, Flexor carpi ulnaris	-2,79	0	0,44

Tabelle 8.
 Koordinaten und Neigungen der Winkel-Momentenkurven der eigentlichen
 Handgelenksmuskeln

nebst einigen bei Berechnung der Drehmomente dieser Muskeln benötigten Werten (in cm, kg).
 (Vgl. Text § 10c, § 44 und Fig. 21, 22.)

Quelle			Flexor carpi radia- lis	Flexor carpi ulna- ris	Pal- maris longus	Ab- ductor pollicis longus	Ex- tensor carpi radial. longus	Ex- tensor carpi radial. brevis	Ex- tensor carpi ulna- ris			
Tab. 5	Ge- gebene Werte (cm, °)	Länge der Muskelfaser	L	5,3	4,6	5,35	4,67	8,85	6,2	4,12		
Tab. 6		Physiologischer Querschnitt	Q	4,01	5,04	0,83	2,61	3,91	3,70	5,36		
Tab. 4		Entspannungslänge	ΔL	+ 0,22	+ 0,26	- 0,32	- 0,10	- 0,51	- 0,72	- 0,02		
Tab. 4		Entspannungswinkel	Φ	- 8	- 9	+ 12	+ 8	- 23	- 24	- 3		
Tab. 6		Spezi- fische Ver- längerung	{ bei Beugung bei Seitwärtsbewegung	$\frac{s}{\varphi}$	- 0,027	- 0,028	- 0,027	- 0,013	+ 0,022	+ 0,030	+ 0,006	
Tab. 6				$\frac{s}{\psi}$	- 0,006	+ 0,027	0	- 0,043	- 0,033	- 0,016	+ 0,049	
Tab. 6		Hebel	{ bei Beugung bei Seitwärtsbewegung	r	+ 1,57	+ 1,60	+ 1,57	+ 0,74	- 1,28	- 1,72	- 0,37	
Tab. 6				r	+ 0,33	- 1,52	0	+ 2,44	+ 1,90	+ 0,92	- 2,80	
			Querschnitt-Hebelprodukt	Qr	+ 6,30	+ 8,06	+ 1,30	+ 1,93	- 5,01	- 6,36	- 1,98	
			Relative natürliche Länge	$L/\frac{s}{\varphi}$	- 196	- 164	- 198	- 359	+ 402	+ 207	+ 687	
Abszissen (°)	{	Für $l = (1 - \alpha)L$ ist $-q + \Phi =$	$\alpha L/\frac{s}{\varphi}$	- 147	- 123	- 149	- 209	+ 302	+ 155	+ 555		
		Für $l = \beta L$ ist $q - \Phi =$	$(\beta - 1)L/\frac{s}{\varphi}$	- 61	- 51	- 61	- 111	+ 125	+ 64	+ 213		
		Für $l = \gamma L$ ist $q - \Phi =$	$(\gamma - 1)L/\frac{s}{\varphi}$	- 114	- 95	- 115	- 208	+ 233	+ 120	+ 398		
		Für $l = L$ ist $\bar{M} =$	KQr	+ 22,6	+ 29,0	+ 4,7	+ 6,9	- 18,0	- 22,9	- 7,4		
		Für $l = L$ ist $\bar{M} =$	$(1 - \beta)E'Qr$	- 5,0	- 6,4		- 1,5	+ 4,0	+ 5,0	+ 1,6		
Ordinaten (cmkg)	{	Für $l = L$ ist $\bar{M} =$	$((1 - \beta)E' + (1 - \gamma)E'')Qr$	- 118	- 151	- 24	- 36	+ 94	+ 119	+ 37		
		Für $l = \beta L$ ist $\dot{m} = \dot{m} =$	$(\beta - 1)EQr$	+ 0,6	+ 0,7	+ 0,1	+ 0,2	- 0,5	- 0,6	- 0,2		
		Für $l = \gamma L$ ist $\dot{m} = \dot{m} =$	$(\gamma - 1)E + (\gamma - \beta)E'Qr$	+ 5,4	+ 7,0	+ 1,1	+ 1,7	- 4,3	- 5,5	- 1,7		
		Neigungen (cmkg/°)	{	$\frac{d\dot{m}}{d\varphi} =$	$\frac{K}{\alpha}Qr\frac{s}{\varphi}/L$	- 0,154	- 0,236	- 0,032	- 0,026	+ 0,060	+ 0,148	+ 0,014
				$\frac{d\dot{m}}{d\varphi} =$	$EQr\frac{s}{\varphi}/L$	- 0,0096	- 0,0147	- 0,0020	- 0,0016	+ 0,0037	+ 0,0092	+ 0,0009
		$\frac{d\dot{m}}{d\varphi} =$	$(E + E')Qr\frac{s}{\varphi}/L$	- 0,092	- 0,140	- 0,019	- 0,015	+ 0,036	+ 0,088	+ 0,008		
		$\frac{d\dot{m}}{d\varphi} =$	$(E + E' + E'')Qr\frac{s}{\varphi}/L$	- 1,126	- 1,723	- 0,231	- 0,188	+ 0,437	+ 1,081	+ 0,101		
			αQ					2,93	2,78	4,02		
			$Q\frac{s}{\varphi}/L$					+ 0,010	+ 0,018	+ 0,008		
			$Q\frac{s}{\psi}/L$					- 0,015	- 0,010	+ 0,064		
			$Q\Delta L/L$					- 0,225	- 0,430	- 0,026		
			$Qr\frac{s}{\varphi}/L$	- 0,032	- 0,049	- 0,007	- 0,005	- 0,012	- 0,031	- 0,003		
			$Qr\frac{s}{\psi}/L$	- 0,007	+ 0,047	0	- 0,018	+ 0,019	+ 0,016	- 0,024		
			$Qr\Delta L/L$	+ 0,261	+ 0,456	- 0,078	- 0,041	+ 0,288	+ 0,739	+ 0,096		
			$Qr\frac{s}{\varphi}/L$	- 0,007	+ 0,047	0	- 0,018	+ 0,018	+ 0,017	- 0,022		
			$Qr\frac{s}{\psi}/L$	- 0,002	- 0,045	0	- 0,059	- 0,028	- 0,009	- 0,179		
			$Qr\Delta L/L$	+ 0,055	- 0,433	0	- 0,136	- 0,428	- 0,395	+ 0,073		
Sämtliche sieben Muskeln												
		$\Sigma Qr\frac{s}{\varphi}/L =$	- 0,139									
		$\Sigma Qr\frac{s}{\psi}/L =$	+ 0,033									
		$\Sigma Qr\Delta L/L =$	+ 1,721									
		$\Sigma Qr\frac{s}{\varphi}/L =$	+ 0,035									
		$\Sigma Qr\frac{s}{\psi}/L =$	- 0,322									
		$\Sigma Qr\Delta L/L =$	- 1,264									

Tabelle 9.
Entspannungslängen der langen Muskeln des Mittelfingers.
(Vgl. Text § 14 a, e.)

Körperscite und Reihenfolge der Messungen	Handgelenk		Grundgelenk		Mittelgelenk		Endgelenk		Berechnet Entspannungslänge	
	gemessen Winkel φ	be-rechnet $\varphi \left(\frac{s}{q} \right)$ cm	gemessen Winkel φ'	be-rechnet $\varphi' \left(\frac{s'}{q'} \right)$ cm	gemessen Winkel φ''	be-rechnet $\varphi'' \left(\frac{s''}{q''} \right)$ cm	gemessen Winkel φ'''	be-rechnet $\varphi''' \left(\frac{s'''}{q'''} \right)$ cm	$\Sigma L = \varphi \left(\frac{s}{q} \right) + \varphi' \left(\frac{s'}{q'} \right) + \varphi'' \left(\frac{s''}{q''} \right) + \varphi''' \left(\frac{s'''}{q'''} \right)$	Mittel
Spezif. Ver-längerung (Tab. 6 u. 15)	$\frac{s}{\varphi} = +0,032$		$\frac{s'}{\varphi'} = +0,019$		$\frac{s''}{\varphi''} = +0,007$		$\frac{s'''}{\varphi'''} = +0,003$			
Musculus extensor communis digiti III	Rechts									
	1	+ 68 + 2,18	- 35 - 0,66	+ 79 + 0,55	+ 40 + 0,12	+ 2,19	} + 1,84			
	2	+ 57 + 1,82	- 43 - 0,82	+ 83 + 0,58	+ 67 + 0,20	+ 1,78				
	3	+ 74 + 2,37	- 42 - 0,80	+ 70 + 0,49	+ 43 + 0,13	+ 2,19				
	4	+ 44 + 1,41	- 37 - 0,70	+ 57 + 0,40	+ 29 + 0,09	+ 1,20				
	Links									
	1	+ 58 + 1,86	- 42 - 0,80	+ 65 + 0,46	+ 1 + 0,00	+ 1,52	} + 1,28			
	2	+ 39 + 1,25	- 43 - 0,82	+ 75 + 0,53	+ 1 + 0,00	+ 0,96				
3	+ 58 + 1,86	- 40 - 0,76	+ 73 + 0,51	- 3 - 0,01	+ 1,60					
4	+ 39 + 1,25	- 37 - 0,70	+ 60 + 0,42	+ 22 + 0,07	+ 1,04					
Spezif. Ver-längerung (Tab. 6 u. 15)	$\frac{s}{\varphi} = -0,029$		$\frac{s'}{\varphi'} = -0,022$		$\frac{s''}{\varphi''} = -0,015$					
Musculus flexor sublimis digiti III	Rechts									
	1	+ 14 - 0,41	+ 31 - 0,68	+ 16 - 0,24	- 1,33	} - 1,20				
	2	+ 20 - 0,58	+ 10 - 0,22	+ 24 - 0,36	- 1,16					
	3	+ 23 - 0,67	- 3 + 0,06	+ 32 - 0,48	- 1,09					
	4	+ 14 - 0,41	+ 18 - 0,40	+ 28 - 0,42	- 1,23					
	Links									
	1	+ 11 - 0,32	- 3 + 0,06	+ 29 - 0,44	- 0,70	} - 0,48				
	2	+ 6 - 0,17	- 15 + 0,33	+ 32 - 0,48	- 0,32					
3	+ 12 - 0,35	- 13 + 0,29	+ 22 - 0,33	- 0,39						
4	+ 9 - 0,26	- 6 + 0,13	+ 24 - 0,36	- 0,49						

Tabelle 10.

Längenänderung der langen

bei gleichzeitiger stärkster Beugung aller Gelenke und bei gleichzeitiger stärkster Streckung
Selbstversuch

		Handgelenk		Grundgelenk		Mittelgelenk			
		ge- messen	be- rechnet	ge- messen	be- rechnet	ge- messen	be- rechnet		
		Winkel	Weg	Winkel	Weg	Winkel	Weg		
		φ	$s = \varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right)$	φ'	$s' = \varphi' \left(\frac{s'}{\varphi'} \right)$	φ''	$s'' = \varphi'' \left(\frac{s''}{\varphi''} \right)$		
			cm		cm		cm		
Musculus extensor communis digiti III	Spezif. Verlängerung laut Tabelle 6 und 15		$\left(\frac{s}{\varphi} \right) = + 0,032$		$\left(\frac{s'}{\varphi'} \right) = + 0,019$		$\left(\frac{s''}{\varphi''} \right) = + 0,007$		
		passiv	Rechts	Beugung	+ 42	+ 1,34	+ 109	+ 2,07	+ 97
	Links		Streckung	- 63	- 2,02	- 86	- 1,63	+ 42	+ 0,29
			Beugung	+ 27	+ 0,86	+ 112	+ 2,13	+ 99	+ 0,69
	aktiv		Rechts	Streckung	- 60	- 1,92	- 95	- 1,80	+ 30
		Beugung		+ 66	+ 2,11	+ 83	+ 1,58	+ 85	+ 0,60
		Links	Streckung	- 52	- 1,66	- 8	- 0,15	+ 19	+ 0,13
			Beugung						
	Musculus flexor sublimis digiti III	Spezif. Verlängerung laut Tabelle 6 und 15		$\left(\frac{s}{\varphi} \right) = - 0,029$		$\left(\frac{s'}{\varphi'} \right) = - 0,022$		$\left(\frac{s''}{\varphi''} \right) = - 0,015$	
			passiv	Rechts	Beugung	+ 41	- 1,19	+ 98	- 2,16
Links		Streckung		- 87	+ 2,52	- 87	+ 1,91	+ 69	- 1,04
		Beugung		+ 33	- 0,96	+ 87	- 1,91	+ 117	- 1,76
aktiv		Rechts		Streckung	- 84	+ 2,44	- 100	+ 2,20	+ 43
			Beugung	+ 66	- 1,91	+ 83	- 1,83	+ 85	- 1,28
		Links	Streckung	- 52	+ 1,51	- 8	+ 0,18	+ 19	- 0,29
			Beugung						

Tabelle 10.

Muskeln des Mittelfingers

aller Gelenke. Jede seitliche Bewegung im Handgelenk oder im Grundgelenk wurde vermieden. (vgl. § 5 e, h und § 60a).

Endgelenk		Zusatzlänge für die			Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ $= \Delta L_a - \Delta L_i$	
gemessen Winkel	berechnet Weg	maximale Endlänge	minimale Endlänge	Länge bei Mittelstellung $\frac{\Delta L_m + \Delta L_i}{2}$		
q'''	$s''' = q''' \left(\frac{s'''}{q'''} \right)$ cm	$\Delta L_a = s + s_i + s_{ii} + s'''$ cm	$\Delta L_i = s + s_i + s_{ii} + s'''$ cm	$= \frac{\Delta L_a + \Delta L_i}{2}$ cm	cm	
	$\left(\frac{s'''}{q'''} \right) = + 0,003$					
+ 114	+ 0,34	+ 4,43	- 3,38	+ 0,53	7,81	rechts } passiv
- 7	- 0,02					
+ 97	+ 0,29	+ 3,97	- 3,54	+ 0,22	7,51	links } passiv
- 11	- 0,03					
+ 75	+ 0,23	+ 4,52	- 1,68	+ 1,42	6,20	rechts aktiv
0	0					
			- 5,11	- 0,86	8,50	rechts } passiv
		+ 3,39	- 4,63	- 0,32	8,62	links } passiv
		+ 3,99	- 5,02	- 1,81	6,42	rechts aktiv
		+ 1,40				

Tabelle II.
Längenänderung der langen Muskeln

Muskel	Fingerhaltung	gemäß	Handgelenk		Grundgelenk	
			gemessen Winkel	berechnet Weg	gemessen Winkel	berechnet Weg s_r
			φ	$s = \varphi \left(\frac{s}{\varphi} \right)$ cm	φ_r	$= \varphi_r \left(\frac{s_r}{\varphi_r} \right)$ cm
			$\left(\frac{s}{\varphi} \right) = + 0,032$		$\left(\frac{s_r}{\varphi_r} \right) = + 0,019$	
Musculus extensor communis digiti III	Ruhelage	§ 41	0		+ 40	+ 0,76
	Faust hakenartig . .	Fig. 39	- 17	- 0,53	+ 28	+ 0,53
	„ „ . .	Fig. 38	+ 3	+ 0,10	+ 10	+ 0,19
	„ klemmend . .	Fig. 40	- 23	- 0,74	+ 49	+ 0,93
	„ umklammernd	Fig. 41 b	- 23	- 0,74	+ 86	+ 1,63
	„ engst geballt .	Tab. 10			+ 112	+ 2,13
	Öffnen der Finger .	Fig. 43			+ 41	+ 0,78
	Grundgelenk überstreckt		0		- 90	- 1,71
			$\left(\frac{s}{\varphi} \right) = - 0,029$		$\left(\frac{s_r}{\varphi_r} \right) = - 0,022$	
Musculus flexor sublimis digiti III	Ruhelage	§ 41	0		+ 40	- 0,88
	Faust hakenartig . .	Fig. 39	- 17	+ 0,49	+ 28	- 0,62
	„ „ . .	Fig. 38	+ 3	- 0,09	+ 10	- 0,22
	„ klemmend . .	Fig. 40	- 23	+ 0,67	+ 49	- 1,08
	„ umklammernd	Fig. 41 b	- 23	+ 0,67	+ 86	- 1,89
	„ engst geballt .	Tab. 10			+ 87	- 1,91
	Öffnen der Finger .	Fig. 43			+ 41	- 0,90
	Grundgelenk überstreckt		0		- 90	+ 1,98
Musculus extensor communis digiti III	dexter					
	sinister					
Musculus flexor sublimis digiti III	dexter					
	sinister					

Tabelle II.
des Mittelfingers durch die Fingerhaltung.

Mittelgelenk		Endgelenk		Berechnet Längenänderung (Zusatzlänge)		
gemessen Winkel q'' cm	berechnet Weg s'' $= q'' \left(\frac{s''}{q''} \right)$ cm	gemessen Winkel q''' cm	berechnet Weg s''' $= q''' \left(\frac{s'''}{q'''} \right)$ cm	Handgelenk gemäß Figur überstreckt $s + s_1 + s'' + s'''$ cm	Handgelenk in Normalstellung $s_1 + s'' + s'''$ cm	
$\left(\frac{s''}{q''} \right) = + 0,007$		$\left(\frac{s'''}{q'''} \right) = + 0,003$				
+ 50	+ 0,35	+ 20	+ 0,06		+ 1,17	Ruhelage
+ 74	+ 0,52	+ 51	+ 0,15	+ 0,67		} hakenartig
+ 75	+ 0,53	+ 60	+ 0,18	+ 1,00		
+ 70	+ 0,49	+ 73	+ 0,22	+ 0,90	+ 1,64	klemmend
+ 89	+ 0,62	+ 73	+ 0,22	+ 1,73	+ 2,47	umklamm.
+ 99	+ 0,69	+ 97	+ 0,29		$\Sigma L_F = + 3,11$	engst geballt
+ 60	+ 0,42	+ 14	+ 0,04	+ 0,71		Öffnen
					- 1,71	Grundgelenk überstreckt
$\left(\frac{s''}{q''} \right) = - 0,015$						
+ 50	- 0,75				- 1,63	Ruhelage
+ 74	- 1,11			- 1,24		} hakenartig
+ 75	- 1,13			- 1,44		
+ 70	- 1,05			- 1,46	$\Sigma L_{FK} = - 2,13$	klemmend
+ 89	- 1,34			- 2,56	- 3,23	umklamm.
+ 117	- 1,76				$\Sigma L_F = - 3,67$	engst geballt
+ 60	- 0,90			- 1,31		Öffnen
					$\Sigma L_{GS} = + 1,98$	Grundgelenk überstreckt
				Zum Vergleich: Entspannungslänge ΣL gemäß Tab. 9		
				Mittel		
				+ 1,84	}	+ 1,56
				+ 1,28		
				- 1,20	}	- 0,84
				- 0,48		

Tabelle 12.

Längen-Spannungsbeziehungen des Musculus flexor sublimis digiti III.

Erster Teil: Zusatzlängen und Spannungen des stärkst innervierten Muskels
(Text § 21, Fig. 18)

Körperseite und Reihenfolge der Messungen	Handgelenk $\left(\frac{s}{\varphi} = -0,029\right)$ laut Tab. 6		Grundgelenk $\left(\frac{s_1}{\varphi_1} = -0,022\right)$ laut Tab. 15		Mittelgelenk $\left(\frac{s_{11}}{\varphi_{11}} = -0,015\right)$ laut Tab. 15		Berechnet Zusatzlänge $= s + s_1 + s_{11}$ $= \Delta l$ cm	Gemessen		Berechnet Anspannung (Kraft) des Muskels $\bar{p} = \mathfrak{P} \frac{R_{11}}{r_{11}}$ kg
	gemessen Winkel φ	berechnet Weg $s = \varphi \left(\frac{s}{\varphi}\right)$ cm	gemessen Winkel φ_1	berechnet Weg $s_1 = \varphi_1 \left(\frac{s_1}{\varphi_1}\right)$ cm	gemessen Winkel φ_{11}	berechnet Weg $s_{11} = \varphi_{11} \left(\frac{s_{11}}{\varphi_{11}}\right)$ cm		Druck am Dy- namo- meter \mathfrak{P} kg	Hebel des Zugs am Mittel- gelenk R_{11} cm	
Rechts										
1	+ 0	- 0,17	+ 95	- 2,09	+ 85	- 1,25	3,51	2,1	2,3	5,7
2	+ 7	- 0,20	+ 89	- 1,96	+ 81	- 1,22	- 3,38	2,8	2,3	7,6
3	+ 13	- 0,38	+ 93	- 2,04	+ 83	- 1,25	- 3,67	3,1	2,3	8,4
4	- 54	+ 1,57	- 24	+ 0,53	+ 62	- 0,93	+ 1,17	6,6	2,3	17,8
5	- 52	+ 1,51	+ 5	- 0,11	+ 59	- 0,89	+ 0,51	5,8	2,3	15,7
6	- 38	+ 1,10	+ 31	- 0,68	+ 61	- 0,92	- 0,50	5,0	2,3	13,5
7	- 43	+ 1,25	+ 68	- 1,50	+ 60	- 0,90	- 1,15	4,4	2,2	11,4
8	+ 1	- 0,03	+ 83	- 1,83	+ 69	- 1,04	- 2,90	3,6	2,2	9,3
9	- 24	+ 0,70	+ 92	- 2,02	+ 87	- 1,31	- 2,63	2,8	2,3	7,6
10	- 26	+ 0,75	+ 92	- 2,02	+ 82	- 1,23	- 2,50	2,6	2,1	6,4
11	+ 26	- 0,75	+ 94	- 2,07	+ 70	- 1,05	- 3,87	2,4	2,1	5,9
12	- 34	+ 0,99	+ 75	- 1,65	+ 50	- 0,75	- 1,41	4,2	2,2	10,9
13	- 50	+ 1,45	+ 8	- 0,18	+ 64	- 0,96	+ 0,31	5,5	2,3	14,9
14	- 58	+ 1,68	- 12	+ 0,26	+ 63	- 0,95	+ 0,99	6,5	2,3	17,6
15	- 64	+ 1,86	- 47	+ 1,03	+ 68	- 1,02	+ 1,87	6,0	2,3	16,2
Links										
1	- 12	+ 0,35	+ 65	- 1,43	+ 70	- 1,05	- 2,13	2,7	2,3	7,3
2	- 2	+ 0,06	+ 86	- 1,89	+ 70	- 1,05	- 2,88	2,5	2,3	6,8
3	+ 25	- 0,72	+ 85	- 1,87	+ 84	- 1,26	- 3,85	1,7	2,3	4,6
4	0	0	+ 34	- 0,75	+ 59	- 0,89	- 1,64	3,7	2,3	10,1
5	- 47	+ 1,36	+ 15	- 0,33	+ 62	- 0,93	+ 0,10	4,9	2,3	13,2
6	- 64	+ 1,86	- 12	+ 0,26	+ 64	- 0,96	+ 1,16	5,5	2,3	14,9
7	- 68	+ 1,97	- 35	+ 0,77	+ 67	- 1,01	+ 1,73	5,1	2,3	13,8
8	- 61	+ 1,77	- 16	+ 0,35	+ 66	- 0,99	+ 1,13	5,5	2,3	14,9

Tabelle 13.
Längen-Spannungsbeziehungen des Musculus flexor sublimis digiti III.
Zweiter Teil: Zusatzlängen und Spannungen des erschlafften passiv gedehnten Muskels
(Text § 21, Fig. 18).

Körperseite u. Reihenfolge der Messungen	Handgelenk $\left(\frac{s}{\varphi} = -0,029\right)$		Grundgelenk $\left(\frac{s'}{\varphi'} = -0,022\right)$		Mittelgelenk $\left(\frac{s''}{\varphi''} = -0,015\right)$		Berechnet Zusatzlänge $= s + s' + s'' = \Sigma l$ cm	Gemessen		Berechnet Spannung des Muskels $\hat{p} = \mathfrak{P} \frac{R''}{r''}$ kg
	gemesen	berechnet	gemesen	berechnet	gemesen	berechnet		ziehen- des Gewicht P	Hebel des Zugs am Mittel- gelenk R''	
	Win- kel φ	Weg $s = \varphi \left(\frac{s}{\varphi}\right)$ cm	Win- kel φ'	Weg $s' = \varphi' \left(\frac{s'}{\varphi'}\right)$ cm	Win- kel φ''	Weg $s'' = \varphi'' \left(\frac{s''}{\varphi''}\right)$ cm		kg	cm	
Rechts										
1	-82	+2,38	-89	+1,96	+67	-1,01	+3,33	5,0	2,3	13,5
2	-81	+2,35	-87	+1,91	+68	-1,02	+3,24	4,0	2,3	10,8
3	-81	+2,35	-76	+1,67	+67	-1,01	+3,01	3,0	2,3	8,1
4	-81	+2,35	-69	+1,52	+66	-0,99	+2,88	2,0	2,3	5,4
5	-71	+2,06	-64	+1,41	+63	-0,95	+2,52	1,0	2,3	2,7
6	-61	+1,77	-38	+0,84	+65	-0,98	+1,63	0,5	2,3	1,35
7	-51	+1,48	-22	+0,48	+64	-0,96	+1,00	0,2	2,3	0,54
8	-54	+1,57	-11	+0,24	+65	-0,98	+0,83	0,1	2,3	0,27
9	-37	+1,07	+5	-0,11	+57	-0,86	+0,10	0,05	2,3	0,14
10	-76	+2,20	-77	+1,69	+66	-0,99	+2,90	3,0	2,3	8,1
11	-81	+2,35	-74	+1,63	+61	-0,92	+3,06	4,0	2,2	10,4
12	-85	+2,46	-83	+1,83	+66	-0,99	+3,30	5,0	2,3	13,5
13	-85	+2,46	-81	+1,78	+64	-0,96	+3,28	6,0	2,3	16,2
14	-88	+2,55	-80	+1,76	+67	-1,01	+3,30	7,0	2,3	18,9
15	-87	+2,52	-87	+1,91	+69	-1,04	+3,39	8,0	2,3	21,6
Links										
1	-89	+2,58	-97	+2,13	+50	-0,75	+3,96	5,0	2,2	12,9
2	-84	+2,44	-100	+2,20	+43	-0,65	+3,99	5,0	2,2	12,9
3	-90	+2,61	-92	+2,02	+50	-0,75	+3,88	3,5	2,2	9,1
4	-85	+2,46	-93	+2,05	+55	-0,83	+3,68	2,5	2,2	6,5
5	-76	+2,20	-94	+2,07	+56	-0,84	+3,43	1,5	2,2	3,9
6	-76	+2,20	-59	+1,30	+57	-0,86	+2,64	1,0	2,3	2,7
7	-57	+1,65	-51	+1,02	+53	-0,79	+1,88	0,5	2,2	1,3
8	-54	+1,57	-27	+0,59	+55	-0,83	+1,33	0,2	2,3	0,54
9	-47	+1,36	-10	+0,22	+47	-0,71	+0,87	0,1	2,2	0,26
10	-36	+1,04	+6	-0,13	+44	-0,66	+0,25	0,05	1,9	0,11

Tabelle 14.
Natürliche Länge einiger langer Fingermuskeln
(in cm gemessen). Vgl. § 60c, d.

Quelle	Flexor digitorum sublimis		Extensor dig. communis	
	totalis	digiti III sinistri	totalis	digiti III sinistri
ED. WEBER { Muskel i. f. Äußere (maximale) Endlänge L_a	9,1		6,45	
{ Skelett } Gesamtverkürzung $L_a - L_i$	6,5		5,1	
Berechnet: Länge bei Mittelstellung $= L_a - \frac{L_a - L_i}{2} = L_m$	5,85		3,9	
FROHSE u. } Ausgeschnitt. { Mittlere Faserlänge	4,9	5,5	6,2	6,2
FRÄNKEL } Muskel { Verhältnis der Faserlängen		$5,5/4,9 = 1,1224$		$6,2/6,2 = 1$
Berechnet: Länge bei Mittelstellung L_m	5,85	$5,85 \cdot 1,1224 = 6,57$	3,9	$3,9 \cdot 1 = 3,9$
Tab. 10) Beobachtung Zusatzlänge f. Mittelstellung ΣL_m		-0,32		+0,22
„ 9) a. Lebenden Entspannungslänge ΣL		-0,48		+1,28
Berechnet		$-\Sigma L_m + \Sigma L$		$-\Sigma L_m + \Sigma L$
„ (§ 15) Natürliche Länge $= L_m - \Sigma L_m + \Sigma L = L$	5,69	6,41	4,96	4,96

Tabelle 15.
 Hebel und Drehmomente der
 für Beugung (+) und Streckung (-) der

Finger Muskel		Physiolog. Querschnitt (ED. WEBER) Q qcm	Grundgelenk				
			gemessen (EM. WEBER) Weg s_r bei Drehung $\varphi_r = +20^\circ$ mm	berechnet			
				Spezifische Ver- längerung $\frac{s_r}{\varphi_r}$ cm	Hebel $-\frac{s_r}{\varphi_r} \frac{180}{\pi}$ $= r_r$ cm	Drehmoment (für $K = 1$) $M_r = K Q r_r$ cm kg	
Zeige- finger	Flexor sublimis . . .	4,49	- 3,57		+ 1,02	+ 4,59	} + 7,16
	Flexor profundus . .	2,69	- 3,33		+ 0,95	+ 2,27	
	Extensor proprius . .	1,17	+ 2,60		- 0,75	- 0,87	} - 1,45
	Extensor communis .	0,64	+ 3,15		- 0,90	- 0,58	
	Lumbricalis	0,20	?		+ 1,00?	+ 0,20	} + 1,54
	Interossei	3,84	?		+ 0,35?	+ 1,34	
Mittel- finger	Flexor sublimis . . .	3,53	- 4,35	- 0,022	+ 1,24	+ 4,38	} + 7,10
	Flexor profundus . .	2,80	- 3,40		+ 0,97	+ 2,72	
	Extensor communis .	1,36	+ 3,89	+ 0,019	- 1,11	- 1,51	} + 1,50
	Lumbricalis	0,16	?		+ 1,00?	+ 0,16	
	Interossei	3,84	?		+ 0,35?	+ 1,34	
Ring- finger	Flexor sublimis . . .	2,03	- 4,47		+ 1,28	+ 2,60	} + 4,05
	Flexor profundus . .	2,37	- 2,14		+ 0,61	+ 1,45	
Kleiner Finger	Flexor sublimis . . .	0,64	- 4,24		+ 1,22	+ 0,78	} + 3,14
	Flexor profundus . .	2,91	- 2,82		+ 0,81	+ 2,36	

Tabelle 15.

einzelnen Muskeln der vier Finger

Fingergelenke bei natürlicher Länge der Muskeln.

Mittelgelenk				Endgelenk			
gemessen (EM. WEBER) Weg s_{II} bei Drehung $\varphi_{II} = +20^\circ$ mm	berechnet			gemessen (EM. WEBER) Weg s_{III} bei Drehung $\varphi_{III} = +20^\circ$ mm	berechnet		
	Spezi- fische Verlänge- rung $\frac{s_{II}}{\varphi_{II}}$ cm	Hebel $-\frac{s_{II}}{\varphi_{II}} \frac{180}{\pi}$ $= r_{II}$ cm	Drehmoment (für $K = 1$) $M_{II} = K Q r_{II}$ cm kg		Spezi- fische Verlänge- rung $\frac{s_{III}}{\varphi_{III}}$ cm	Hebel $-\frac{s_{III}}{\varphi_{III}} \frac{180}{\pi}$ $= r_{III}$ cm	Drehmoment (für $K = 1$) $M_{III} = K Q r_{III}$ cm kg
- 2,47		+ 0,71	+ 3,18	- 1,50 + 0,65 + 0,65		+ 0,43	+ 1,16
- 2,50		+ 0,72	+ 1,93		+ 0,22	- 0,22	- 0,34
+ 1,22		- 0,35	- 0,41		- 0,19	- 0,12	
+ 1,42		- 0,41	- 0,26		- 0,19	- 0,04	- 0,77
		- 0,4	- 0,08		- 0,19	- 0,73	
		- 0,4	- 1,54				
- 2,96	- 0,015	+ 0,85	+ 3,00	- 1,06 + 0,61		+ 0,30	+ 0,84
- 2,70		+ 0,77	+ 2,16		+ 0,003	- 0,18	- 0,24
+ 1,41	+ 0,007	- 0,40	- 0,54		- 0,18	- 0,03	- 0,71
		- 0,40	- 0,06		- 0,18	- 0,69	
		- 0,40	- 1,54				
?				?			
?				?			
?				?			
?				?			

Tabelle 16.

Drehmomente und Verhältnisse der Drehmomente, welche bei einigen wichtigen Verrichtungen der Finger einerseits durch die Muskeltätigkeit und andererseits durch den Widerstand äußerer Kräfte erzeugt werden (Text § 49).

Ver- richtung	Tätige Muskeln	Finger	Gelenke	Innere Kräfte (Muskelkräfte)		Äußere Kraft, d. i. zu überwindender Widerstand		
				Drehmomente gemäß Tab. 15 u. 6 cm kg	Verhält- nis der Drehmom.	ge- mäß Fig.	Hebel cm	Verhält- nis der Hebel
a) Faust- schluß, Rund- stäbe ver- schiedener Dicke umklam- mernd	Flexores sublimis et pro- fundus	Zeigef.	Grundgel.	$\Sigma M, = +7,16$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,71$	41 a	$R, = 2,85$	$\frac{R,,}{R,} = 0,68$
			Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,11$			$R,, = 1,95$	$\frac{R,,}{R,} = 0,68$
		Zeigef.	Grundgel.	$\Sigma M, = +7,10$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,73$	41 a	$R, = 3,1$	$\frac{R,,}{R,} = 0,81$
			Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,16$			$R,, = 2,5$	$\frac{R,,}{R,} = 0,81$
	Mittelf.	Grundgel.	$\Sigma M, = +7,10$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,73$	41 a	$R, = 3,1$	$\frac{R,,}{R,} = 0,74$	
		Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,16$			$R,, = 2,3$	$\frac{R,,}{R,} = 0,74$	
	Mittelf.	Grundgel.	$\Sigma M, = +7,10$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,73$	41 b	$R, = 3,5$	$\frac{R,,}{R,} = 0,76$	
		Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,16$			$R,, = 2,65$	$\frac{R,,}{R,} = 0,76$	
b) Faust- schluß, ha- kenartig	do.	Zeigef.	Grundgel.	$\Sigma M, = +7,16$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,71$	39	$R, = 2,6$	$\frac{R,,}{R,} = 0,71$
		Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,11$	$R,, = 1,85$			$\frac{R,,}{R,} = 0,71$	
c) Faust- schluß, ha- kenartig mit passi- ver Faust- schluß- hilfe	do.	Zeigef.	Handgel.	$\Sigma M = +4,76 + 3,23 = +7,99$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,90$	38	$R = 2,9$	$\frac{R,,}{R} = 0,90$
			Grundgel.	$\Sigma M, = +7,16$			$R, = 2,6$	$\frac{R,,}{R,} = 0,71$
		Mittelf.	Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,11$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,71$	38	$R,, = 1,85$	$\frac{R,,}{R,} = 0,71$
			Endgel.	$\Sigma M,,, = +1,16 - 0,77 = +0,39$			$R,,, = 0,44$	$\frac{R,,,}{R,} = 0,07$
d) Finger- spitzen- schluß mit größt- möglicher Kraft	Flexores sublimis et pro- fundus, Lumbri- cales et Interossei	Zeigef.	Grundgel.	$\Sigma M, = +7,16 + 1,54 = +8,70$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,40$	42	$R, = 6,7$	$\frac{R,,}{R,} = 0,39$
			Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,11 - 1,62 = +3,49$			$R,, = 2,6$	$\frac{R,,,}{R,} = 0,07$
		Mittelf.	Grundgel.	$\Sigma M, = +7,10 + 1,50 = +8,60$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,41$	42	$R, = 7,5$	$\frac{R,,}{R,} = 0,40$
			Mitttelgel.	$\Sigma M,, = +5,16 - 1,60 = +3,56$			$R,, = 3,0$	$\frac{R,,,}{R,} = 0,03$
e) Finger- öffnung mit größt- möglicher Kraft gegen einen an der Finger- spitze angreifen- den Wider- stand	Extensor communis et propr. mit voller Kraft, Lumbri- cales et Interossei nur mit $\frac{1}{9}$ (Zeigef.) bzw. $\frac{1}{6}$ (Mittelf.) ihrer Kraft	Zeigef.	Grundgel.	$\Sigma M, = -1,45 + 0,17 = -1,28$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,66$	43	$R, = 8,0$	$\frac{R,,}{R,} = 0,62$
			Mitttelgel.	$\Sigma M,, = -0,67 - 0,18 = -0,85$			$R,, = 5,0$	$\frac{R,,,}{R,,} = 0,50$
		Mittelf.	Grundgel.	$\Sigma M, = -1,51 + 0,25 = -1,26$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,64$	43	$R, = 8,5$	$\frac{R,,}{R,} = 0,65$
			Mitttelgel.	$\Sigma M,, = -0,54 - 0,27 = -0,81$			$R,, = 5,5$	$\frac{R,,,}{R,,} = 0,45$
	Endgel.	$\Sigma M,,, = -0,34 - 0,09 = -0,43$	$\frac{\Sigma M,,}{\Sigma M,} = 0,44$	43	$R,,, = 2,5$	$\frac{R,,,}{R,,} = 0,45$		
	Endgel.	$\Sigma M,,, = -0,24 - 0,12 = -0,36$						

Tabelle 17.

Koordinaten und Neigungen der Winkel-Momentenkurven der langen Fingermuskeln (ohne Daumenmuskeln) nebst einigen zur Berechnung der Drehmomente dieser Muskeln am Handgelenk benötigten Werten (in cm kg). Vgl. Text § 10 c, g, 5 i, 46 c und Figuren 23, 24.

Quelle	Für das Handgelenk				Für fiktiv. Gelenk				
	Flexor sublimis dig. III sin.	Flexores totales	Extens. comm. dig. III sin.	Extensores totales	Flexor sublimis dig. III	Extens. comm. dig. III			
Tab. 14	Natürliche Länge L	6,41	5,69	4,96	4,96	6,41	4,96		
Tab. 6	Physiologischer Querschnitt Q		21,46		5,45	3,53	1,36		
Tab. 9	Entspannungslänge ΔL	-0,48		+1,28					
Tab. 11	Gegebene Werte (cm, °)	Längenänd. bei geballter Faust ΔL_F	-3,67	+3,11					
		Längenänd. b. klemmender Faust ΔL_{Fk}	-2,13						
Tab. 6 §60g, h	Tab. 10	Spezi- fische Ver- längerung	bei Beugung $\frac{s}{\varphi}$	-0,029	-0,021	+0,032	+0,027	-0,085	+0,078
			bei Seitwärtsbewegung $\frac{s}{\varphi}$		+0,015				
Tab. 10	Hebel	Hebel	bei Beugung r	+1,64	+1,21	-1,84	-1,53	+4,87	-4,46
			bei Seitwärtsbewegung r	-0,34	-0,85				
		Querschnitt-Hebelprodukt Qr		+25,97		-8,34	+17,19	-6,06	
		Relative natürliche Länge $L \frac{s}{\varphi}$		-271		+184	-75,4	+63,6	
Abszissen (°)	Ordinaten (cm kg)	Entspannungswinkel $\Phi = \Delta L \frac{s}{\varphi}$	+17	+17	+40	+40	-6	+6	
		Verschiebungswinkel für geballte Faust $\Phi_F = \Delta L_F \frac{s}{\varphi}$	+127	+127	+97	+97			
		Verschiebungswinkel f. klemmende Faust $\Phi_{Fk} = \Delta L_{Fk} \frac{s}{\varphi}$	+73	+73					
		Verschiebungswinkel f. überstreckt. Grundgel. $\Phi_{GS} = \Delta L_{GS} \frac{s}{\varphi}$	-68	-68					
		Für $l = (1 - \alpha)L$ ist $-\varphi + \Phi = \alpha L \frac{s}{\varphi}$		-203		+138	-56,6	+47,7	
		Für $l = \beta L$ ist $\varphi - \Phi = (\beta - 1)L \frac{s}{\varphi}$		-84		+57	-23,4	+19,7	
		Für $l = \gamma L$ ist $\varphi - \Phi = (\gamma - 1)L \frac{s}{\varphi}$		-157		+107	-43,7	+36,9	
		Für $l = L$ ist $\dot{M} = K Q r$	+93,5		-30,0	+61,9	-21,8		
		Für $l = L$ ist $\dot{M} = (1 - \beta) E' Q r$	-20,5		+6,6	-13,6	+4,8		
		Für $l = L$ ist $\dot{M} = ((1 - \beta) E' + (1 - \gamma) E'') Q r$	-506		+163	-335	+118		
		Für $l = \beta L$ ist $\dot{m} = \dot{m} = (\beta - 1) E Q r$	+2,4		-0,8	+1,6	-0,6		
		Für $l = \gamma L$ ist $\dot{m} = \dot{m} = ((\gamma - 1) E + (\gamma - \beta) E'') Q r$	+22,5		-7,2	+14,9	-5,2		
Neigungen (cm kg/°)		$\frac{d\dot{m}}{d\varphi} =$	$\frac{K}{\alpha} Q r \frac{s}{\varphi} / L$	-0,46		+0,22	-1,09	+0,46	
			$E Q r \frac{s}{\varphi} / L$	-0,029		+0,017	-0,068	+0,029	
			$(E + E') Q r \frac{s}{\varphi} / L$	-0,274		+0,130	-0,65	+0,27	
			$(E + E' + E'') Q r \frac{s}{\varphi} / L$	-3,36		+1,59	-8,00	-3,35	
			αQ	+16,1					
		$Q \frac{s}{\varphi} / L$	-0,079						
		$Q \frac{s}{\psi} / L$	+0,057						
		$Q \Delta L / L$	-1,81						
		$Q \Delta L_F / L$	-13,84						
		$Q \Delta L_{Fk} / L$	-8,03						

Tabelle 18.

Fußwinkel bei aktiver Endstellung.

Selbstversuch. (Vgl. Text § 14c, g, § 32.)

Beobachtet				Be- rechnet Gesamt- ausschlag
Knie- haltung	Knie- winkel	Fuß- winkel		
recht- winklig gebeugt	90°	{ - 120° - 50°	Fußspitze stärkst angehoben Fußspitze stärkst gesenkt (Achillessehne schlaff)	} 70°
gestreckt	0°	{ - 110° - 45°	Fußspitze stärkst angehoben Fußspitze stärkst gesenkt (Achillessehne angespannt)	

Tabelle 19.

Entspannungswinkel einiger Muskeln am Fußgelenk.

Selbstversuch, sitzend, Knie rechtwinklig gebeugt. (Text § 14c, g.)

Fußwinkel	bei Entspannung	
-81°	der Achillessehne	} Muskeln der Beu- gung u. Streckung des Fußes
-94°, -95°	des Tibialis anterior	
-90°, -91°	des Tibialis posterior	} Muskeln der Kan- tung
-90°, -91°	des Peroneus longus	
-95° (?)	des Flexor hallucis longus	} Muskeln der großen Zehe
-97° (?)	des Extensor hallu- cis longus	

Tabelle 20.

Entspannungswinkel des Soleus, Gastrocnemius, Tibialis anterior, I.
 Einzelmessungen (Text § 14a, h, i, k). x = vermutlicher Messungsfehler.

Name, Datum, Nr. der Messung	Beobachtet Entspannung der Achillessehne		Berechnet Entspannungswinkel des Soleus $\Phi_{Sot} + x$	Berechnet		Beobachtet Entspannung des Tibialis anterior φ_{II}	Berechnet Entspannungswinkel d. Tibialis anterior $\Phi_{Tia} + x$
	Kniewinkel φ_I	Fußwinkel φ_{II}		Hebelverhältnis $\frac{r_{II}}{r_I}$	Entspannungswinkel des Gastrocnemius $\varphi_{II} + \varphi_I \cdot \frac{r_{II}}{r_I} = \Phi_{II, Gas} + x$		
Kirs. rechter Fuß 19. I. 18 (zum erstenmal gemessen)	+ 40	- 72	- 80 + 8	$\frac{1}{2}$			
	+ 18	- 67		$\frac{1}{2}$	$-67 + 18 \cdot \frac{1}{2} = -58 = -67 + 9$		
	0	- 63			$-63 + 0 = -63 = -67 + 4$		
	+ 47	- 73	- 80 + 7				
	+ 75	- 73	- 80 + 7				
	+ 104	- 79	- 80 + 1				
	+ 123	- 79	- 80 + 1				
	+ 65	- 80	- 80 0				
	+ 42	- 77	- 80 + 3				
	10	+ 21	- 72		$\frac{1}{2}$	$-72 + 21 \cdot \frac{1}{2} = -61 = -67 + 6$	
	+ 4	- 69		$\frac{1}{2}$	$-69 + 4 \cdot \frac{1}{2} = -67 = -67 0$		
	+ 15	- 68		$\frac{1}{2}$	$-68 + 15 \cdot \frac{1}{2} = -60 = -67 + 7$		
	0	- 64		$\frac{1}{2}$	$-64 + 0 = -64 = -67 + 3$		
	+ 13	- 70		$\frac{1}{2}$	$-70 + 13 \cdot \frac{1}{2} = -63 = -67 + 4$		
15	+ 26	- 70		$\frac{1}{2}$	$-70 + 23 \cdot \frac{1}{2} = -58 = -67 + 9$		
	+ 15	- 68		$\frac{1}{2}$	$-68 + 15 \cdot \frac{1}{2} = -60 = -67 + 7$		
	+ 45	- 76	- 80 + 4				
	+ 64	- 79	- 80 + 1				
	+ 61					- 95	- 94 + 1
20	+ 39					- 94	- 94 0
	+ 7					- 94	- 94 0
	0	- 69		$\frac{1}{2}$	$-69 + 0 = -69 = -67 + 2$		
	+ 11	- 77	- 80 + 3				
	+ 30	- 78	- 80 + 2				
25	+ 50	- 79	- 80 + 1				
	+ 27	- 74	- 80 + 6				
	+ 15	- 70		$\frac{1}{2}$	$-70 + 15 \cdot \frac{1}{2} = -62 = -67 + 5$		
	0	- 67		$\frac{1}{2}$	$-67 + 0 = -67 = -67 0$		
	+ 14	- 74		$\frac{1}{2}$	$-74 + 14 \cdot \frac{1}{2} = -67 = -67 0$		
30	+ 37	- 78	- 80 + 2				
	+ 55	- 81	- 80 - 1				
	+ 58	- 80	- 80 0				
	+ 112	- 80	- 80 0				
Ka. rechter Fuß 12. I. 18 (schon öfter gemessen)	+ 115	- 79	- 77 - 2				
	+ 135	- 77	- 77 0				
	+ 110	- 77	- 77 0				
	+ 65	- 76	- 77 + 1				
	+ 102	- 78	- 77 - 1				
	+ 84	- 77	- 77 0				
	+ 60	- 77	- 77 0				
	+ 51	- 76	- 77 + 1				
	+ 30	- 72		$\frac{1}{4}$	$-72 + 30 \cdot \frac{1}{4} = -64 = -65 + 1$		
	10	+ 56	- 77	- 77 0	$\frac{1}{4}$	$-75 + 45 \cdot \frac{1}{4} = -64 = -65 + 1$	
	+ 45	- 75		$\frac{1}{4}$	$-75 + 43 \cdot \frac{1}{4} = -64 = -65 + 1$		
	+ 43	- 75		$\frac{1}{4}$			

Tabelle 20. (Erste Fortsetzung.)
 Entspannungswinkel des Soleus, Gastrocnemius, Tibialis anterior, 1.
 Einzelmessungen (Text § 14a, h, i, k). x = vermutlicher Messungsfehler.

Name, Datum, Nr. der Messung	Beobachtet Entspannung der Achillessehne		Berechnet Entspannungswinkel des Soleus $\Phi_{Sol} + x$	Berechnet		Beobachtet Entspannung des Tibialis anterior φ_{Ti}	Berechnet Entspannungswinkel d. Tibialis anterior $\Phi_{Tia} + x$
	Knie- winkel φ_I	Fuß- winkel φ_{II}		Hebel- ver- hältnis $\frac{r_{II}}{r_I}$	Entspannungswinkel des Gastrocnemius $\varphi_{II} + \varphi_I \frac{r_{II}}{r_I} = \Phi_{Gas} + x$		
Ka. r.	+ 26	- 72		$\frac{1}{4}$	$-72 + 26 \cdot \frac{1}{4} = -65 = -65$	o	
F. usw.	+ 17	- 68		$\frac{1}{4}$	$-68 + 17 \cdot \frac{1}{4} = -64 = -65 + 1$		
15	+ 7	- 67		$\frac{1}{4}$	$-67 + 7 \cdot \frac{1}{4} = -65 = -65$	o	
	+ 3	- 67		$\frac{1}{4}$	$-67 + 3 \cdot \frac{1}{4} = -66 = -65 - 1$		
	+ 55	- 78	- 77 - 1				
	+ 75	- 77	- 77 0				
	+ 5					- 92	
20	+ 68					- 92	
	+ 125					- 93	
Ri.	+ 21	- 65	- 65 0				
rechter Fuß	+ 40	- 65	- 65 0				
	+ 76	- 66	- 65 - 1				
16. I. 18	+ 7	- 66	- 65 - 1				
(zum	- 7	- 63	- 65 + 2				
ersten-	+ 34					- 92	
mal ge-	+ 13					- 92	
messen)	- 2					- 92	
ders.	+ 5	- 72	- 71 - 1				
19. I. 18	- 2	- 69	- 71 + 2				
	+ 27	- 73	- 71 - 2				
	+ 45	- 73	- 71 - 2				
	+ 85	- 76	- 71 - 5				
	+ 120	- 75	- 71 - 4				
	+ 40	- 73	- 71 - 2				
	+ 12	- 68	- 71 + 3				
	0	- 67	- 71 + 4				
	- 3	- 66	- 71 + 5				
ders. in Narkose	- 5					- 92	- 93 + 1
28. I. 18	+ 32	- 76	- 81 + 5			- 92	- 93 + 1
	+ 90	- 82	- 81 - 1			- 93	- 93 0
	+ 41	- 83	- 81 - 2				
	0	- 79	- 81 + 2			- 93	- 93 0
	- 5	- 81	- 81 0				
	+ 22	- 81	- 81 0				
	0	- 80	- 81 + 1				
	+ 44	- 81	- 81 0			- 93	- 93 0
	+ 83	- 83	- 81 - 2				
	+ 105	- 83	- 81 - 2			- 93	- 93 0
	- 5	- 80	- 81 + 1			- 93	- 93 0
ders.	+ 46	- 77	- 79 + 2			- 92	- 93 + 1
14. II. 18	+ 17	- 80	- 79 - 1				
	0	- 78	- 79 + 1				
	+ 12	- 79	- 79 0				
	+ 47	- 79	- 79 0				

Tabelle 20. (Zweite Fortsetzung.)

Entspannungswinkel des Soleus, Gastrocnemius, Tibialis anterior, I.
 Einzelmessungen (Text 14a, h, i, k). Die palpatorischen Messungen sind durch ein beigeseztes p kenntlich gemacht. x = vermutlicher Messungsfehler.

Name, Datum, Nr. der Messung	Beobachtet Entspannung der Achillessehne		Berechnet Entspannungswinkel des Soleus $\Phi_{Sol} + x$	Berechnet			Beobachtet Entspannung des Tibialis anterior φ_{II}	Berechnet Entspannungswinkel d. Tibialis anterior $\Phi_{Tia} + x$
	Knie- winkel φ_I	Fuß- winkel φ_{II}		Hebel- ver- hältnis $\frac{\gamma_{II}}{\gamma_I}$	Entspannungswinkel des Gastrocnemius			
					$\varphi_{II} + \varphi_I \cdot \frac{\gamma_{II}}{\gamma_I} =$	$= \Phi_{Gas} + x$		
Ri. rechter Fuß	+ 90	- 81	- 79 - 2					
14.II.18	+ 107	- 82	- 79 - 3					
	+ 53	- 79	- 79 0					
	+ 22	- 79	- 79 0					
	- 2	- 78	- 79 + 1					
ders. 4.III.18	+ 43	- 79	- 79 0					
	+ 10	- 78	- 79 + 1					
	0	- 79	- 79 0					
	+ 85	- 79	- 79 0					
	- 7	- 79	- 79 0					
	+ 55					- 93 _p	- 93 0	
	+ 42					- 92 _p	- 93 + 1	
	- 5					- 92 _p	- 93 + 1	
ders., linker Fuß, in Narkose	+ 11	- 72	- 73 + 1					
28. I. 18	+ 38	- 67	- 73 + 6					
	+ 58	- 73	- 73 0					
	+ 20	- 77	- 73 - 3					
	+ 55	- 77	- 73 - 3					
ders. 14.II.18	+ 24	- 72	- 73 + 1					
	- 3	- 72	- 73 + 1					
	58	- 73	- 73 0					
	86	- 72	- 73 + 1					
	92	- 71	- 73 + 2					
ders. 4.III.18	+ 16	- 73	- 73 0			- 82 _p	- 82 + 0	
	- 5	- 73	- 73 0					
	+ 95	- 73	- 73 0					
	+ 50	- 74	- 73 - 1					
	+ 64	- 73	- 73 0					
	- 2	- 72	- 73 + 1					
	+ 18	- 73	- 73 0					
	+ 70					- 82 _p	- 82 0	
	- 2					- 82 _p	- 82 0	
Ro. rechter Fuß	+ 70	- 81	- 81 + 0					
23. I. 18	+ 52	- 81	- 81 0					
	+ 32	- 81	- 81 0					
	- 2	- 68		$\frac{1}{2}$	- 68 - 2 · $\frac{1}{2}$ = - 69 = - 68 - 1			
	5	0		$\frac{1}{2}$	- 68 - 0 = - 68 = - 68 0			
	+ 15	- 75	- 81 + 6					
	+ 3	- 70		$\frac{1}{2}$	70 - 3 · $\frac{1}{2}$ = - 68 = - 68 0			
	+ 12	- 72		$\frac{1}{2}$	72 - 12 · $\frac{1}{2}$ = - 66 = - 68 + 2			
	+ 53	- 82	- 81 - 1					
10	+ 68					- 94	- 95 + 1	
	+ 22					- 96	- 95 - 1	
	0					- 96	- 95 - 1	
	+ 9					- 94	- 95 + 1	
	+ 42					- 95	- 95 0	

Tabelle 20. (Dritte Fortsetzung.)

Entspannungswinkel des Soleus, Gastrocnemius, Tibialis anterior, I.

Einzelmessungen (Text § 14 a, h, i, k). Die palpatorischen Messungen sind durch ein beigetztes p kenntlich gemacht. x = vermutlicher Messungsfehler.

Name, Datum, Nr. der Messung	Beobachtet Entspannung der Achillessehne		Berechnet Entspannungswinkel des Soleus $\Phi_{Sol} + x$	Berechnet		Beobachtet Entspannung des Tibialis anterior φ_{Ti}	Berechnet Entspannungswinkel d. Tibialis anterior $\Phi_{Tia} + x$
	Kniewinkel φ_I	Fußwinkel φ_{II}		Hebelverhältnis $\frac{r_{II}}{r_I}$	Entspannungswinkel des Gastrocnemius $\varphi_{II} + \varphi_I \frac{r_{II}}{r_I} = \Phi_{Gas} + x$		
23. I. 18. ders.	+ 26	- 80	- 80 + 0				
	+ 12	- 76		$\frac{1}{2}$	$-76 + 12 \cdot \frac{1}{2} = -70 = -74 + 4$		
5. III. 18	+ 5	- 75		$\frac{1}{2}$	$-75 + 5 \cdot \frac{1}{2} = -72 = -74 + 2$		
	+ 5	- 74		$\frac{1}{2}$	$-74 + 5 \cdot \frac{1}{2} = -71 = -74 + 3$		
5	0	- 73		$\frac{1}{2}$	$-73 + 0 = -73 = -74 + 1$		
	- 1	- 72		$\frac{1}{2}$	$-72 + 1 \cdot \frac{1}{2} = -73 = -74 + 1$		
	+ 22	- 78	- 80 + 2				
	+ 24	- 80	- 80 0				
	+ 37	- 80	- 80 0				
10	+ 70	- 80	- 80 0				
	+ 107	- 80	- 80 0				
	+ 100					- 93	- 92 - 1
	+ 42					- 92	- 92 0
	- 5					- 92	- 92 0
ders.	+ 30	- 79	- 80 + 1				
6. III. 18	+ 14	- 80	- 80 0				
	+ 28	- 79	- 80 + 1				
	0	- 75		$\frac{1}{2}$	$-75 + 0 = -75 = -74 - 1$		
5	- 4	- 72		$\frac{1}{2}$	$-72 - 4 \cdot \frac{1}{2} = -74 = -74 0$		
	0	- 74		$\frac{1}{2}$	$-74 + 0 = -74 = -74 0$		
	+ 13	- 74	- 80 + 6				
	+ 22	- 77	- 80 + 3				
	+ 12	- 76	- 80 + 4				
10	+ 25	- 79	- 80 + 1				
	+ 63	- 79	- 80 + 1				
	+ 90	- 78	- 80 + 2				
	+ 102	- 81	- 80 - 1				
	+ 70	- 81	- 80 - 1				
ders., linker Fuß	+ 20	- 82	- 81 - 1				
	+ 5	- 80	- 81 + 1				
	- 5	- 82	- 81 - 1				
	+ 20	- 83	- 81 - 2				
5	+ 46	- 83	- 81 - 2				
	+ 85	- 80	- 81 + 1				
	+ 104					- 83 _p	- 83 0
	+ 100					- 82 _p	- 83 + 1
	+ 64					- 84 _p	- 83 + 1
10	+ 31					- 86 _p	- 83 - 3
	+ 5						
	+ 6	- 85	- 81 - 4				
	+ 38	- 80	- 81 + 1				

Tabelle 21.

Entspannungswinkel des Soleus, Gastrocnemius, Tibialis anterior, II.

Zusammenstellung der Ergebnisse (Text § 14 h, i. Das negative Vorzeichen des Fußwinkels ist fortgelassen.)

Nummer des Hauptkrankenbuches, Name, Alter, Krankheit der Versuchsperson (wegen Kirs., Ka., Ri., Ro., vgl. Tab. 20)	Kör- per- seite	Soleus		Gastrocnemius		Hebel- ver- hältnis	Tibialis anter.		
		Φ_{Sol}		Φ_{Gas}			Φ_{Tia}		
		gesund. Fuß	kranker Fuß	gesund. Fuß	kranker Fuß	$\frac{r_1}{r_2}$	gesund. Fuß	kranker Fuß	
I. Fuß gesunde.									
1059 Gr., 24 J., Leistenbruch . . .		83°		73°		$\frac{1}{4}$	95°		
Verfasser		81°					94°		
985 Kirs., 30 J., Karbunkel im Nacken		80°		67°		$\frac{1}{2}$	94°		
1051 Ka., 34 J., Hämorrhoiden . .		80°		75°			91°		
916 Thi., 38 J., Kankroid am Kinn Mittel der Fußgesunden		78°		67°		$\frac{1}{3}$	93°		
		80°		70°		$\frac{1}{3}$	93°		
II. Fuß kranke.									
677 Kirm., 24 J., Peroneuslähmung rechts, seit 3 Monaten	links	82°		67°		$\frac{1}{2}$	93°		
1092 Ri., 24 J., Peroneuslähmung und Schlotterknie links, nach Knie- luxation vor 9 Monaten	rechts links	79° 73°		79°?			93°	82°	
926 Ro., 31 J., Peroneus- und Tibialis- lähmung links, nach Schußverlet- zung d. Oberschenkels, seit 22 Mon. St., 23 J., Peroneus- und Tibialis- lähmung links, nach Schußver- letzung des Oberschenkels, seit fast 3 Jahren (§ 14 i)	rechts links	81° 81°		74°	81°?	$\frac{1}{2}$	92°	83°	
Mu., 24 J., Schwäche des rechten Armes und Fußes sowie des linken Facialis, nach Kopfschuß, s. 2 Jahr. 1038 Kla., 32 J., Arthritis chronica des linken Knies seit 2 $\frac{1}{2}$ Jahren	rechts links rechts	74° 78° 67°			60	$\frac{1}{4}$ $\frac{1}{4}$ $\frac{1}{4}$	88° 89° 81°		
	links	76°		70°			93°		
	rechts	77°		65°		$\frac{1}{4}$	92°		

Tabelle 22.

Höchst- und Mindestwerte des Fußwinkels bei Gang, Lauf und Sprung

(Text § 56, § 32. Das negative Vorzeichen des Fußwinkels ist fortgelassen.)

Figur, an welcher die Aus- messung geschah	Bewegung	Äußerste Werte				Ausschlag	
		aktiv bewirkt		passiv bewirkt		bei aktiver Anhebung	Gesamt- ausschlag
		Spitze gesenkt	Spitze gehoben	Spitze gesenkt	Spitze gehoben		
Figur 46, § 56	Gang (bequem, Wanderschritt)	79° (80°)	91°	79°	98°	12°	19°
Marey { S. 257 Fig. 191	Gang	74°	97°			23°	?
1894 { S. 140 „ 102	Lauf	62°	96°			34°	
S. 136 „ 98	Weitsprung	55°	105°			50°	
S. 151 „ 110	Hochsprung	51°	102°			51°	

Bemerkung. Die Werte der ersten Zeile stammen aus den Versuchen von O. FISCHER, dessen Versuchsperson Schuhe mit Absätzen trug welche den Fußwinkel nach meiner Schätzung um 3° oder mehr erhöhten (§ 58a), während Mareys Versuchspersonen anscheinend absatzloses Schuhwerk getragen haben. Um die äussersten Werte der ersten Zeile mit denen der anderen Zeilen vergleichbar zu machen, müßten wir sie daher vermutlich um wenigstens 3° erhöhen, also in der zweiten Säule statt 91° vielmehr 94° schreiben.

Tabelle 23.

Berechnungen zur Mechanik

Fußwinkel, Sohlenwinkel, Kniewinkel, Drehmoment der inneren Kräfte auf Grund der

Gegeben:	24	25	26	27	28	29
Beobachtungs-Phase des I. Versuches rechts Nr.						
„ Zeit seit Beginn des Schwingens (Teil V, 1904, S. 366, Tab. 3) in $\frac{1}{100}$ sec . . . t	- 3,8	0	+ 3,8	7,7	11,5	15,3
„ Winkel der Fußachse mit dem Lot (Teil III, 1901, S. 150, Tab. 2) . . φ_6	+ 1° 36'	- 14° 23'	- 23° 18'	- 21° 55'	- 13° 31'	- 1° 29'
Berechnet: Unser Sohlenwinkel = $-(\varphi_6 + 49^\circ)$ in Grad $-(\varphi_6 + 49^\circ)$	- 50,60	- 34,62	- 25,70	- 27,08	- 35,48	- 47,52
Gegeben: Winkel des oberen Fußgelenkes (Teil III, 1901, S. 166, Tab. 5) $\varphi_6 - \varphi_4$	40° 11'	33° 7'	32° 43'	34° 49'	37° 43'	41° 7'
Berechnet: Fußwinkel $\varphi_{//} = -(\varphi_6 - \varphi_4 \pm 47^\circ)$ in Grad $\varphi_{//}$	- 87,18	- 80,12	- 79,72	- 81,82	- 84,72	- 88,12
Gegeben: Kniewinkel $\varphi_1 = \varphi_2 - \varphi_4$ (Teil III, 1901, S. 166, Tab. 5) φ_1	+ 17° 15'	+ 30° 58'	+ 48° 16'	+ 56° 35'	+ 57° 58'	+ 54,51
Berechnet: derselbe Winkel in Grad φ_1	+ 17,25	+ 30,97	+ 48,27	+ 56,58	+ 57,97	+ 54,85
Gegeben: Winkel der Fußachse mit d. Lot in Bogenmaß (Teil V, 1904, S. 366, Tab. 3) φ_6	+ 0,028	- 0,251	- 0,407	- 0,383	- 0,236	0,225
Berechnet: Winkelunterschiede aufeinander folgender Phasen $\Delta \varphi_6$	- 0,279	- 0,156	+ 0,024	+ 0,147	+ 0,210	+ 0,239
„ Unterschiede der aufeinander folgenden Winkelunterschiede $\Delta^2 \varphi_6$	+ 0,123	+ 0,180	+ 0,123	+ 0,063	+ 0,029	
„ $\frac{k_6^2}{r_6} \Delta^2 \varphi_6 = \frac{(6,05)^2}{6,8} \Delta^2 \varphi_6 = 5,382 \Delta^2 \varphi_6$	+ 0,67	+ 0,97	+ 0,67	+ 0,34	+ 0,16	
„ $g(\Delta t)^2 \sin \varphi_6 = \frac{981}{(26,09)^2} \sin \varphi_6 = 1,44 \sin \varphi_6$	- 0,36	- 0,57	- 0,54	- 0,34	- 0,04	
Gegeben: Relat. wagen. Abstand d. Fußschwerpunktes (Teil IV, 1901, S. 522, Tab. 1) x_6	- 38,35	- 40,70	- 38,58	- 33,11	- 24,72	- 15,78
Berechnet: Längenunterschiede aufeinander folgender Phasen Δx_6	- 2,35	+ 2,12	+ 5,47	+ 8,39	+ 8,94	+ 10,72
„ Unterschiede der aufeinander folgenden Längenunterschiede $\Delta^2 x_6$	+ 4,47	+ 3,35	+ 2,92	+ 0,55	+ 1,78	
„ $\cos \varphi_6 \Delta^2 x_6$	+ 4,33	+ 3,08	+ 2,71	+ 0,54	+ 1,78	
Gegeben: Höhe des Fußschwerpunktes (Teil IV, 1901, S. 522, Tab. 1) z_6	10,53	13,23	16,46	16,89	15,54	13,35
Berechnet: Höhenunterschiede der aufeinander folgenden Phasen Δz_6	+ 2,70	+ 3,23	+ 0,43	- 1,35	- 2,19	- 2,45
„ Unterschiede der aufeinander folgenden Höhenunterschiede $\Delta^2 z_6$	+ 0,53	- 2,80	- 1,78	- 0,84	- 0,26	
„ $\sin \varphi_6 \Delta^2 z_6$	- 0,13	+ 1,11	+ 0,66	+ 0,20	+ 0,01	
„ $\frac{k^2}{r^2} \Delta^2 \varphi_6 + g(\Delta t)^2 \sin \varphi_6 + \cos \varphi_6 \Delta^2 x_6$						
„ + $\sin \varphi_6 \Delta^2 z_6 = \mathfrak{A}$	+ 4,51	+ 4,59	+ 3,50	+ 0,74	+ 1,91	
„ Drehmoment der inneren Kräfte D_{m6}						
„ = $\frac{G_3 r_6}{g(\Delta t)^2} \mathfrak{A} = \frac{1,4 \cdot 6,8 \cdot (26,09)^2}{981} \mathfrak{A}$						
„ = -6,6 \mathfrak{A} = Σm	- 29,8	- 30,3	- 23,1	- 4,9	- 12,6	

Tabelle 23.

des Fußes beim Gang I

Beobachtungen von O. FISCHER: Der Gang des Menschen Teil I bis VI. (Text § 58, Fig. 46.)

30	31	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
19,2	23,0	7,0	10,8	14,7	18,5	22,3	26,2	30,0	33,8	37,7	41,5
+ 12° 12'	+ 25° 56'	- 23° 11'	- 14° 46'	- 2° 12'	+ 11° 4'	+ 26° 13'	+ 39° 48'	+ 53° 6'	+ 65° 23'	+ 67° 31'	+ 61° 58'
- 61,20	- 74,93	- 25,82	- 34,23	- 46,80	- 60,07	- 75,22	- 88,80	- 102,10	- 114,38	- 116,52	- 110,97
43° 45'	44° 15'	33° 55'	37° 22'	40° 44'	42° 17'	43° 44'	42° 38'	40° 18'	39° 1'	39° 22'	42° 19'
- 90,75	- 91,25	- 80,92	- 84,37	- 87,73	- 89,28	- 90,73	- 89,63	- 87,30	- 86,02	- 86,37	- 89,32
+ 49° 20'	+ 40° 8'	+ 56° 46'	+ 59° 12'	+ 56° 45'	+ 50° 22'	+ 40,53'	+ 28° 57'	+ 13° 55'	+ 0° 13'	+ 0° 28'	+ 10° 40'
+ 49,33	+ 40,13	+ 56,77	+ 59,20	+ 56,75	+ 50,37	+ 40,88	+ 28,95	+ 13,92	+ 0,22°	- 0,47°	+ 10,67°
+ 0,213	+ 0,453	- 0,405	- 0,258	- 0,038	+ 0,193	+ 0,458	+ 0,695	+ 0,927	+ 1,141	+ 1,178	+ 1,082
	+ 0,240		+ 0,147	+ 0,220	+ 0,231	+ 0,265	+ 0,237	+ 0,232	+ 0,214	+ 0,037	- 0,096
+ 0,001			+ 0,073	+ 0,011	+ 0,034	- 0,028	- 0,005	- 0,018	- 0,177	- 0,133	
+ 0,01			+ 0,39	+ 0,06	+ 0,18	- 0,15	- 0,03	- 0,10	- 0,95	- 0,72	
+ 0,31			- 0,37	- 0,06	+ 0,28	+ 0,64	+ 0,92	+ 1,15	+ 1,31	+ 1,33	
- 5,06	+ 5,85	- 34,39	- 26,01	- 15,73	- 4,54	+ 7,60	+ 19,48	+ 30,10	+ 38,38	+ 40,43	+ 37,81
	+ 10,91		+ 8,38	+ 10,28	+ 11,19	+ 12,14	+ 11,88	+ 10,62	+ 8,28	+ 2,05	- 2,62
+ 0,19			+ 1,90	+ 0,91	+ 0,95	- 0,26	- 1,26	- 2,34	- 6,23	- 4,67	
+ 0,19			+ 1,84	+ 0,91	+ 0,93	- 0,23	- 0,97	- 1,40	- 2,60	- 1,79	
10,90	9,01	16,85	15,86	13,67	11,18	9,35	8,82	10,03	12,63	12,70	9,99
	- 1,89		- 0,99	- 2,19	- 2,49	- 1,83	- 0,53	+ 1,21	+ 2,60	+ 0,07	- 2,71
+ 0,56			- 1,20	- 0,30	+ 0,66	+ 1,30	+ 1,74	+ 1,39	- 2,53	- 2,78	
+ 0,12			+ 0,31	+ 0,01	+ 0,13	+ 0,57	+ 1,11	+ 1,11	- 2,30	- 2,57	
+ 0,63			+ 2,17	+ 0,92	+ 1,52	+ 0,83	+ 1,03	+ 0,76	- 4,54	- 3,75	
- 4,2			- 14,3	- 6,1	- 10,0	- 5,5	- 6,8	+ 5,0	+ 30,0	+ 24,8	

Tabelle 24.

Berechnungen zur Mechanik

Drehmomente und Innervationsgrad einiger Muskeln und Muskelgruppen. (Fort-

		25	26	27
Gegeben:	Beobachtungs-Phase des I. Versuchs rechts Nr.			
„	Zeit seit Beginn des Schwingens in $\frac{1}{100}$ sec t	0	+ 3,8	7,7
Berechnet:	Winkel $(\varphi_{//} - \Phi_{sol})$ = $\varphi_{//} + 80^\circ$	- 0,12	+ 0,28	- 1,82
„	Drehmoment des erschlafte[n] Soleus $\left(\frac{Q r E s}{L \varphi}\right)_{sol} (\varphi_{//} - \Phi_{sol})$ = $-1,667(\varphi_{//} + 80^\circ)$ = \dot{m}_{sol}	+ 0,20		+ 3 03
„	Winkel $(\varphi_{//} - \Phi_{gas})$ = $\varphi_{//} + 70^\circ$			
„	$\left(\frac{Q r_{//} E s_{//}}{L \varphi_{// gas}}\right) (\varphi_{//} - \Phi_{// gas}) = -0,427(\varphi_{//} - \Phi_{// gas})$. . . = \mathfrak{B}			
„	$\left(\frac{Q r_{//} E s_{//}}{L \varphi_{// gas}}\right) \varphi_{//} = -0,801 \varphi_{//}$ = \mathfrak{L}			
„	Drehmom. d. erschlafte[n] Gastrocnemius am Fuß = $\mathfrak{B} + \mathfrak{L} = m_{// gas}$			
„	Winkel $(\varphi_{//} - \Phi_{tia})$ = $\varphi_{//} + 93^\circ$	+ 12,88	- 13,28	+ 11,18
„	Drehmom. d. erschlafte[n] Fußspitzenheber $\left(\frac{Q r E s}{L \varphi}\right)_{heb} (\varphi_{//} - \Phi_{tia})$ = $-0,224(\varphi_{//} + 93^\circ)$ = \dot{m}_{heb}	- 2,88	- 2,97	- 2,50
Gegeben:	„ der inneren Kräfte gemäß Tabelle 23 Σm	- 29,8	- 30,3	- 23,1
Berechnet:	„ der tätigen Fußspitzenheber $m_{heb} = \Sigma m - \dot{m}_{sol} = m_{heb}$	- 30,0	- 30,3	- 26,1
„	„ der tätigen Fußspitzensenker $m_{senk} = \Sigma m - \dot{m}_{heb} = m_{senk}$			
„	$\left(\frac{K Q r s}{\alpha L \varphi}\right)_{heb} (\varphi_{//} - \Phi_{tia}) = -3,58(\varphi_{//} + 93^\circ)$ = \mathfrak{R}			
„	$\mathfrak{R} + (K Q r)_{heb} = -3,58(\varphi_{//} + 93^\circ) - 302$ = \mathfrak{C}			
„	Innervationgrad der Fußspitzenheber = $\frac{m_{heb}}{\mathfrak{C}}$ = i_{heb}			

Tabelle 24.

des Fußes beim Gang II

setzung der Berechnungen der vorhergehenden Tabelle. Text § 58, Fig. 46).

28	29	30	31	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
11,5	15,3	19,2	23,0	7,0	10,8	14,7	18,5	22,3	26,2	30,0	33,8	37,7	41,5
- 4,72	- 8,12	- 10,75	- 11,25	- 0,92	- 4,37	- 7,73	- 9,28	- 10,73	- 9,63	- 7,30	- 6,02	- 6,37	- 9,32
+ 7,87	+ 13,53	+ 17,92	+ 18,75	+ 1,53	+ 7,28	+ 12,88	+ 15,47	+ 17,88	+ 16,05	+ 12,17	+ 10,03	+ 10,61	+ 15,53
										- 17,30	- 16,02	- 16,37	- 19,32
										+ 7,38	+ 6,84	+ 6,99	+ 8,25
										- 11,15	- 0,18	+ 0,38	- 8,55
										- 3,77	+ 6,66	+ 7,37	- 0,30
+ 8,28	+ 4,88	+ 2,25	+ 1,75	+ 12,08	+ 8,63	+ 5,27	+ 3,72	+ 2,27	+ 3,37	+ 5,70	+ 6,98	+ 6,63	+ 3,68
- 1,85				- 2,71	- 1,93						- 1,56	- 1,48	- 0,82
- 4,9	- 12,6	- 4,2			- 14,3	- 6,1	- 10,0	- 5,5	- 6,8	+ 5,0	+ 30,0	+ 24,8	
- 12,8	- 26,1	- 22,1			- 21,6	- 19,0	- 25,5	- 23,4	- 22,9	- 17,2			
											+ 31,6	+ 26,3	
- 29,6	- 17,5	- 8,1	- 6,3	- 43,3	- 30,9	- 18,9	- 13,3	- 8,1	- 12,1	- 20,4			
- 332	- 320	- 310	- 308	- 345	333	- 321	- 315	- 310	- 314	- 322			
0,038	0,082	0,071			0,065	0,059	0,081	0,076	0,073	0,053			

Tabelle 25.

Gemeinsames Gebiet der Spannung oder Entspannung antagonistischer Muskeln.

(Vgl. Text § 24.)

Quelle	Gelenk und Muskeln	Gemessen			Berechnet			
		Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$	Entspannungswinkel Φ und Ψ		Unterschied der Entspannungswinkel = gemeinsames Gebiet der Spannung	Gemeinsames Gebiet der Spannung in Bruchteilen des Gesamtausschlags		
			bei Beugung— Streckung Φ, Φ^*	bei Seitwärts- bewegung Ψ, Ψ^*			Mittel	
Tab. 1	Handgelenk, Beugung—Streckung .	200°						
Tab. 4	{ Flexor carpi radialis .		- 8°	}	- 8,5°			
	{ Flexor carpi ulnaris .		- 9°					
Tab. 4	{ Extensor carpi radialis brevis		- 24°	}	- 23,5°	+ 15°	0,08	
	{ Extensor carpi radialis longus		- 23°					
Tab. 1	Handgelenk, Seitwärtsbewegung . .	60°						
Tab. 4	{ Abductor pollicis longus			+ 2	+ 2		0,03	
	{ Extensor carpi ulnaris (Oberes) Fußgelenk,			0				
Tab. 19 und 21 § 14h	{ Beugung—Streckung .	70°			+ 13		0,19	
	{ Tibialis anterior		- 93°					
Tab. 19 § 14c	{ Tendo Achillis		- 80°					
	{ (Unteres) Fußgelenk, Kantung							
Tab. 19 § 14c	{ Tibialis posterior . . .			0	0		0	
	{ Peroneus longus			0				
		Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ bzw. $L_a^* - L_i^*$	Längenänderung des Muskels b. Übergang von Normalstellung zur Entspannung zustärkst. gleichzeitig. Streckung aller Gelenke $\Delta L, \Delta L^*$ $\Delta L_a, \Delta L_i^*$	$\Delta L - \Delta L_a$ bzw. $\Delta L^* - \Delta L_i^*$	$\frac{\Delta L - \Delta L_a}{L_a - L_i}$ bzw. $\frac{\Delta L^* - \Delta L_i^*}{L_a^* - L_i^*}$	Gemeinsames Gebiet der Entspannung in Bruchteilen der Gesamtverkürzung (Summe der Werte links)		
Tab. 9 und 10	Hand- und Fingergelenke, Beugung—Streckung { Rechts	{ Flexor sublimis digiti III . . .	8,50	- 1,20	+ 3,39	- 4,59	- 0,54	0,13
		{ Extensor communis digiti III	7,81	+ 1,84	- 3,38	+ 5,22	+ 0,67	
Tab. 9 und 10	{ Links	{ Flexor sublimis digiti III . . .	8,62	- 0,48	+ 3,99	- 4,47	- 0,52	0,12
		{ Extensor communis digiti III	7,51	+ 1,28	- 3,54	+ 4,82	+ 0,64	
Tab. 19	{ Fuß- und Zehengelenke, Beugung—Streckung Flexor hallucis longus . Extensor hallucis longus	besitzen ein gemeinsames Gebiet der Entspannung geringen Umfangs						

Tabelle 26.
Relative Gesamtverkürzung und WEBERS Quotient
für verschiedene Muskeln (§ 30, 31, 60c).

		Gemessen von ED. WEBER (cm)			Berechn. Verhältniszahlen	
		Mittl. Faserlänge des ausgeschnitt. Muskels L	Äußerste Länge des Muskels L_a	Gesamtverkürzung im Skelett $L_a - L_i$	Relative Gesamtverkürzung $\frac{L_a - L_i}{L}$ Mittel	WEBERS Quotient $\frac{L_a - L_i}{L_a}$
Ellenbogen	Brachialis, längste Faser	11,7	13,3	6,6	0,56	0,50
	Brachialis, kürzeste Faser	3,3	4,4	2,1	0,64	0,45
	Brachioradialis, längste Faser	21,8	25,3	14,1	0,65	0,56
	Brachioradialis, kürzeste Faser	11,4	12,5	6,6	0,58	0,53
	Triceps brachii { längste Faser capita brevia { kürzeste Faser	7,8 3,7	10,5 4,6	4,2 2,3	0,54 0,62	0,40 0,50
Handgelenk	Flexor carpi radialis	5,3	5,8	3,5	0,66	0,60
	Flexor carpi ulnaris	4,6	7,6	4,4	0,96	0,58
	Palmaris longus	5,4	7,1	3,6	0,67	0,51
	Abductor pollicis longus	4,7	4,5	2,7	0,57	0,60
	Extens. carpi { oberste Faser radial. longus { unterste Faser	11,6 6,1	13,0 6,0	7,0 3,2	0,60 0,52	0,54 0,53
	Extensor carpi radialis brevis Extensor carpi ulnaris	6,2 4,1	7,15 5,7	3,2 2,7	0,52 0,66	0,45 0,47
Finger	Flexor digitorum sublimis	7,26	9,1	6,5	0,90	0,71
	Flexor digitorum profundus	6,74	10,4	6,0	0,89	0,58
	Extensor digitorum communis	6,05	6,45	5,1	0,84	0,79
Hüfte und Knie	Biceps femoris, caput longum	9,7	14,8	10,8	1,11	0,73
	Semimembranosus	8,0	10,4	9,3	1,16	0,89
	Semitendinosus	19,7	19,7	15,5	0,79	0,79
Knie u. Fußgelenk	Rectus femoris	7,3	11,3	6,8	0,93	0,60
	Gastrocnemius caput externum Gastrocnemius caput internum	5,45 5,45	7,57 7,17	4,77 4,35	0,87 0,80	0,63 0,61
	Gastrocnemius nach R. FICK ¹⁾	5,45		7,6	1,40	
Fußgelenk (Beugung)	Soleus	3,73	5,3	3,0	0,80	0,57
	Soleus (nach R. FICK 1911, S. 641)	3,73		4,9	1,31	
	Soleus (nach JANSEN 1916, Tab. 7)			5,0	1,34	
	Tibialis anterior	7,87	7,5	3,8	0,48	0,51
Fußgel. (Kantung)	Peroneus tertius	6,86	7,0	3,7	0,54	0,53
	Tibialis posterior	4,4	3,2	1,5	0,35	0,47
	Peroneus brevis Peroneus longus	5,0 4,94	4,1 4,7	1,7 2,1	0,34 0,43	0,41 0,45
Kiefergelenk	Masseter	2,8	4,3	2,0	0,71	0,47
	Temporalis	4,0	5,05	2,15	0,54	0,43
	Pterygoideus internus	1,95	3,05	1,3	0,67	0,43
Mittelfinger, lose gelenkig	Natürl. Länge (n. Tab. 14)			(nach Tab. 10)		
	Flexor sublimis digiti III sin.	6,41		8,62	1,34	
	Extensor communis digiti III sin.	4,96		7,51	1,51	

¹⁾ R. FICK, 1892, gibt die Gesamtverkürzung des Gastrocnemius durch Dorsal-Plantarflexion des Fußes zu 3,9, die durch Kantung des Fußes zu 1,08 cm an. Die durch die Kniebewegung bewirkte hat er nicht gemessen. Sie dürfte etwa $\frac{2}{3}$ der erstgenannten Verkürzung betragen. Denn der Gesamtausschlag des Kniegelenks ist etwa doppelt so groß wie der des oberen Sprunggelenks, der Hebel unseres Muskels am Knie dagegen dürfte nur etwa $\frac{1}{3}$ von jenem am Sprunggelenk messen (vgl. § 14 h und Tabelle 21). Danach schätze ich die Gesamtverkürzung des Muskels auf $3,9 + 1,08 + 3,9 \cdot \frac{2}{3} = 7,6$ cm. JANSEN gibt in seiner Tabelle 7 die Verkürzungsmöglichkeit des Musculus gastrocnemius, caput internum, zu 7,5 cm im Knie an. Ich vermute, daß im Fuß und im Knie gemeint ist und daß mithin eine Messung zu fast genau demselben Wert geführt hat wie die oben durchgeführte Berechnung auf Grund von R. FICKS Zahlen.

Tabelle 27.

Verschiedene Verfahren, um aus den nacheinander beobachteten
Durchgeführt an einer Beobachtungsreihe von O. FISCHER.

Gegeben FISCHER, Teil IV, 1901, S. 522, Tab. I und Teil V, 1904, S. 390, Tab. 12			Ermittelt								
Beobach- tungs- phase Nr.	Zeit seit Beginn des Schwin- gens t $\frac{1}{100}$ sec	Längen- abstand des Fuß- schwer- punkts x_6 cm	Rein objektives Verfahren			Geometrisch (sub- jektiv) von FISCHER (Teil V, 1904, S. 405) interpolierte Kurvenpunkte		Aus FISCHERS Kurvenpunkten algebraisch (objektiv) vom Verfasser entwickelt			
			Unter- schiede für $\Delta t = 0,0383$ sec	Unter- schiede- unter- schiede für $\Delta t = 0,01$ sec	Be- schlei- nung $\frac{\Delta^2 x_6}{(\Delta t)^2}$	Unter- schiede	Unter- schiede- unter- schiede	Geschwin- digkeit	Beschlei- nung		
										Δx_6 cm	$\Delta^2 x_6$ cm
t $\frac{1}{100}$ sec	x_6 cm	Δx_6 cm	$\Delta^2 x_6$ cm	$\frac{\Delta^2 x_6}{(\Delta t)^2}$	t $\frac{1}{100}$ sec	x_6 cm	Δx_6 cm	$\Delta^2 x_6$ cm	$\frac{\Delta x_6}{\Delta t}$	$\frac{\Delta^2 x_6}{(\Delta t)^2}$	
4	18,5	- 4,54				18	- 7,6				
						19	- 4,7	+ 2,9	+ 0,6	+ 290	+ 6000
						20	- 1,2	+ 3,5	- 0,5	+ 350	- 5000
			+ 12,14			21	+ 1,8	+ 3,0	+ 0,7	+ 300	+ 7000
5	22,3	+ 7,60		- 0,26	- 177	22	+ 5,5	+ 5,7	0,0	+ 370	0
						23	+ 9,2	+ 3,7	- 0,9	+ 370	- 9000
						24	+ 12,0	+ 2,8	+ 0,4	+ 280	+ 4000
			+ 11,88			25	+ 15,2	+ 3,2	+ 0,1	+ 320	- 1000
6	26,2	+ 19,48		- 1,26	- 858	26	+ 18,3	+ 3,1	+ 0,7	+ 310	+ 7000
						27	+ 22,1	+ 3,8	+ 0,7	+ 380	- 12000
						28	+ 24,7	+ 2,6	- 1,2	+ 260	+ 1000
			+ 10,62			29	+ 27,4	+ 2,7	+ 0,1	+ 270	0
7	30,0	+ 30,10		- 2,34	- 1594	30	+ 30,1	+ 2,7	0,0	+ 270	0
						31	+ 30,1	+ 2,2	- 0,5	+ 220	- 5000
						32	+ 32,3	+ 2,6	+ 0,4	+ 260	+ 4000
			+ 8,28			33	+ 34,9	+ 2,1	- 0,5	+ 210	- 5000
8	33,8	+ 38,38		- 6,23	- 4243	34	+ 37,0	+ 2,1	- 0,4	+ 210	- 4000
						35	+ 38,7	+ 1,7	- 0,5	+ 170	- 5000
						36	+ 39,9	+ 1,2	- 0,5	+ 120	- 5000
			+ 2,05			37	+ 40,6	+ 0,7	- 0,5	+ 70	- 5000
9	37,1	+ 40,43		- 4,67	- 3181	38	+ 40,8	+ 0,2	- 0,5	+ 20	- 5000
						39	+ 40,5	- 0,3	- 0,4	- 30	- 4000
						40	+ 39,8	- 0,7	+ 0,1	- 70	+ 1000
			- 2,62			41	+ 39,2	- 0,6	- 0,3	- 60	- 3000
10	41,5	+ 37,81		+ 0,07	+ 48	42	+ 38,3	- 0,9	- 0,3	- 90	
						43	+ 37,8	+ 0,4	+ 0,4		
						44					
			- 2,55			45					
11	45,3	+ 35,26				46					

Kurve der Figur 49

H

A

C

E

Tabelle 27.

Lagen eines Punktes seine Beschleunigung zu ermitteln.

Der Gang des Menschen, Teil I bis VI (Text § 59, Fig. 49).

Ermittelt						
Rein subjektives Verfahren FISCHERS. Aus FISCHERS Kurvenpunkten durch weitere geometrische (subjektive) Ent- wicklung von ihm erhalten		Subjektiv-objektives Verfahren des Verfassers				Zeit seit Beginn des Schwingens
Geschwindigkeit	Beschleunigung	Geometrisch (subjektiv) vom Verfasser interpolierte Kurvenpunkte	Aus den vom Verfasser interpolierten Kurven- punkten algebraisch (objektiv) entwickelt			
			Unterschiede	Unterschieds- unterschiede	Beschleunigung	
$\frac{\Delta x_6}{\Delta t}$	$\frac{\Delta^2 x_6}{(\Delta t)^2}$	x_6 cm	Δx_6 cm	$\Delta^2 x_6$ cm	$\frac{\Delta^2 x_6}{(\Delta t)^2}$	t $\frac{1}{100} \text{ sec}$
+289	+710	-6,13				18
+295	+520	-2,93	+3,20	-0,01	-100	19
+302	+330	+0,26	+3,19	-0,02	-200	20
+307	+170	+3,43	+3,17	-0,02	-200	21
+318	0	+6,58	+3,15	-0,03	-300	22
+312	-210	+9,70	+3,12	-0,04	-400	23
+311	-400	+12,78	+3,08	-0,04	-400	23
+307	-670	+15,81	+3,03	-0,05	-500	24
+302	-870	+18,79	+2,98	-0,05	-500	25
+293	-1100	+21,72	+2,93	-0,05	-500	26
+283	-1300	+24,60	+2,88	-0,05	-500	27
+267	-1550	+27,41	+2,81	-0,07	-700	28
+251	-1760	+30,12	+2,71	-0,10	-1000	29
+227	-2080	+32,69	+2,57	-0,14	-1400	30
+204	-2490	+35,05	+2,36	-0,21	-2100	31
+181	-2950	+37,06	+2,01	-0,35	-3500	32
+152	-3600	+38,61	+1,55	-0,46	-4600	33
+113	-5500	+39,70	+1,09	-0,46	-4600	34
+68	-8100	+40,34	+0,64	-0,45	-4500	35
0	-6000	+40,55	+0,21	-0,43	-4300	36
-70	-2500	+40,37	-0,18	-0,39	-3900	37
-75	0	+39,87	-0,50	-0,32	-3200	38
-67	+1450	+39,14	-0,73	-0,23	-2300	39
-54	+1530	+38,27	-0,87	-0,14	-1400	40
-52	+1200	+37,35	-0,92	-0,05	-500	41
(Teil V, 1904, S. 405)		+36,48	-0,87	+0,05	+500	42
		+35,76	-0,72	+0,15	+1500	43
		+35,29	-0,47	+0,25	+2500	44
-100	-3160	+35,17	-0,12	+0,35	+3500	45
(Teil IV, 1901, S. 522)						46
B	D	F			G	

Tabelle 28.

Zusammenstellung der mathematischen Bezeichnungen und der wichtigeren Formeln.

a) Abmessungen des Muskels:

- § 4 Veränderliche Länge der Muskelfaser l
- § 3 Natürliche Länge der Muskelfaser L (bzw. Faserlänge des ausgeschnittenen Muskels § 15, 20, 60b)
- § 3 Natürlicher Querschnitt des Muskels Q (bzw. physiologischer Querschnitt § 16, 20, 60b)
- § 2, 5 d Länge der Faser bei Normalstellung des Gelenks L_{no}
- § 5 h Längen bei Endstellung (Endlängen): äußere oder maximale L_a
innere oder minimale L_i
- § 5 h Gelenkwinkel bei Endstellung: äußerer Endstellungswinkel Φ_a
innerer Endstellungswinkel Φ_i
- § 5 h, § 27 d Gesamtverkürzung des Muskels $L_a - L_i$ (= verfügbare Verkürzungsstrecke § 37, 54). Freie Gesamtverkürzung $L_a - L_i$ (vgl. unten S. 311)
- § 2, 5 h, 15 Länge der Muskelfaser bei Mittelstellung L_m .
Es ist $L_m = \frac{1}{2}(L_a + L_i) = L_a - \frac{1}{2}(L_a - L_i)$
- § 5 h Gesamtausschlag des Gelenks $\Phi_a - \Phi_i$
- § 5 d Zusatzlänge Δl . Die Zusatzlänge für l ist diejenige Länge, welche der Länge bei Normalstellung zugelegt werden muß, damit sie gleich l wird: $L_{no} + \Delta l = l$, sie ist der Unterschied zwischen der Länge l und der Länge bei Normalstellung $\Delta l = l - L_{no}$
Entspannungslänge = Zusatzlänge für natürliche Länge = ΔL . Es ist $L_{no} + \Delta L = L$
Gleichungen: $l - L = \Delta l - \Delta L$, also $l = L + \Delta l - \Delta L$ und $L = l + \Delta L - \Delta l$
- § 5 d, h $l_1 - l_2 = \Delta l_1 - \Delta l_2$, z. B. $L_a - L_i = \Delta L_a - \Delta L_i$
- § 11 Für die schräge Muskelfaser gilt $\left\{ \begin{array}{l} \text{Fiederungswinkel } \zeta \\ \text{rechnungsmäßige natürliche Länge } L/\cos\zeta = \mathfrak{L} \\ \text{rechnungsmäßiger natürlicher Querschnitt } Q\cos\zeta = \mathfrak{Q} \end{array} \right.$
- § 4 c Schwindfähige Länge der Muskelfaser $l = (1 - \alpha)L$
- § 4 c Länge, bis zu welcher sich der kräftig innervierte Muskel verkürzt und bei welcher er aufhört, nach außen Zug auszuüben $(1 - \alpha)L$;
- § 4 d dieselbe Länge bei schwacher Innervation \check{L}
Der Zahlenwert von \check{L} wechselt mit der Innervationsstärke; für den Grenzwert $\check{i} = J$ ist $\check{L} = (1 - \alpha)L$, für den anderen Grenzwert $\check{i} = 0$ ist $\check{L} = L$
- § 3 Volumen des Muskels V
- § 3, 7 c Für das Urelement des Muskels (Querscheibchen der Muskelfibrille) gelten die Bezeichnungen L_U, Q_U, V_U
Anzahl der Urelemente im Muskel n , daher $V = nV_U$
Anzahl der hintereinander geschalteten Urelemente \mathfrak{n} , daher $L = \mathfrak{n}L_U$
Anzahl der nebeneinander geschalteten Urelemente ν , daher $Q = \nu Q_U$

b) Kraft des Muskels (allgemeine Muskelmechanik):

- § 4 c Kraft (Zug, Anspannung) des tätigen (innervierten) Muskels p , bei natürlicher Länge P , bei stärkster Innervation \bar{p}, \bar{P}
- § 4 d Kraft des Muskels bei schwacher Innervation \check{p}

- § 4 b Kraft (Zug, Spannung) des erschlafften (nicht innervierten) Muskels $\bar{p}, \overset{\circ}{p}, \overset{\circ\circ}{p}$ im ersten, zweiten, dritten Teilstück der Längen-Spannungskurve.
- § 4 c Spezifische Muskelkraft k , bei natürlicher Länge K , bei stärkster Innervation \bar{k}, \bar{K} . Absolute Muskelkraft = spezifische Muskelkraft bei natürlicher Länge und stärkster Innervation \bar{K}
Die spezifische Muskelkraft ist die Kraft der Querschnittseinheit: $k = p/Q, K = P/Q, \bar{K} = \bar{P}/Q$
- § 4 c Verhältnismäßige Innervationsstärke oder Innervationsgrad des Muskels i . Der Innervationsgrad ist das Verhältnis der ausgeübten Kraft zur möglichen Höchstkraft $i = p/\bar{p} = k/\bar{k} = K/\bar{K}$. Also ist der Höchstwert von $i = 1$
- § 4 b Elastizitätsmodul des erschlafften Muskels E, E', E''
- § 4 Konstante Faktoren (Koeffizienten) der Längen-Spannungsbeziehungen des Muskels α, β, γ . Längen-Spannungsgleichungen siehe unten
- § 7 c Arbeit des Muskels A

c) Wirksamkeit des Muskels im Skelett (Systemmechanik):

An die Gelenke gebundene Werte: wenn fürs Bein verwendet, gilt Stab 3 für das Kniegelenk, Stab 4 für das obere Sprunggelenk; wenn allgemeingültig verwendet, gilt Stab 1 für ein einfaches Scharniergelenk, Stab 1 + 3 + 4 + 5 oder 3 + 4 + 5 für eine Kette solcher Gelenke, Stab 1 + 2 für ein Doppelscharniergelenk

- § 5 e, m Veränderlicher Gelenkwinkel in Graden gemessen.
- § 5 g Derselbe in Bogenlänge gemessen
- § 5 e, 14 a Entspannungswinkel - Winkel bei natürlicher Länge
- § 5 e, 14 a Längenänderung (Weg) des Muskels am Gelenk . . .
- § 5 e, 14 a Spezifische Verlängerung (= negat. sp. Verkürzung)
- § 37 Hebel (Hebelarm) des Muskels am Gelenk
- § 5 c Hebel einer äußeren Kraft am Gelenk
- § 49 Drehmoment des Muskels am Gelenk
- § 5 b, 10 Drehmoment bei natürlicher Länge des Muskels . . .
- § 5 b, 10 Drehmoment bei stärkster Innervation
- § 10 h Drehmoment bei schwacher Innervation
- § 10 Drehmom. bei erschlafftem (nicht innerv.) Muskel im 1. Teilstück d. Winkel-
im 2. Teilstück } Moment-
im 3. Teilstück } Kurve

wenn für die Hand und die vier Finger verwendet, gilt					
Stab 1	2	3	4	5	
für das Handgel.	Seit- wärtsbe- wegung	für Fingergelenke (bloß Beugung und Streckung)		Articulatio interphalangealis	
Strek- kung (Flexion und Ex- tension)	(radiale und ulnare Ab- duktion)	metacarpo- phalangea- lis = Grund- gelenk	Articulatio interphalangealis	prima = Mittel- gelenk	secunda = End- gelenk
φ	ψ	$\varphi,$	φ''	φ'''	
$\hat{\varphi}$		$\hat{\varphi},$	$\hat{\varphi}''$	$\hat{\varphi}'''$	
$\Phi, \hat{\Phi}$	Ψ	$\Phi,$	Φ''	Φ'''	
s	s	$s,$	s''	s'''	
$\frac{s}{\dots}$	$\frac{s}{\dots}$	$\frac{s}{\dots},$	$\frac{s}{\dots}''$	$\frac{s}{\dots}'''$	
φ	ψ	$\varphi,$	φ''	φ'''	
r	r	$r,$	r''	r'''	
R		$R,$	R''	R'''	
m	m	$m,$	m''	m'''	
M	\mathfrak{M}	$M,$	M''	M'''	
\bar{m}, \bar{M}					
\check{m}					
\dot{m}, \dot{M} \ddot{m}, \ddot{M} $\overset{\circ}{m}, \overset{\circ}{M}$	$\dot{m}, \dot{\mathfrak{M}}$	$\dot{m},$	\dot{m}''	\dot{m}'''	

- § 7 b Relative natürliche Länge $L/\frac{s}{\varphi} = A =$ natürlicher Ausschlag.
- § 14 a Zusammengehörige und sich gegenseitig bedingende Spannungswinkel eines mehrgelenkigen Muskels $\check{\varphi}, \check{\varphi}_{II}, \check{\varphi}_{III}$
- § 10 h Winkel bei Länge \check{L} des schwach innervierten Muskels $\check{\Phi}$
- (§ 10 g Verschiebungswinkel)
- § 5 g Gleichungen zwischen den Winkeln verschiedener Messungsart $\hat{\varphi} = \frac{\pi}{180} \varphi$
- § 5 g Gleichungen zw. Hebel u. spez. Verlängerung $\frac{s}{\varphi} = -\frac{\pi}{180} r, \frac{s}{\hat{\varphi}} = -r$
- § 5 e Gleichungen zwischen Entspannungslänge und Spannungswinkel
- $$\Delta L = \Phi \frac{s}{\varphi} = \Psi \frac{s}{\psi} = \Phi, \frac{s_i}{\varphi_i} = \Phi_{II} \frac{s_{II}}{\varphi_{II}} = \Phi_{III} \frac{s_{III}}{\varphi_{III}}$$
- § 5 g $\Delta L = -r \hat{\Phi}$ usf.
- § 5 e Gleichungen des eingelenkigen Muskels am einfachen Scharniergelenk
- $$\Delta l = \varphi \frac{s}{\varphi}, \quad l = L + \Delta l - \Delta L = L + (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi}$$
- § 5 h $\Delta l = -r \hat{\varphi}, \quad l = L + r(\hat{\Phi} - \hat{\varphi})$
- $$\Delta L_a = \Phi_a \frac{s}{\varphi}, \quad \Delta L_i = \Phi_i \frac{s}{\varphi}$$
- § 5 e Gleichungen des mehrgelenkigen Muskels an einer Kette einfacher Scharniergelenke $\Delta l = \varphi \frac{s}{\varphi} + \varphi_i \frac{s_i}{\varphi_i} + \varphi_{II} \frac{s_{II}}{\varphi_{II}} + \varphi_{III} \frac{s_{III}}{\varphi_{III}},$
- $$l = L + (\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi} + \varphi_i \frac{s_i}{\varphi_i} + \varphi_{II} \frac{s_{II}}{\varphi_{II}} + \varphi_{III} \frac{s_{III}}{\varphi_{III}}$$
- $$= L + \varphi \frac{s}{\varphi} + (\varphi_i - \Phi_i) \frac{s_i}{\varphi_i} + \varphi_{II} \frac{s_{II}}{\varphi_{II}} + \varphi_{III} \frac{s_{III}}{\varphi_{III}} \text{ usf.}$$
- § 5 g $\Delta l = -r \hat{\varphi} - r_i \hat{\varphi}_i - r_{II} \hat{\varphi}_{II} - r_{III} \hat{\varphi}_{III}$
- $$l = L - \Delta L - r \hat{\varphi} - r_i \hat{\varphi}_i - r_{II} \hat{\varphi}_{II} - r_{III} \hat{\varphi}_{III}$$
- $$= L + r(\hat{\Phi} - \hat{\varphi}) - r_i \hat{\varphi}_i - r_{II} \hat{\varphi}_{II} - r_{III} \hat{\varphi}_{III}$$
- $$= L - r \hat{\varphi} + r_i(\hat{\Phi}_i - \hat{\varphi}_i) - r_{II} \hat{\varphi}_{II} - r_{III} \hat{\varphi}_{III} \text{ usf.}$$
- § 5 e Gleichungen des eingelenkigen Muskels am Doppelscharniergelenk (bei kleinen Winkeln) $\Delta l = \varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi}, \quad l = L - \Delta L + \varphi \frac{s}{\varphi} + \psi \frac{s}{\psi}$
- § 5 b, e Gleichungen der Drehmomente $m = p r = k Q r, \quad \mathfrak{m} = p r = k Q r, \quad M = P r = K Q r = i \bar{K} Q r, \quad \bar{M} = \bar{P} r = \bar{K} Q r, \quad \mathfrak{M} = K Q r$

§ 4, 10 Allgemeine Gleichungen zwischen den veränderlichen Größen (Zustandsmerkmalen) des Muskels

für die Längen-Spannungsbeziehungen		für die Winkel-Momentenbeziehungen des eingelenk. Muskels am einf. Scharniergelenk
des erschlafften Muskels im ersten Teilstück		
$\left\{ \dot{p} = \frac{Q}{L}(l-L)E \right.$	$\left. \dot{m} = \frac{Qr}{L}(l-L)E \right.$	$= QrE(\varphi - \Phi) \frac{s}{\varphi} / L$ $= Qr^2E(\bar{\Phi} - \bar{\varphi}) / L$
des tätigen (kräftig innervierten) Muskels		
$\left\{ p = i\bar{K}Q \left(1 + \frac{l-L}{\alpha L} \right) \right.$	$\left. m = i\bar{K}Qr \left(1 + \frac{l-L}{\alpha L} \right) \right.$	$= i\bar{K}Qr \left(1 + \frac{\varphi - \Phi}{\alpha} \frac{s}{\varphi} / L \right)$ $= i\bar{K}Qr \left(1 + \frac{r}{\alpha L} (\bar{\Phi} - \bar{\varphi}) \right)$

Durch Einsetzen der für l geltenden Werte in vorstehende Formeln ergeben sich spezielle Gleichungen für den mehrgelenkigen Muskel und für den eingelenkigen Muskel am Doppelscharniergelenk, z. B.:

§ 10d Winkel-Momentengleichungen des mehrgelenkigen Muskels an einer Kette einfacher Scharniergelenke:

$$\left\{ \begin{aligned} \dot{m}_i &= r_i \frac{QE}{L} \left((\varphi_i - \Phi_i) \frac{s_i}{\varphi_i} + \varphi_{ii} \frac{s_{ii}}{\varphi_{ii}} + \varphi_{iii} \frac{s_{iii}}{\varphi_{iii}} \right) \\ &= r_i \frac{QE}{L} \left(\varphi_i \frac{s_i}{\varphi_i} + (\varphi_{ii} - \Phi_{ii}) \frac{s_{ii}}{\varphi_{ii}} + \varphi_{iii} \frac{s_{iii}}{\varphi_{iii}} \right) \\ &= r_i \frac{QE}{L} \left(\varphi_i \frac{s_i}{\varphi_i} + \varphi_{ii} \frac{s_{ii}}{\varphi_{ii}} + (\varphi_{iii} - \Phi_{iii}) \frac{s_{iii}}{\varphi_{iii}} \right), \\ \dot{m}_{ii} &= r_{ii} \frac{QE}{L} \left((\varphi_{ii} - \Phi_{ii}) \frac{s_{ii}}{\varphi_{ii}} + \varphi_{iii} \frac{s_{iii}}{\varphi_{iii}} \right) = \text{usf.}, \\ \dot{m}_{iii} &= r_{iii} \frac{QE}{L} \left((\varphi_{iii} - \Phi_{iii}) \frac{s_{iii}}{\varphi_{iii}} \right) = \text{usf.} \\ m_i &= r_i \frac{i\bar{K}}{\alpha L} \left(\alpha L + (\varphi_i - \Phi_i) \frac{s_i}{\varphi_i} + \varphi_{ii} \frac{s_{ii}}{\varphi_{ii}} + \varphi_{iii} \right) = \text{usf.} \end{aligned} \right.$$

d) Zusammenwirken mehrerer Muskeln (Komplexmechanik):

§ 4c, 5h, 22e (Aktive) Freie Gesamtverkürzung $L_a - L_i \approx \frac{\alpha + \gamma - 1}{L}$

§ 27d Relative freie Gesamtverkürzung $\frac{L_a - L_i}{L} \approx \alpha + \gamma - 1 \approx 1,35$

		bei beiderseitig muskulärer Hemmung vollständige Formel $\frac{L_a - L_i}{L} \approx (\gamma - 1) \left(1 - \frac{\Lambda^*}{\Lambda} \right) + \left(\frac{\Phi - \Phi^*}{\Lambda} \right)$
§ 27, 28	(Passive) Relative Gesamtverkürzung $\frac{L_a - L_i}{L} = \frac{\Phi_a - \Phi_i}{\Lambda}$	bei beiderseitig muskulärer Hemmung vereinfachte Formel $\frac{L_a - L_i}{L} \approx 2(\gamma - 1) \approx 1,2$
§ 27		bei einseitiger Arretierung im Entspannungswinkel (Hauptarbeitsstellung) vereinfachte Formel $\frac{L_a - L_i}{L} \approx \gamma - 1 \approx 0,6$
§ 28	Passiver Gesamtausschlag $\Phi_a - \Phi_i$	bei beiderseitig muskulärer Hemmung vollständige Formel $\Phi_a - \Phi_i \approx (\gamma - 1)(\Lambda - \Lambda^*) + \Phi - \Phi^*$ bei beiderseitig muskulärer Hemmung vereinfachte Formel $\Phi_a - \Phi_i \approx 2(\gamma - 1)\Lambda \approx 1,2\Lambda$ bei beiderseitiger Arretierung vereinfachte Formel $\Phi_a - \Phi_i = \alpha \left(2 - \frac{M_i}{M} - \frac{M_i^*}{M^*} \right) \Lambda$, mithin $\frac{M_i}{M} + \frac{M_i^*}{M^*} = 2 - \frac{\Phi_a - \Phi_i}{\alpha \Lambda}$
§ 28	Drehmoment bei innerer Endstellung M_i : Werte des Gegenmuskels L^*, s^*, Φ^*, M_i^*	
§ 10 i	Drehmomente verschiedener Muskeln bei gleicher Innervationsstärke $\hat{m}_a, \hat{m}_b, \hat{m}_c; \hat{M}_a, \hat{M}_b, \hat{M}_c; \hat{\mathfrak{M}}_a, \hat{\mathfrak{M}}_b, \hat{\mathfrak{M}}_c$	
§ 46 c	Gleichung des statischen Gleichgewichts $\sum m = 0$ bzw. $\sum \mathfrak{m} = 0$	
§ 23, 44	Gleichungen der Ruhelage $\sum \hat{m} = 0$ und $\sum \hat{\mathfrak{m}} = 0$	
§ 49	Bedingungen des statischen Gleichgewichts, wenn an mehreren Gelenken dieselbe äußere Kraft mit verschiedenen Hebeln R angreift	$\frac{\sum m_i}{\sum m} = \frac{R_i}{R}, \frac{\sum m_{ii}}{\sum m} = \frac{R_{ii}}{R}, \frac{\sum m_{iii}}{\sum m} = \frac{R_{iii}}{R}$
e)	Die Konstanten des Muskels:	
§ 4	Die generellen (für alle Muskeln gültigen) Konstanten sind $\bar{K}, E, E', E'', \alpha, \beta, \gamma$	
§ 5 k	Die individuellen Konstanten eines Muskels sind $L, Q, \Delta L, L_a$ und $L_i, r, \mathfrak{r}, r_i, r_{ii}, r_{iii}$ (bzw. $\frac{\mathfrak{L}}{\mathfrak{F}}$ usw.), ζ	
§ 7 d, h	Kombinierte individuelle Konstanten, zugleich Maßstäbe für die Güte der muskulären Versorgung (kombinierte maßgebende Konstanten)	Querschnitt-Längenprodukt $QL = V$ Volumen
§ 7 d, h, 10 a		Querschnitt-Hebelprodukt Qr
§ 7 b, h, 10 a		Relative natürliche Länge $L/\frac{\mathfrak{L}}{\mathfrak{F}} = \Lambda =$ natürlicher Ausschlag, d. i. Ausschlag des Gelenks bei Verlängerung des Muskels um die nat. Länge
§ 7 g, h, 27		Birelative natürliche Länge $\frac{L}{\frac{\mathfrak{L}}{\mathfrak{F}}(\Phi_a - \Phi_i)} = \frac{\Lambda}{\Phi_a - \Phi_i} =$ natürliches Ausschlagsverhältnis (= reziproke relative Gesamtverkürzung, vgl. Abschnitt d)
§ 5 e, 7 h, 10 a		Relative Entspannungslänge $\Delta L/\frac{\mathfrak{L}}{\mathfrak{F}} = \Phi$ Entspannungswinkel
§ 4 a, 10 a	Die veränderlichen Größen (Zustandsmerkmale) des Muskels sind l, p, i . Statt l kann \bar{l} oder φ , statt p kann m , statt i kann k zur Kennzeichnung des Zustandes verwendet werden	

Tabelle 29 = Tabelle A, Seite 131,

Tabelle 30 = Tabelle B, Seite 171.

Klinisch-technische Hälfte.

Die schlaffen Lähmungen von Hand und Fuß und die Lähmungsprothesen.

§ 61. Einleitung.

Wir haben in der ersten (physiologischen) Hälfte dieses Werkes bereits in einem kurzen Überblick die Erscheinungen kennengelernt, welche durch die Verletzung peripherer motorischer Nerven und die nachfolgende Lähmung der von ihnen versorgten Muskeln zustande kommen, und gesehen, wie dadurch die Mechanik der betreffenden Glieder sich verändert (§ 33 ff.). Die neben den motorischen Störungen einhergehenden Änderungen der Sensibilität, der Ernährung, des elektrischen Verhaltens blieben und bleiben für uns außer Betracht, nur die Bewegungsfähigkeit der gelähmten Glieder interessiert uns, da nur sie für unsern praktischen Endzweck: dem Gelähmten durch eine Lähmungsprothese zu helfen, von Wichtigkeit ist.

Die unmittelbare und sofortige Folge der Nervenverletzung, sahen wir, ist die Unfähigkeit, diejenigen Gelenkbewegungen aktiv auszuführen, welche früher von den gelähmten Muskeln besorgt wurden. Bei den uns aus praktischen Gründen vorzugsweise interessierenden Gliedern: Vorderarm, Hand und Finger sowie Unterschenkel und Fuß, betrifft der Ausfall meist entweder die Streckung oder die Beugung der Gelenke. So hebt die Lähmung des Nervus radialis gleichzeitig die Streckfähigkeit des Vorderarms, der Hand und der Finger auf, die des Nervus peroneus die entsprechenden Fähigkeiten des Fußes und der Zehen. Zu dieser primären Änderung gesellen sich eine Reihe sekundärer Folgeerscheinungen. Zunächst die Änderung der Ruhelage, d. h. der von dem nicht arbeitenden Glied eingenommenen Stellung. Daran anschließend kommt es zu einem Ausfall auch passiver Bewegungsmöglichkeiten, indem die nicht mehr benutzten Stellungen des Gelenks unbegehrbar werden und die Glieder in den pathologischen Stellungen, die sie jetzt einzunehmen pflegen, fixiert werden, ein Vorgang, dessen einzelne Phasen wir als Steifigkeit, Kontraktur, Ankylose bezeichnen. Drittens bilden sich bei dem Patienten Fähigkeiten aus, vermöge deren er den Ausfall an aktiver Motilität teilweise ausgleicht; wir sprechen dann von Ersatzbewegungen und Hilfsbewegungen.

Dementsprechend gliedert sich die nunmehr ins Auge zu fassende Aufgabe des Arztes, soweit sie durch Apparate geleistet wird, gleichfalls in drei Teile: Verbesserung der Haltung des Gliedes und Herstellung einer normalen an Stelle der pathologischen Ruhelage, ferner Verbesserung der Beweglichkeit durch sozusagen künstliche Schaffung weiterer Ersatzbewegungsmöglichkeiten, endlich Beseitigung der Kontraktur. Apparate,

welche die beiden erstgenannten Zwecke verfolgen, d. h. Haltung und Beweglichkeit des Gliedes unmittelbar verbessern, bezeichnen wir als Lähmungsprothesen (Stützen). Die Apparate zur Bekämpfung der Kontrakturen unterscheiden sich von diesen dadurch, daß sie gewaltsame Einwirkungen auf das Glied auszuüben bestrebt sind. Ihr Bau ist daher ein wesentlich verschiedener, sie werden nicht als Prothesen im engeren Sinn bezeichnet und von uns daher auch nur beiläufig besprochen; das eigentliche Thema unsrer Arbeit sind die Lähmungsprothesen für Hand und Fuß.

Wir ordnen unsre Überlegungen so an, daß wir zunächst in einem allgemeinen Teil die für unsre sämtlichen Prothesen gültigen Gesichtspunkte untersuchen. Dabei betrachten wir sie zunächst vom Standpunkt des Arztes und suchen Klarheit darüber zu erlangen, was die Prothese zu leisten vermag und welches die Grenzen der durch sie ermöglichten Hilfe sind, welches die Nachteile, die wir bei ihrer Anwendung mit in den Kauf nehmen müssen, und welche Anforderungen wir demnach an eine richtige Prothese stellen dürfen und sollen, und endlich, wie wir unter verschiedenen zur Verfügung stehenden Apparaten den im einzelnen Fall passendsten auswählen. Sodann untersuchen wir vom Standpunkt des Technikers aus, wie wir die Apparate zu bauen haben, um den ärztlichen Anforderungen möglichst weitgehend Genüge zu tun. Im speziellen Teil besprechen wir dann die für die einzelnen Lähmungsarten in Betracht kommenden Prothesen eigener und fremder Konstruktion. Vorher aber machen wir uns jedesmal in einer klinischen Untersuchung mit der Motilität der betreffenden Lähmung vertraut, da nur auf Grund ihrer genauen Kenntnis eine rationelle Konstruktion, Beurteilung und Auswahl der Prothesen möglich ist.

Unsre jetzigen klinischen und praktisch technischen Überlegungen bauen sich auf den theoretischen Untersuchungen der ersten Hälfte dieses Werkes auf, insofern als dort die Beweise für die hier zugrunde gelegten Annahmen anatomisch-physiologischer Art zu finden sind. Daher die häufigen Rückverweisungen auf diese erste Hälfte. Der Leser jedoch, der für diese theoretischen Grundlagen kein Interesse hat und sie auf Treu und Glauben anzunehmen gewillt ist, kann diese Verweisungen unbeachtet lassen. Zum Verständnis dieser zweiten Hälfte ist das vorherige Studium der ersten Hälfte nicht erforderlich.

In die mit der Unterschrift Werkstattzeichnung versehenen Figuren braucht sich nur derjenige zu vertiefen, der die betreffenden Apparate herstellen will, zum Verständnis des Textes sind sie nicht von nöten. Ich habe mich bemüht, auf diesen Zeichnungen alle Einzelheiten der Apparate so ausführlich darzustellen, daß jeder tüchtige Facharbeiter sie danach ohne weiteres herstellen kann.

Möglichst zweckmäßige Bemessung aller Teile einer Prothese und insbesondere ihrer Federung ist bloß auf Grund mathematischer Überlegungen möglich; mittels solcher wird die Theorie der Federberechnung im allgemeinen Teil entwickelt. Das Ergebnis ist in den Formeln der Tabellen 32 und 33, Seite 431 ff. zusammengestellt, und auf diese sei daher vor allen derjenige Leser hingewiesen, der für die rechnerische Ableitung der einzelnen Formeln kein Interesse hat.

Allgemeiner Teil.

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Arztes betrachtet.

§ 62. Die durch die Prothese dem Gelähmten zu leistende Hilfe und die Schranken derselben.

Die Prothese, sagten wir, soll Haltung und Beweglichkeit der gelähmten Glieder verbessern. Die Haltung zu bessern ist im allgemeinen nicht schwer. Wir bringen das Glied aus der unnatürlichen Stellung, welche es, sich selber überlassen, einnimmt, in eine normale, was ja, wenn Kontrakturen fehlen, keine Schwierigkeit hat, und halten es in dieser fest, indem wir einen entsprechenden Apparat anlegen. Dieser wird stets verhältnismäßig einfach sein können; die fixierenden Verbände der Chirurgen dienen uns dabei als Vorbild. Was haben wir damit dem Patienten geleistet? Zunächst beugen wir einer infolge der dauernden gleichen Haltung vielleicht drohenden Kontraktur vor, ebenso wie einer Überstreckung der gelähmten Muskeln, welche die spätere, durch eine etwaige Regeneration des Nerven ermöglichte Funktion beeinträchtigen könnte (SPITZY, KÖHLER). Sodann beseitigen wir die mit einer extremen Stellung gelegentlich verknüpften Schmerzen. Drittens erfüllen wir eine ästhetische und soziale Indikation, weil die extreme Stellung dadurch für den Patienten peinlich werden kann, daß sie den Mitmenschen als unschön und krankhaft auffällt. Man denke beispielsweise an den hängenden Fuß des Peroneusgelähmten. Endlich viertens ist die Leistung des Gliedes, soweit sie noch vorhanden ist, durch die extreme Stellung beeinträchtigt und wird durch eine bessere Stellung möglicherweise gebessert; man denke an den Radialisgelähmten, dessen Faustschluß durch Anheben der hängenden Hand an Kraft gewinnt. Die so gewonnene Leistung ist freilich im Vergleich zur normalen recht gering.

Machen wir, um hierüber urteilen zu können, uns klar, was der Gesunde vermag. Er kann seine Glieder in jedem Gelenk in jeder gewünschten Stellung mit jedem gewünschten Grad von Kraft feststellen und dieselben aus jeder bisherigen Stellung in jede gewünschte neue Stellung mit jeder gewünschten Geschwindigkeit und, wenn nötig, unter Überwindung jedes sich entgegenstellenden Widerstandes überführen, und zwar alles dieses jederzeit und sofort, wiewohl natürlich innerhalb gewisser Grenzen der Kraft, der Geschwindigkeit und des Widerstandes. Demgegenüber beschränkt sich die Leistung unsres Patienten mit der haltungsverbessern-

den Prothese auf Festhaltung des Gliedes in einer bestimmten Stellung mit jeder gewünschten Kraft. Diese Leistung steht also sehr weit hinter der des Gesunden zurück und, was bedenklicher ist, sogar hinter dem, was der Patient ohne Prothese vermag. Denn der Apparat nimmt ihm, wie leicht einzusehen, Bewegungen weg, welche er, wenn auch vielleicht nur in Form der früher geschilderten Ersatzbewegungen, noch besaß.

Wir können nun, statt des starren Apparates, mit welchem wir das Glied in der Haltung der Wahl fixiert hatten, einen beweglichen Apparat anlegen. Damit wenden wir uns der zweiten vorhin gestellten Aufgabe zu, der Verbesserung der Beweglichkeit des gelähmten Gliedes. Wir verfahren dabei so, daß wir mittels unsres Apparates an Stelle des gelähmten Muskels den elastischen Zug einer Feder einführen. Angenommen, ein Streckmuskel sei gelähmt, so lassen wir statt seiner eine Feder das Glied strecken. Wenn nun aber der Patient den noch funktionstüchtigen Beugemuskel innerviert, so überwindet dieser den entsprechend abgepaßten Zug der Feder mehr oder weniger vollkommen und bewirkt also mehr oder weniger weitgehende Beugung; beim Nachlassen der Innervation aber streckt die Feder das Gelenk wieder, und zwar vollkommen, wenn der Antagonist völlig erschlafft ist, teilweise, wenn er noch eine gewisse Spannung festhält. In der Zugkraft unsres Apparates gewinnen wir also eine Art von künstlichem Muskel, welcher den verlorengegangenen ersetzt. Der Patient vermag jetzt jede Gelenkstellung sofort herzustellen und festzuhalten. Allerdings jede jeweils nur mit einer ganz bestimmten Kraft, denn eine bestimmte Gelenkstellung ist mit einer bestimmten Haltung des beweglichen Apparates, und diese mit einer bestimmten Spannung und Zugkraft der Feder ein für allemal verknüpft. Wir haben mithin einen erheblich größeren Leistungsumkreis als vorhin, aber doch noch einen im Vergleich zum normalen stark eingeschränkten.

Weitere Funktionsmöglichkeiten können wir dadurch gewinnen, daß wir unsern Apparat verstellbar einrichten, so daß etwa der starre Apparat das Glied nicht nur in einer, sondern in verschiedenen Stellungen festzuhalten vermag, der elastische Apparat durch Abschwächung oder Verstärkung der Federspannung mit verschiedner Kraft anzieht.

Aber freilich, um diese Umstellung des Apparates zu bewirken, wird der Patient wohl oder übel ein andres Glied, etwa die gesunde Hand, zur Hilfeleistung heranziehen müssen. Die so hinzugewonnenen Funktionen stehen also dem Eigner nicht wie seine normalen Gliedbewegungen sofort und unmittelbar zu Gebote.

Endlich können wir noch versuchen, starre und elastische Hilfen zu einem einzigen Apparat zu kombinieren, indem wir etwa dem beweglichen Apparat eine Feststellvorrichtung beigeben, welche ihn in einen starren verwandelt. Zur Bedienung dieser Vorrichtung wird wieder die gesunde Hand in Anspruch genommen werden müssen.

Je mehr der Apparat leisten soll, um so komplizierter wird er, und dadurch kommen wir bald an eine technische Grenze. Aber selbst wenn uns dieses nicht behinderte, würden wir im günstigsten Fall dem Patienten

zwar jede Art der Feststellung und der Bewegung, niemals aber die Unmittelbarkeit aller dieser Fähigkeiten wiederzugeben vermögen. Wir müssen also von vornherein dem Ideal der vollen Wiederherstellung der Funktion entsagen und uns andererseits in jedem Fall der oft schwierigen Aufgabe unterziehen, auszuwählen zwischen den Funktionen, welche wir wiederherstellen wollen und denen, welche wir opfern.

Dazu kommt ein Weiteres. Das einzelne Gelenk wird meist von vielen Muskeln gemeinsam versorgt, und von diesen pflegen bei einer Lähmung mehrere gleichzeitig auszufallen. Die Lähmung des Nervus radialis beispielsweise setzt von den sieben eigentlichen Handgelenksbewegern vier außer Tätigkeit, Lähmung des Nervus peroneus fünf von den das Fußgelenk überspannenden Muskeln. Man könnte nun versuchen, jeden einzelnen der fehlenden Muskeln durch eine entsprechende Apparatur zu ersetzen. In der Tat hat DUCHENNE dies als das Prinzip der Orthopédie physiologique aufgestellt und in seinen Prothèses musculaires physiologiques Muskel für Muskel durch einen elastischen Zug zu ersetzen gesucht und dementsprechend beispielsweise bei Fußlähmungen gleichzeitig eine Mehrzahl von solchen Zügen vom Unterschenkel nach dem Fuß geführt (Fig. 214, S. 589). Daß wir dadurch zu recht komplizierten Apparatenkombinationen gelangen, ist ein Nachteil, der ohne weiteres zutage liegt. Wichtiger aber ist, daß eine solche Anordnung, wenn auch vielleicht anatomisch korrekt, doch mechanisch verkehrt ist. Denn die Wirkung einer Mehrzahl von Zugkräften, welche wir am gleichen Gelenk angreifen lassen, summiert sich nach bekannten physikalischen Gesetzen zu einer resultierenden oder Gesamtkraft, und diese Kraft können wir ebenso gut, nur viel einfacher dadurch herstellen, daß wir einen einzigen Zug von entsprechend vermehrter Stärke und passender Richtung anbringen. Eine Mehrzahl von Zügen anzuordnen hätte nur dann einen Sinn, wenn wir gleichzeitig Einrichtungen träfen, vermöge deren der Patient bald den einen, bald den andern Zug ausschalten oder doch dessen Stärke beliebig verändern könnte, so wie es der Gesunde bei seinen Muskeln vermag. Eine solche Einrichtung aber würde so schwierige Konstruktionen erfordern, daß ihre Verwirklichung bisher noch niemals versucht wurde und auch künftig ausgeschlossen erscheint.

Ersetzen wir aber die vielen Muskeln, über welche der Patient früher gebot, jetzt durch einen einzigen, so bedeutet dies abermals, daß wir in einem wichtigen Punkt darauf verzichten, ihm das Verlorene vollkommen wiederzugeben. Die Leistungen unsres einen künstlichen Muskels stehen also sowohl an Mannigfaltigkeit wie an Unmittelbarkeit der Funktion hinter denen des einzelnen natürlichen Muskels und erst recht hinter denen einer Mehrzahl von solchen zurück.

Der Gedanke, den gelähmten Muskel durch einen elastischen Zug zu ersetzen, scheint zuerst von dem Bandagisten DELACROIX verwirklicht worden zu sein. Die allgemeine Bedeutung dieses Verfahrens wurde dann von RIGAL und besonders von DUCHENNE herausgestellt und durch die Arbeiten von BARWICK, VOLKMANN und vielen andern zum Allgemeinbesitz der ärztlichen Welt erweitert.

§ 63. Allgemeine Auswahl der Ziele.

Wir können dem Patienten immer nur einen Teil der verlorengegangenen Fähigkeiten ersetzen, und wir stehen deshalb jedesmal vor der Frage, was wir ihm wiedergeben und worauf wir verzichten wollen. Gewisse allgemeine Gesichtspunkte für die hier zu treffende Auswahl können wir bereits aufstellen. Wir sahen soeben, daß, wenn mehrere am selben Gelenk arbeitende Muskeln verlorengegangen sind, wir nur einen einzigen dem Patienten dafür wiedergeben können. Wir fragen nun, welchem der unbrauchbar gewordenen Muskeln soll der eine künstliche, den wir an seine Stelle setzen, entsprechen? Etwa dem größten, d. h. voluminösesten oder dem stärksten, d. h. mit dem größten Querschnitt begabten? Oder sollen wir unsern Zug so einrichten, daß er der Resultierenden der ausgefallenen Muskeln entspricht, wobei wir dieselben in einer bestimmten Weise, die noch genauer zu definieren wäre, zusammenwirkend denken müßten? Keiner dieser Vorschläge scheint mir das Richtige zu treffen. Vielmehr müssen wir folgendermaßen überlegen.

Dem Gelenk sind noch eine Anzahl funktionstüchtiger Muskeln geblieben. Ihre Tätigkeit aber ist, wie wir in unsern Überlegungen in der ersten Hälfte dieses Werkes festgestellt haben, durch den Ausfall der gelähmten Gegenmuskeln schwer behindert, ihr Nutzen für den Patienten ist gering, ja ihre Wirkung gereicht ihm vielfach geradezu zum Unheil indem sie zu weitgehenden Veränderungen der Ruhelage und nachfolgenden Kontrakturen führt. Die erste und Hauptaufgabe unsres elastischen Apparates muß daher die sein, diesen noch verbliebenen Muskeln wieder zu möglichst normaler und zweckentsprechender Wirksamkeit zu verhelfen. Der künstliche Muskel, welchen wir anbringen, ist daher als Gegenmuskel der noch arbeitenden natürlichen Muskeln zu bauen und in Richtung und Stärke dieser Aufgabe anzupassen. Nicht die verlorengegangenen Muskeln sollen die Eigenschaften des neuen künstlichen Muskels bestimmen, wie das die DUCHENNESche Lehre fordert, sondern die noch funktionstüchtig verbliebenen. Mit ihnen zusammen soll er ein möglichst leistungsfähiges und nützliches Ganze bilden.

Aber auch damit haben wir noch keinen letzten Gesichtspunkt und endgültigen Wegweiser gewonnen. Die Leistungen der natürlichen Muskeln sind, wie wir uns vorhin klargemacht haben, außerordentlich mannigfaltig, die unsres künstlichen Muskels im Vergleich dazu eng begrenzt. Er wird daher nur bei einer beschränkten Zahl von Leistungen die noch gesund gebliebenen Muskeln als Gegenspieler wirksam unterstützen können, beispielsweise nur innerhalb eines beschränkten Gelenkausschlages. Also heißt es nochmals eine Auswahl treffen. Für diese ist folgende Überlegung maßgebend. Die gesamte Bewegungsfähigkeit und Bewegungsweise des gelähmten Gliedes ist nicht, wie oberflächliche Betrachtung meinen könnte, einfach ein Ausschnitt aus der Motilität des gesunden Gliedes, und von dieser nur durch den Wegfall einer Anzahl von Bewegungen unterschieden. Schon deshalb nicht, weil ja die Ersatzbewegungen des Gelähmten von den normalen Bewegungen, welche sie ersetzen, völlig verschieden sind.

Die Mechanik des gelähmten Gliedes ist vielmehr gegenüber der normalen etwas wesentlich anders und Eigentümliches. In den Rahmen dieser neuen Motilität hat sich auch unser künstlicher Muskel einzufügen, diesen Rahmen soll er organisch erweitern. Aus ihm heraus soll seine besprochene Wirksamkeit als Gegenspieler der funktionstüchtigen natürlichen Muskeln sich näher bestimmen. Beispielsweise ist für den Radialisgelähmten die starke Beugung des Handgelenks, welche für den Gesunden keine wesentliche Bedeutung besitzt, deshalb wichtig, weil sie ihm das Öffnen der Finger erleichtert. Ein am Handgelenk anzubringender Apparat hat daher auf diese Haltung besondere Rücksicht zu nehmen und darf ihre Herstellung nicht behindern.

Vorstehende Leitsätze werden dem Leser vielleicht als Selbstverständlichkeiten erscheinen. Trotzdem ist es nicht überflüssig, sie ausdrücklich auszusprechen. Wer in der Prothesentechnik sich auskennt, weiß, wie sehr solche prinzipielle Klarheit dort bisher gefehlt hat. DUCHENNE ist, soviel ich sehe, der einzige Autor, der über diese Fragen energisch nachgedacht hat und das Verdienst beanspruchen kann, grundsätzliche Klarheit wenigstens erstrebt zu haben. Aber gerade von seinem Prinzip der Orthopédie physiologique, welche jeden ausgefallenen Muskel möglichst naturgetreu ersetzen will, hat uns unsre Überlegung weit abgeführt.

Unsre obigen Leitsätze beziehen sich auf die Anforderungen, mit welchen wir an die Prothese, soweit sie einen künstlichen Muskel darstellt, herantreten und auf die Zwecke, denen dieser sich anzupassen hat. Darüber hinaus aber gilt es, über die letzten Zwecke und Ziele der Lähmungsprothesen überhaupt sich klar zu werden. Denn wie wir oben sahen, kann ein solcher Apparat dem Patienten in verschiedener Hinsicht Vorteile bringen, und eine Umschau unter den bisherigen Konstruktionen lehrt, daß die einzelnen Prothesenbauer bald den einen, bald den andern Zweck in den Vordergrund geschoben haben. Folgende Hauptziele und folgende aus ihnen sich ergebende Prothesenarten können wir unterscheiden: 1. möglichste Wiederherstellung der Arbeitsfähigkeit des gelähmten Gliedes: Arbeitsprothese oder Leistungsprothese, 2. Verhütung einer sekundären Schädigung, welche infolge der extremen Stellung, in welcher das gelähmte Glied verharrt, bei den Gelenken als Kontraktur, bei den Muskeln als Kontraktur oder als Überdehnung auftreten könnte: Vorbeugungsprothese, 3. bei bereits eingetretener Kontraktur Mobilisierung derselben: Mobilisationsprothese, 4. Beseitigung des unästhetischen und auffallenden Anblicks der Lähmung: ästhetische Prothese. Nur ausnahmsweise und nebenbei kommt in Betracht: 5. Beseitigung etwaiger mit der extremen Stellung zusammenhängender Schmerzen.

Von diesen verschiedenen Zielen ist nach meiner Meinung das an erster Stelle genannte das weitaus wichtigste; ich möchte es geradezu als das Ziel unsrer Prothesentechnik bezeichnen, dem Gelähmten wieder zum möglichst weitgehenden Gebrauch seiner Glieder zu verhelfen, ihm dadurch höchstmögliche Erwerbstüchtigkeit und Arbeitsfreudigkeit zu verschaffen und ihn so dem tätigen Leben und, wenn irgend tunlich, seinem alten Beruf wiederzugeben. Auch dieser Leitsatz möchte selbstverständlich und

daher überflüssig erscheinen, er ist aber einstweilen, wenn auch vielleicht theoretisch nicht bestritten, praktisch keineswegs allgemein beherzigt. Gelingt es uns durch eine gute Arbeitsprothese dem gelähmten Glied zu einigermaßen normaler Tätigkeit zu verhelfen, so erfüllen wir gleichzeitig zwei weitere Anforderungen, und zwar besser, als wenn wir auf sie allein unsre Bemühungen richteten. Denn vor Versteifungen werden wir das Handgelenk und seine Muskeln besser bewahren, wenn wir es arbeitend in normalem Umfang sich bewegen lassen, als wenn wir es, wie noch vielfach üblich, in einer günstigen Stellung fixieren, und der ästhetische Eindruck wird besser sein, wenn wir es dahin bringen, daß die hängende Hand oder der hängende Fuß nicht bloß normal gehalten, sondern auch normal bewegt werden.

Die reine Vorbeugungsprothese dagegen, welche jetzt bei der Behandlung unserer Kriegsgelähmten noch einen breiten Raum einnimmt, sollte nach meiner Meinung ganz verschwinden. Zwar könnte man ihr eine Daseinsberechtigung für solche Fälle zuerkennen, wo bei rasch fortschreitender Besserung für die kurze Zeit der Benutzung die Beschaffung einer teuren Arbeitsprothese die Ausgabe nicht lohnt. Aber die für solche Zwecke angezeigten einfachen Apparate, z. B. zum Hochhalten der hängenden Hand des Radialisgelähmten, fallen mehr ins Arbeitsgebiet des Chirurgen als des Orthopäden und werden vom ärztlichen Sprachgebrauch nicht als Prothesen bezeichnet; doch will ich über Namen nicht streiten. Wenn wir dagegen für viele Monate und Jahre oder gar für immer die hängende Hand in einen Apparat einschließen, der sie zwar in normaler Lage hochhält, aber die Funktion nicht bessert, sondern eher behindert, so stellen wir damit unsrer Kunst ein Armutszeugnis aus und beweisen, daß wir die uns gestellte Aufgabe noch nicht richtig erfaßt haben oder noch nicht zu lösen vermögen.

In den Fällen, wo Kontraktur oder Steifigkeit bereits eingetreten ist und nun beseitigt werden soll, genügt es meist nicht, daß wir durch eine Arbeitsprothese das Glied zur Betätigung bringen. Vielmehr brauchen wir hier einen Apparat, welcher einen der Kontraktur entgegenarbeitenden kräftigen und anhaltenden Druck ausübt. Unter Umständen zwar kann es gelingen, die Leistungsprothese so einzurichten, daß sie das mit zu besorgen vermag, andernfalls muß ein besonderer Apparat zur Mobilisation konstruiert werden. Dieser sollte aber im allgemeinen nur vorübergehend, etwa nur des Nachts getragen werden, damit das Glied tagsüber mit Hilfe des Arbeitsapparates sich betätigen kann. Die Mobilisationsprothesen gehören jedoch, wie schon gesagt, nicht zu den Lähmungsprothesen im engeren Sinn des Wortes und werden daher in dieser Arbeit nur nebenbei behandelt werden (vgl. § 108a, d, § 114, 115, 122).

§ 64. Bilanz der Prothese und individuelle Auswahl.

a) Die mit der Prothese verknüpften Nachteile. Wir haben bisher von den Vorteilen gesprochen, welche wir durch die Prothese dem Gelähmten verschaffen. Wir wollen nun auch von den Nachteilen uns Rechenschaft geben, welche er dabei in Kauf nehmen muß. Jede Prothese beschwert

durch ihr Gewicht das ohnehin geschwächte Glied mit einer ständigen Last, (von welcher Regel wir allerdings eine Ausnahme kennenlernen werden, vgl. § 120, 123). Ihr Druck — und irgenwo drückt natürlich jede Prothese — ist für das kranke Glied oft schon peinlich, wenn er vom Gesunden noch nicht beachtet wird. Außerdem umschließen die in der Prothesentechnik vielfach üblichen Walklederhülsen das ganze Glied eng und heiß und behindern die normale Hautausdünstung. Dazu sind sie recht umständlich und manchmal sogar nur unter Mithilfe eines andern Menschen an- und auszuziehen; und doch muß der Patient sie jedesmal erst entfernen, wenn er sich waschen oder in Flüssigkeiten oder schmutzigem Material hantieren will. Sodann ist es für den Gelähmten unerfreulich, wenn seine Prothese stark sichtbar und auffällig ist. Häufige Reparaturen und der damit verbundene Verlust an Zeit und Geld können dem Patienten gleichfalls die Lust an seinem Apparat verderben. Aus dieser Aufzählung der unangenehmen Nebenwirkungen der Prothese ergeben sich folgende Folgerungen und Leitsätze:

Die Prothese soll einfach und billig, sie soll leicht und dauerhaft sein und womöglich so gebaut, daß Reparaturen ohne Zuziehung eines Spezialisten ausführbar sind.

Die Prothese soll möglichst wenig auffallen. Sie soll der Körperoberfläche sich anschmiegen; vorspringende Teile sind tunlichst zu vermeiden, nicht nur weil sie auffallen, sondern auch weil der Patient mit ihnen leicht anstößt oder hängen bleibt, wobei der Apparat Schaden leiden oder Schaden anrichten kann.

Die Prothese soll nicht mehr Körperoberfläche bedecken als unbedingt nötig; von dem Gebrauch von Lederhülsen habe ich ganz abgesehen, und beispielsweise unsre Armschienen als leichtes Stabwerk konstruiert, das der Haut nur an den durch die Mechanik der Prothese geforderten Stellen aufliegt, wie das auch von andrer Seite bereits geschieht (vgl. § 96). Allerdings muß man sich dazu über diese Mechanik genaue Rechenschaft geben, welche Mühe man spart, wenn man das ganze Glied gleichmäßig in einen Lederpanzer einschließt. Auch sonst habe ich den Gebrauch des Leders auf ein Mindestmaß beschränkt in Rücksicht auf den Wunsch der Patienten, ihre Schiene, zumal soweit sie direkt der Haut aufliegt, leicht reinigen zu können. Gummizüge verwenden wir wegen ihrer raschen Abnutzung und vor allem wegen der Ungleichmäßigkeit ihrer Wirkung überhaupt nicht.

Die Prothese soll vom Patienten rasch angezogen und wieder abgelegt werden können; bei den meisten unsrer neuen Apparate genügen dazu ein oder zwei Handgriffe. —

Es ist im allgemeinen nicht möglich, alle die aufgezählten Wünsche restlos zu befriedigen. Leichtigkeit und Solidität sind offenbar zwei Anforderungen, die einander widerstreiten. Soll unsre Prothese beiden gerecht werden, d. h. bei genügender Festigkeit möglichst geringes Gewicht haben, so müssen die Abmessungen der einzelnen Konstruktionsteile aufs genaueste überlegt und erforderlichenfalls auf Grund der zu erwartenden Höchstbeanspruchung nach den Grundsätzen der Festigkeitslehre berech-

net werden. Das ist eine Selbstverständlichkeit, über die ich kein Wort verlieren würde, wenn es nicht Konstrukteure gäbe — für die es eben keine Selbstverständlichkeit ist.

Nicht immer aber ist es möglich, in dieser Weise ein beiden Teilen gleich gerecht werdendes Kompromiß zwischen den verschiedenen Wünschen zu schließen, vielmehr müssen wir oft, wenn wir eine Anforderung befriedigen, auf die Erfüllung einer andern mehr oder weniger verzichten. Soll der Apparat in möglichst vollkommener Weise die Leistungen des gelähmten Gliedes wiederherstellen, so wird er nicht so einfach, billig und unauffällig sein können als einer, bei welchem wir uns mit geringern Leistungen begnügen.

Aber noch in einem weiteren Sinne, nämlich in bezug auf die Leistungen selber heißt es verzichten. Die bisher besprochenen Nachteile der Prothese stellen nämlich nur die kleinen Unannehmlichkeiten dar, welche der Patient in Kauf nehmen muß. Der weit schlimmere Nachteil ist, daß die Prothese, wenn sie einerseits seine Leistungsfähigkeit erweitert, sie andererseits auch wieder einschränkt. Es gibt wenige Apparate, welche nicht den Bewegungsumfang des Gelenkes, an welchem sie angebracht sind, vermindern, und der starre Apparat führt ihn geradezu auf Null zurück; er nimmt also dem Patienten jede Bewegungsmöglichkeit fort, und solche besitzt er doch, wenigstens in Gestalt der besprochenen Ersatzbewegungsmöglichkeiten, immer noch.

b) Bilanz der Prothese. Aufgabe des Konstrukteurs ist es, diese Leistungsverminderung auf ein Mindestmaß einzuschränken, Aufgabe des Arztes aber ist es, wenn er das Nil nocere nicht verwirklichen kann, doch wenigstens das Non plus nocere quam juvare zum Grundsatz seines Handelns zu machen. Das heißt, wenn wir als Arzt vor die Frage gestellt werden, ob wir dem Patienten einen Apparat geben sollen und welchen Apparat, dann müssen wir uns genaue Rechenschaft geben über das, was der Patient an sich noch besitzt, und über das, was ihm jeder der verschiedenen in Betracht kommenden Apparate einerseits hinzugiebt, andererseits wegnimmt. Wir müssen für jeden Apparat das Gewinn- und Verlustkonto aufstellen, und dann die Bilanz ziehen und feststellen, ob der Apparat die Gesamtleistung bessert, und welcher unter mehreren Apparaten die größte Besserung bringt. Sehr gut ist es, wenn der Arzt, um sich von den durch eine Prothese gesetzten Behinderungen Rechenschaft zu geben, diese, ehe er sie dem Patienten gibt, selber einen Tag lang trägt. Probieren geht über Studieren.

Daß wir Ärzte diese Bilanz bisher nicht oder nicht sorgfältig genug aufzustellen pflegten, ist meines Erachtens ein Hauptgrund des unbefriedigenden Zustandes unsrer bisherigen Lähmungsprothesentherapie. Es unterliegt für mich keinem Zweifel, daß wir — ich rechne mich mit unter die Sünder — vielfach Prothesen verschrieben haben, welche dem Patienten mehr Hinderung als Nutzen brachten. Insbesondere indem wir den sofort in die Augen springenden Mangel der fehlerhaften Haltung: den Spitzfuß, die hängende Hand, durch einen starren Apparat, der sich

durch seine Einfachheit empfiehlt, aufheben, ohne die dadurch mitgesetzte Minderung der Leistung genügend zu berücksichtigen. Denn diese ist eben nicht mit einem Blick zu erfassen, es bedarf dazu vielmehr eines eingehenden Studiums und einer liebevollen Vertiefung in das verwickelte Spiel der verschiedenen Tätigkeiten des betreffenden Gliedes, in seine normale sowohl wie in seine pathologische Mechanik, und nur aus dieser Erkenntnis kann die wahre Arbeitsprothese geschaffen werden.

Auch der Patient unterliegt wie der Arzt oft dem Selbstbetrug, daß er mit der offenkundigen Verbesserung der Haltung sich geholfen glaubt. Mit der Zeit freilich findet er die Nachteile des Apparates heraus und wird es überdrüssig, seine Hand vor der möglichen Gefahr einer Kontraktur zu schützen, wenn er keine Aussicht erblickt, sie auch zu gebrauchen. Kein Wunder, wenn er schließlich die Prothese in die Ecke stellt. Andererseits kann gerade der streng wissenschaftlich denkende Arzt, nachdem er als Anatom und Physiologe den Fall genau analysiert und sich Rechenschaft gegeben hat, welche Muskeln im betreffenden Fall versagen, der umgekehrten Gefahr unterliegen, daß er durch eine „prothèse musculaire physiologique“ die Funktion der einzelnen Muskeln ersetzt und in seiner Genugtuung, daß ihm dies gelungen, nicht weiter fragt, ob sein Apparat den Patienten in seiner Gesamtleistung fördert oder hindert. So interessant dann ein solcher Apparat für den physiologisch denkenden Arzt sein mag, so wenig ist damit dem Patienten gedient.

Ich hörte in diesen Dingen erfahrene Ärzte sich dahin aussprechen und einen Bandagisten ihnen beipflichten, daß es überhaupt nicht lohne, sich mit den Lähmungsprothesen viel Mühe zu geben, da die Patienten sie später doch beiseite würfen¹⁾. Ich glaube wir müssen, um solche Mißerfolge zu vermeiden, umgekehrt uns bemühen, viel sorgfältiger als bisher die Bilanz aufzustellen, und ich halte einstweilen an der optimistischen Überzeugung fest, daß, wenn wir den Patienten nur solche Prothesen geben, welche ihnen wirklich helfen, sie diese dauernd ehren und benutzen werden, eine Überzeugung, welche in einer freilich nur geringen praktischen Erfahrung sich bewährt hat.

c) Ein Hauptgesichtspunkt, welcher erst neuerdings (z. B. bei **RADIKE**) die nötige Beachtung findet, ist, daß wir in der Prothesentherapie gerade so gut wie in jeder andern Therapie sorgfältig individualisieren müssen. So wenig wir bei der gleichen Erkrankung jedesmal die gleiche Medizin verschreiben, so wenig dürfen wir für die gleiche Lähmung jeweils denselben Apparat anordnen, sondern müssen den individuellen Eigentümlichkeiten des Falles nachgehen und Rechnung tragen. Zunächst in somatischer Beziehung: die Kraft und die Beweglichkeit der nicht gelähmten Teile, die

¹⁾ Auch **MÖHRING** weiß davon zu berichten, daß „die Schiene bei Aufnahme der Arbeit, sobald die ärztliche Beobachtung wegfällt, beiseite gelegt wird“ und **ANSINN** sagt: „Die Stützapparate werden vielfach von den Patienten, weil unbequem, abgelegt und liegen schon hier im Lazarett, wie ich oft beobachten konnte, unbenutzt herum. Noch viel weniger werden sie zu Hause getragen . . .“ Ähnliche Erfahrungen wurden auch auf der Hauptversammlung der Prüfstelle für Ersatzglieder in Berlin, Januar 1918, mitgeteilt, wie **PERTHES** S. 292 erzählt.

Empfindlichkeit der dem Druck ausgesetzten Stellen sind wohl zu berücksichtigen. Dann in psychischer und sozialer Beziehung: Stand und Beruf, Intelligenz und Neigung beeinflussen die Anforderungen, welche zu stellen sind. Dementsprechend wird es für eine bestimmte Lähmungsform im allgemeinen nicht einen Apparat geben können, der unter allen Umständen der beste ist, sondern je nach den besonderen Verhältnissen wird für den einen Patienten der eine, für den andern ein anderer Apparat am zweckmäßigsten sein. Ja dem Patienten wird vielfach dadurch erst so weit geholfen als überhaupt möglich, daß wir ihm zwei Prothesen verschiedener Konstruktion geben, etwa eine feinarbeitende für die Tätigkeit in Haus und Werkstatt, eine primitive und wesentlich ästhetischen Gesichtspunkten Rechnung tragende zum Ausgang auf die Straße.

Daraus folgt die wichtige Erkenntnis, daß wir im allgemeinen für jede Lähmungsart nicht nur eine Prothese brauchen, sondern eine Mehrzahl von solchen. Die Verkennung dieser Wahrheit hat der Entwicklung der Lähmungsprothesentherapie sehr geschadet. Der Konstrukteur müßte sich klar machen, daß es einen „Apparat zur Hebung der Radialislähmung“ gar nicht geben kann, daß folglich das Streben nach dem einen Idealapparat, der alles leistet, utopisch ist. Vielmehr ist im Prinzip für jede Art der Lähmung nicht ein bester Apparat, sondern ein System von besten Apparaten anzustreben, von welchen jeder einzelne andren Verhältnissen Rechnung trägt. Der eine Prothese verschreibende Arzt darf nicht verlangen, daß mit der Stellung der Diagnose die Therapie sich von selbst ergibt, sondern muß sich nun erst der Aufgabe der engeren Apparatenwahl unterziehen.

Bei dieser Wahl werden ihm die Gesichtspunkte, welche wir bisher entwickelt haben, und jene, welche aus der weiteren Erörterung sich noch ergeben werden, als Führer dienen können und unter Umständen zur Auswahl genügen.

d) Um aber alle die mannigfaltigen einzelnen Vorzüge und Nachteile verschiedener Apparate gegeneinander abzuwägen und diese Abwägungen letztlich zu einem abschließenden Gesamturteil zusammenzufassen, dazu werden theoretische Überlegungen und Einzelprüfungen nur selten ganz ausreichen. Hier wird nur die praktische Erprobung uns sicher führen können. Wir lassen den Patienten die verschiedenen in Betracht kommenden Modelle einige Tage versuchsweise tragen und geben ihm Gelegenheit, mit jedem derselben zunächst einmal eine Ehe auf Probe zu schließen. Hierbei werden gewisse erst mit der Zeit sich geltend machende Untugenden und Nachteile ans Licht kommen, hierbei werden wir vor allem erfahren können, wie weit der Apparat dem Patienten die Ausübung jener komplizierten Tätigkeiten oder „Hantierungen“, auf welche es doch schließlich ankommt, ermöglicht und erleichtert oder behindert. Natürlich müssen wir den Patienten während der Probezeit die betreffenden Hantierungen ausüben, also vor allem seinem Handwerk nachgehen lassen.

Damit kommen wir auf einen großen Mißstand unsrer bisherigen Prothesentherapie zu sprechen, einen Mißstand, welchen ich oft peinlich empfunden habe, ohne ihn doch wirksam beheben zu können. Das ist die Un-

möglichkeit, die Patienten zwecks Auswahl und Erprobung einer Prothese in ihrem Beruf sich versuchen zu lassen und sie bei diesen Versuchen zu beobachten und anzuleiten. Nur ein bißchen Gartenland sowie eine Schreinerwerkstätte konnten wir zu diesem Zweck in unserm Lazarett benutzen und andernorts wird es vielfach nicht besser sein. Infolge dieses Mangels habe ich oft unter dem peinlichen Bewußtsein gelitten, mit meinen Bemühungen im Dunkeln zu tappen, und über Dinge zu urteilen, welche ich nicht verstand. Freilich kann man die Entscheidung dem Patienten zuschieben, aber der verständige Patient wird einem dann antworten, daß er, um ein Urteil darüber zu haben, wie weit er mit dem Apparat seinen Beruf ausüben könne, ihn erst in diesem Beruf erproben müsse, der unverständige entscheidet und wählt vielleicht, aber auf Grund von offensichtlich nebensächlichen oder unsachlichen Gesichtspunkten.

Im Interesse einer gesunden Entwicklung der Lähmungsprothesentherapie wäre hier vor allem Abhilfe nötig und diese könnte, soviel ich sehe, nur geschaffen werden, wenn die betreffenden Patienten in geeigneten Lazaretten gesammelt würden, welche mit allen Arten von Werkstätten und Arbeitsmöglichkeiten versehen, außerdem natürlich mit den nötigen orthopädischen, neurologischen und chirurgischen Helfern und Hilfsmitteln ausgestattet sein müßten. Diesen Lazaretten würde dann eine doppelte Aufgabe zufallen, nämlich erstens die ärztliche Aufgabe, dem einzelnen Gelähmten seine Prothese auszusuchen, ihn in ihrem Gebrauch anzuleiten und nötigenfalls auf Grund der dabei gemachten Erfahrungen die Prothese selber zu modifizieren, bis Sicherheit darüber erreicht wäre, daß und was der Patient mit der Prothese zu arbeiten vermag. Hierauf würde sich dann eine einwandfreie Beurteilung der weiteren militärischen Verwendbarkeit einerseits, der zivilen Erwerbsfähigkeit andererseits aufbauen lassen; nötigenfalls müßte die Fürsorge für die Erlangung geeigneter Arbeitsgelegenheit sich anschließen. Die zweite wissenschaftliche Aufgabe wäre, durch systematisch angelegt Untersuchungen in großem Maßstab ein Urteil über Wert oder Unwert der einzelnen Prothesenmodelle zu gewinnen und nötigenfalls Neukonstruktionen zu veranlassen und uns Ärzten prinzipielle Klarheit zu schaffen, wie und wieweit die einzelnen Kategorien von Nerven gelähmten wieder arbeitstüchtig gemacht werden können. Hierbei kommt noch besonders in Betracht, daß das endgültige Urteil über die Brauchbarkeit eines Apparates meist erst nach geraumer Zeit und auf Grund längerer Bewährung im praktischen Leben gesprochen werden kann und daß auch eine solche katamnestische Statistik, welche feststellt, wie Patient und Apparat nach Jahr und Tag sich befinden und in welchem Verhältnis sie zueinander stehen, nur in einem eigens hierauf eingerichteten Institut in größerem Maßstabe durchgeführt werden kann. Ich selbst habe nur in wenigen Fällen Beobachtungen und Auskünfte über die Bewährung der meinen Patienten gegebenen Apparate erlangen können. Endlich könnte eine solche Anstalt, im richtigen Geist geleitet, auch für die so wichtige psychische Beeinflussung der Patienten Gutes leisten und durch das Beispiel erfolgreicher Prothesenträger dem einzelnen Mut und Lust machen, seinerseits nach Kräften mitzuhelfen, daß für ihn das Passende gefunden

wird, und ihm Geduld und Zutrauen geben, um das Arbeiten mit der Prothese einzuüben und sich durch anfängliche Schwierigkeiten nicht abschrecken zu lassen. Energie und guter Wille von seiten des Patienten sind unerläßliche Vorbedingungen des Erfolges. Ob und wie weit dies Ideal an einzelnen großen Lazaretten bereits verwirklicht ist, vermag ich nicht zu beurteilen ¹⁾).

e) Das führt uns auf einen letzten Punkt, welcher für unser therapeutisches Handeln wichtig ist, nämlich eine sorgfältige ärztliche Diagnostik nicht nur in somatischer, sondern auch in psychischer Hinsicht. Wenn ich vorhin die Schuld an gewissen therapeutischen Mißerfolgen dem Arzt zur Last legte, so ist hier eine Einschränkung geboten; es gibt auch Patienten, die nicht geholfen haben wollen: solche, welche vor allem überlegen und befürchten, eine Verbesserung ihrer Leistungsfähigkeit könnte die Höhe ihrer Invalidenrente beeinträchtigen, solche ferner, welche sich mit dem Dasein als Krüppel abgefunden haben und in ihrer Trägheit und Gleichgültigkeit die Unbequemlichkeiten und die Mühe scheuen, welche mit dem Wiedereingebrauchnehmen des kranken Armes verbunden sind. Ein Handwerker, der sich entschlossen hat, zu dem ihm weniger mühsam dünkenden Beruf eines Bureauarbeiters überzugehen, wird eine Prothese welche den Gebrauch seines linken Armes so verbessert, daß möglicherweise sein Entschluß dadurch ungerechtfertigt erscheinen könnte, nach Möglichkeit ablehnen. Solche Fälle kommen vor, aber sie sind nach meiner Erfahrung zum Glück nur seltene Ausnahmen. Doch muß man als Arzt an diese Ausnahmen denken und daher bei der Wahl der Prothese nicht nur die Zukunftspläne des Patienten mit ihm besprechen, sondern auch seine Geistesart erforschen und in Rechnung stellen. Einem Patienten eine Prothese aufzudrängen, nach welcher er kein Verlangen hat, halte ich für verkehrt.

Was die somatische Diagnostik anlangt, so muß selbstverständlich der Wahl der Prothese eine neurologische Untersuchung und Funktionsprüfung vorausgehen. Die elektrische Untersuchung sowie die genaue Prüfung der Sensibilität darf daher niemals unterlassen werden. Bei psychogenen Lähmungen ist für die Frage, ob ein Apparat gegeben werden soll oder nicht, in erster Linie der suggestive Einfluß des Apparates in Anschlag zu bringen. Man darf nicht den Patienten durch das Verschreiben eines Apparates im Glauben an seine Unfähigkeit bestärken. Andererseits kann da, wo psychogene und somatische Lähmung, wie so oft, sich kombinieren, ein Apparat, der den Patienten veranlaßt, die kranke Hand überhaupt wieder in Gebrauch zu nehmen, vielleicht auch erzieherisch günstig wirken.

¹⁾ Vorstehende Zeilen wurden, wie der Leser schon gemerkt hat, noch während des Krieges geschrieben. Die seitdem über die Deutschen und insbesondere über uns Elsässer rechtsrheinischer Abstammung hereingebrochenen Schicksalsschläge haben einerseits die Drucklegung dieser Zeilen unerwünscht hinausgezögert, andererseits mich meines damaligen Wirkungskreises plötzlich beraubt. So bin ich der Gelähmtenfürsorge fremd geworden und kenne ihren heutigen Stand und die inzwischen etwa gemachten Fortschritte nicht mehr. Ich lasse deshalb stehen, was ich damals geschrieben habe und was damals auf die Verhältnisse im Elsaß zutraf.

Ferner ist es für die Wahl der Prothese unter Umständen von Wichtigkeit, daß wir uns über die Prognose, d. h. ob etwa rasch Besserung und Verschwinden der Lähmung erwartet werden darf, vergewissern. Neben der Untersuchung des elektrischen Verhaltens und der Sensibilität ist eine eingehende Anamnese hierbei oft von Wert. Wegen der Technik dieser Untersuchungen verweise ich auf die bekannten Lehrbücher (LEWANDOWSKI, OPPENHEIM, STRÜMPELL, GOLDSCHIEDER u. a.).

Die Hauptsache in diagnostischer Hinsicht ist natürlich eine sorgfältige Untersuchung der Motilität, der sich dann eine Prüfung der durch die in Aussicht genommene Prothese gesetzten Besserung — oder Verschlechterung anzuschließen hat. Hier untersuchen wir zuerst in der üblichen Weise die passive und aktive Beweglichkeit des einzelnen Gelenkes, dann die Kontraktionsfähigkeit des einzelnen Muskels, wie sie sich an der Anspannung der Sehne und der Erhärtung und Formänderung des Muskelbauchs kund gibt. Aber damit dürfen wir uns nicht begnügen. Vielmehr muß sich an die Untersuchung der einzelnen Bewegungsmöglichkeiten anschließen die Prüfung der aus mehrfachen Muskel- und Gelenkbewegungen zusammengesetzten Leistungen des Gliedes, von denen wir die einfacheren, z. B. Ergreifen und Loslassen, Gehen und Laufen als Verrichtungen des Gliedes, die komplizierteren insbesondere der oberen Extremitäten, z. B. Führung eines Werkzeugs, als Hantierungen bezeichnen wollen. Unter diesen unterscheiden wir wieder die allgemein menschlichen Hantierungen, insbesondere der Toilette, der Mahlzeit, des Schreibens, und die besonderen der „handwerklichen“ Berufe. Die Hantierungen sind dasjenige, was vor allem für den Patienten praktisch wichtig ist, dasjenige also, was wir ihm durch unsre Prothese verbessern oder wiedergeben sollen, daher auch dasjenige, wonach wir in letzter Linie Wert oder Unwert des Apparates zu beurteilen haben. Für eine vorläufige Orientierung aber halten wir uns zweckmäßigerweise an die einfacheren und leichter zu prüfenden Verrichtungen.

g) Prothese bei unvollkommener Lähmung (Parese). Wir haben bisher stillschweigend angenommen, daß der gelähmte Muskel, dessen Tätigkeit wir ersetzen sollen, völlig gelähmt sei. Wir müssen noch kurz den Fall erörtern, daß er bloß geschwächt ist, daß es sich um Parese, nicht um Paralyse handelt. Gemäß unserm Grundsatz, daß die Leistungsfähigkeit des Gliedes das eigentliche Ziel unsrer Prothesentherapie ist, werden wir die Antwort auf die Frage, ob in diesem Fall ein Apparat gegeben werden soll und welcher, davon abhängig machen, ob das Glied eines solchen bedarf, um in möglichst nützlicher Weise tätig zu sein. Daneben aber kommt hier noch ein besondrer Gesichtspunkt in Betracht. Wenn nämlich die Möglichkeit fortschreitender Besserung und Erstarkung der natürlichen Muskelfunktion vorliegt, so muß der allererste Grundsatz sein, diese Besserung nicht dadurch zu beeinträchtigen, daß man dem Muskel das wichtigste Stärkungsmittel, die Übung im natürlichen Gebrauch wegnimmt. Die Prothese darf niemals zu einem Faulbett für den Muskel werden, der bereits wieder arbeiten könnte. Aus diesem Grunde werden wir in vielen

Fällen von einem Apparat ganz absehen, auch wenn die Leistung einiges zu wünschen übrigläßt, in andern gerade deswegen zum Apparat greifen, weil der Patient mehr Möglichkeit und Lust bekommt, das Glied zu betätigen. Besonders zu verpönen ist in solchen Fällen der dauernde Gebrauch einer starren Schiene, welche das Glied feststellt und ihm die Möglichkeit der Übung wegnimmt. Aber auch bei der Verwendung eines beweglichen Apparates ist Vorsicht geboten, und zwar in mehrfacher Hinsicht. Strenger noch als sonst müssen wir darauf sehen, daß der Apparat keinerlei spontane Bewegung, die sich wiederherstellen will, behindert und unmöglich macht; vielmehr müssen wir gerade hier von dem Apparat besonders vielseitige Bewegungsmöglichkeit verlangen und es als die gewöhnliche Regel aufstellen, daß, je unvollkommener die Lähmung ist, um so vollkommener der Apparat sein muß. Und zweitens sollte die Kraft der Apparatenfeder so abgepaßt sein, daß sie die Tätigkeit des paretischen Muskels nicht völlig überflüssig macht, vielmehr einen Anreiz zur spontanen Zusammenziehung und eigener Tätigkeit bestehen läßt. Wir erreichen das, indem wir die Stärke der Feder gemäß dem später zu besprechenden Prinzip der eben noch genügenden Federkraft (vgl. § 66) abpassen, indem wir ferner dafür sorgen, daß die Federkraft leicht reguliert werden kann und daß in dem Maße, in dem die eigene Kraft des paretischen Muskels wächst, die Kraft des künstlichen Muskels vermindert wird. Auch in bezug auf die Regulierbarkeit der Federkraft werden wir also an den Apparat besonders hohe Anforderungen stellen müssen.

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Technikers betrachtet.

§ 65. Mechanische Grundlagen.

Wir haben das Problem der Prothese bisher mit den Augen des Physiologen und Arztes betrachtet, wir müssen es nun von dem Gesichtspunkt des Mechanikers und Konstrukteurs aus ins Auge fassen. Beide Betrachtungsweisen sind gleich notwendig, nur wo sie sich innig ergänzen und durchdringen, ist ein gutes Endergebnis zu erhoffen. Daß die ärztliche Erforschung der Lähmung unentbehrlich und grundlegend ist, daß wir ohne sie mit unsrer Therapie gänzlich im Dunkel tappen würden, bedarf keiner weiteren Worte. Daß sie allein nicht genügt, beweist neben vielen andern das schon mehrfach zitierte Beispiel des trefflichen DUCHENNE, des Arztes, dem die Orthopädie für seine klassischen Forschungen über die physiologische Funktion der einzelnen Muskeln wie wenig andern zu Dank verpflichtet ist, dessen Prothesen aber, soviel ich sehe, zwar viel zitiert, aber wenig verwendet werden, weil sie anatomisch korrekt, aber technisch unzweckmäßig sind. Das Richtige ist offenbar, daß der Orthopäde zunächst ganz Arzt sei, in einem gewissen Moment aber sich in den Techniker wandle, der nicht mehr Muskeln und Sehnen sieht, sondern nur noch gelenkig verbundene feste und halbfeste Teile, auf die er mittels Stahl und Tuch, mittels

Stangen und Gurten einwirken soll. Nur dann wird er in diesem seinem Stoff materialgerecht konstruieren, so wie es die Natur in ihrem so gänzlich verschiedenen Stoff vorbildlich getan hat.

Technisch betrachtet ist unsre Aufgabe folgende: zwei Leibesglieder sind in einem Gelenk — wir können unsre Betrachtung vorerst auf einfache Scharniergelenke beschränken — miteinander verbunden. Unser Apparat soll sie in diesem Gelenk in einem bestimmten Sinn gegeneinander bewegen, oder aber in einer bestimmten Winkelstellung festhalten, wie das früher der jetzt gelähmte Muskel getan hat. Wir können zwei Hauptarten von hierzu dienlichen Apparaten unterscheiden: Zugbahnen und Gerüstwerke.

Mit den Zugbahnen ahmen wir die Natur nach, indem wir den natürlichen Zug der Muskelsehne ersetzen durch den künstlichen Zug eines Gurtes. Fügen wir in die Zugbahn in Nachahmung des Muskels eine Sprungfeder oder ein Gummiband ein, welches elastische Kraft zu entwickeln vermag, so haben wir die federnde Zugbahn, welche dem Gelähmten neue Bewegungsmöglichkeiten schafft, begnügen wir uns mit dem Gurt, so haben wir die undehnbare Zugbahn, welche bloß die Haltung verbessert.

Mit ihren beiden Enden wird die Zugbahn am Leib festgemacht, durch sie wirkt der Apparat auf den Leib ein, sie bilden seine beiden Angriffspunkte, wie wir sagen. Hier beginnen die technischen Schwierigkeiten. So einfach und sicher die Natur ihre Muskeln und Sehnen am Knochengerüst befestigt, so schwer fällt es oft dem Orthopäden, für seine Zugleine das gleiche zu erreichen. DUCHENNE hatte noch die Forderung aufgestellt und zu erfüllen gesucht, daß die Befestigungspunkte der Prothese übereinstimmen müßten mit den natürlichen Ursprungs- und Ansatzpunkten der Muskeln und Sehnen, welche der Apparat ersetzen soll. Aber auch wenn wir uns von dieser Auflage frei machen, da wir uns hier als Techniker, nicht als Physiologen fühlen, und uns vornehmen, wo wir irgend am Gliede eine geeignete Stelle finden, sie zum Festmachen zu benutzen, bleibt die Schwierigkeit noch groß. Sie kann uns zu dem Versuch veranlassen, mit der Befestigung auf ein ganz andres Glied überzugreifen. Um beispielsweise die infolge Lähmung der Fußstrecker, der *Musculi tibialis anterior* und *extensor digitorum longus*, herabhängende Fußspitze anzuheben, beschließen wir den Zug dieser Muskeln durch ein Band zu ersetzen, das vom Fuß zum Unterschenkel führt. Aber da wir am Unterschenkel keinen geeigneten Befestigungspunkt finden, gehen wir suchend höher und höher, bis wir auf der Schulter endlich das Gewünschte erreichen (vgl. Fig. 206, S. 583). Einen solchen, mehrere Glieder überspannenden Apparat nennen wir einen mehrgelenkigen, den andern einen eingelenkigen, Benennungen, welche im Anschluß an die Unterscheidung von ein- und mehrgelenkigen Muskeln ohne weiteres verständlich sind. DUCHENNE selber hat, nachdem er anfangs am Unterschenkel seine fußspitzenhebenden künstlichen Muskeln festgemacht, sodann am Oberschenkel akzessorische Ursprungsstellen gesucht hatte, zuletzt sich entschlossen, für die untere Extremität den reinen Zugapparat ganz aufzugeben und auf das längst übliche Gerüstwerk mit angehängter Zugbahn, welches wir sogleich kennenlernen werden, zurück-

zugreifen (DUCHENNE 1872, S. 1058 ff.), ein Entschluß, der ihm, weil seinem Ideal treuer Nachahmung der natürlichen Verhältnisse des Muskels ganz zuwiderlaufend, gewiß nicht leicht fiel, ihm aber durch die schlechten Erfahrungen, welche er mit den Versuchen zur Befestigung seiner Zugbahnen gemacht hatte, aufgezwungen wurde.

Während die Zugbahn sich schmiegsam biegsam dem Körper einfügt, wie der Muskel, den sie kopiert, dem Knochenskelett, ist das Gerüstwerk dem Körper gegenüber selbständiger, es besitzt physiologisch gesprochen, seine eignen Knochen, und technisch ausgedrückt: es stellt die Verbindung von Glied zu Glied und von Angriffspunkt zu Angriffspunkt aus Materialien her, welche im Gegensatz zu dem an sich formlosen und bloß auf Zug beanspruchten Bande auch auf Druck beanspruchbar sind und eignes Formstreben besitzen, sei es, daß sie völlig starr sind: starre Gerüstwerke, sei es, daß sie vermöge der Biegsamkeit des Materials, z. B. federnden Stahls oder vermittels Gelenken, welche wir zwischen die starren Teile eingeschaltet haben, in sich beweglich sind: bewegliche Gerüstwerke. Zwischen den beweglichen Teilen eines Gerüstwerks können Zugbahnen wirksam sein, die aber dann die Leibesglieder nicht direkt, sondern nur durch Vermittlung des Gerüstwerks beeinflussen. Doch kann die Zugbahn auch so geführt sein, daß sie mit dem einen Ende am Gerüstwerk festgemacht ist, mit dem andern am Leibesglied. Wir nennen diese Anordnung Gerüstwerk mit angehängter Zugbahn, die andre Gerüstwerk mit eingebauter Zugbahn. Jeder Gurt, mit dem das Apparatenende am Leib festgemacht wird, ist eine angehängte Zugbahn (vgl. Fig. 50 und besonders Fig. 50g), jede im Apparat arbeitende Zugfeder ist eine eingebaute Zugbahn (vgl. Fig. 50b, d).

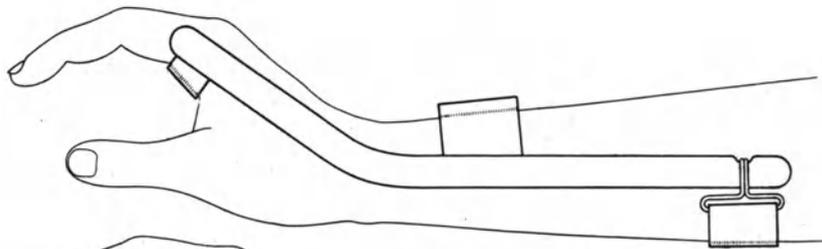
Das Gerüstwerk greift an den Leibesgliedern nicht nur wie die Zugbahn in zwei, sondern stets mindestens in drei Angriffspunkten an. Drei Stellen, an welchen das Gerüstwerk auf die Glieder drückt, sind nötig, aber auch hinreichend, damit diese in ihrem anatomischen Gelenk bewegt oder aber in einer bestimmten Stellung dieses Gelenks, aus welcher sie, sei es die Schwere, sei es der Zug der Antagonisten sonst entfernen würde, festgehalten werden, immer vorausgesetzt, daß die beiden Glieder durch ein einfaches Scharniergelenk verbunden sind, also nur in einer Ebene gegeneinander bewegt werden können, wobei wir die Bewegung in einen Sinn als Beugung, die im andern als Streckung bezeichnen. Greifen wir an einer solchen Gliederkette drei Punkte heraus, welche in der Ebene der Bewegung liegen, und zwar die beiden äußern auf der Beugeseite, der mittlere auf der Streckseite oder umgekehrt jene beiden streckseitig, dieser beugeseitig gelegen, und verbinden wir diese drei Punkte miteinander zu einem starren Ganzen, so heben wir damit die Bewegung der Gliederkette in einem der möglichen Bewegungssinne auf. Das leuchtet, denke ich, aus der Betrachtung der Fig 50 a ohne weiteres ein. Auch wenn wir die beiden Glieder, deren gegenseitige Haltung gebessert werden soll, samt dem dazwischen liegenden Gelenk in eine feste Schale einkapseln, indem wir etwa die herabhängende Hand des Radialisgelähmten, nachdem wir sie im Handgelenk gestreckt haben, samt dem Unterarm mit einer gemein-

samen Lederhülse völlig umschließen, so wird diese Hülse doch meist nur an drei Stellen der Haut fest anliegen und Druck ausüben; jedenfalls aber genügen diese drei Angriffsstellen für die Aufgabe des Apparates, d. h. für die Immobilisierung der Gliederkette. Die beiden äußern Angriffspunkte müssen selbstverständlich jeder an einem andern der beiden Leibesglieder liegen, der mittlere kann auf dem einen oder auf dem andern Glied oder auf dem Gelenk selber, d. h. also auf beiden zugleich liegen, welcher letzterer Fall jedoch für uns nur ausnahmsweise in Betracht kommt (Fig. 50 g, h). Das Glied, welchem zwei Punkte anliegen, bezeichnen wir als das tragende Glied oder Basisglied, das andre als das getragene oder angegriffene Glied. Die Stellen des Gliedes, auf welchen die Punkte aufliegen, bezeichnen wir als Angriffspunkte oder Auflagestellen oder Druckpunkte.

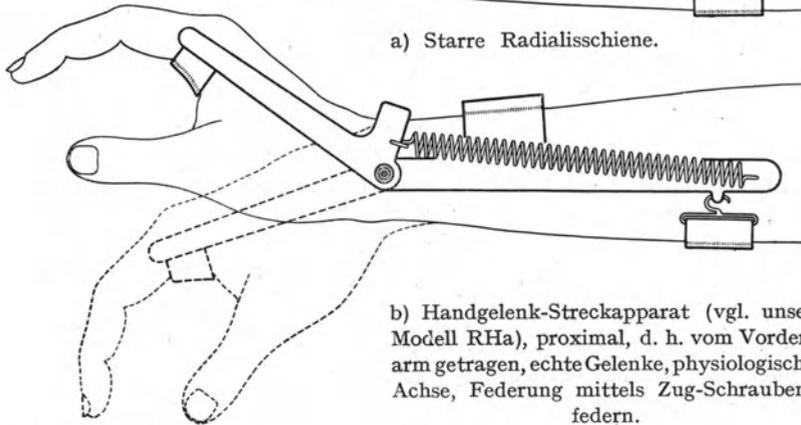
Dies Unterscheidung gewinnt Bedeutung, wenn wir statt des starren, haltungverbessernden das federnde, Bewegung ermöglichende Gerüstwerk ins Auge fassen. Wir gelangen zu einem solchen, wenn wir unser starres Gerüstwerk in zwei Hälften zerschneiden, von denen die eine Hälfte dem tragenden, die andre dem getragenen Leibesglied anliegt und beide Teile durch ein Scharniergelenk verbinden. Zwischen diesen beiden Teilen lassen wir eine Feder wirken, welche beide Hälften in demselben Sinn gegen einander zu drehen sucht, wie es früher der jetzt gelähmte Muskel tat. Gelegentlich begnügen wir uns auch damit, an dem Apparatengelenk eine Sperrvorrichtung anzubringen, welche verhindert, daß die Drehung über einen bestimmten Winkel hinausgeht und dadurch das Glied vor ungünstiger Haltung bewahrt (Fig. 50 i).

Wir legen unser Apparatengelenk so, daß seine Achse mit der Achse des Leibesgelenkes zusammenfällt, d. h. mit jener Achse, um welche auf Grund der anatomischen und physiologischen Verhältnisse die Drehung der beiden Leibesglieder gegeneinander stattfindet. Das Apparatengelenk wird dann im allgemeinen als Doppelgelenk mit der einen Hälfte diesseits, mit der andern jenseits des anatomischen Gelenks ausgebildet werden müssen. Weil dies umständlich und manchmal überhaupt nicht ausführbar ist, z. B. an den einzelnen Fingergrundgelenken, so werden wir in vielen Fällen die Apparatachsen neben die physiologische Achse, natürlich mit ihr parallel verlegen. In diesen Fällen sprechen wir von unphysiologischer, in dem andern von physiologischer Lage der Apparatachsen.

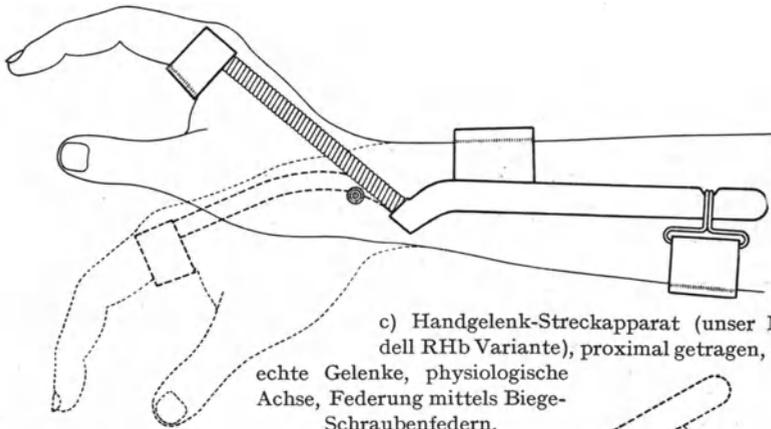
Dadurch aber erwächst uns eine eigentümliche und sehr zu beachtende Schwierigkeit. Wenn Apparat und Leibesglieder sich um verschiedene Achsen drehen, und wenn die dem tragenden Glied zugehörige Hälfte des Apparates diesem, wie wir annehmen, fest anliegt, so wird die andre Hälfte bei der Bewegung sich an ihrem Glied verschieben, den Angriffspunkt ändern. Dabei aber wird sie auf der Haut reiben und diese mit der Zeit wund scheuern. Oder aber der Angriffspunkt wird, weil der Reibungswiderstand zu groß ist, nicht wandern, dagegen wird die physiologische Drehbewegung gehemmt und vor der Zeit arretiert, das Ausmaß der dem Patienten möglichen Bewegung vermindert werden. Innerhalb des ihm



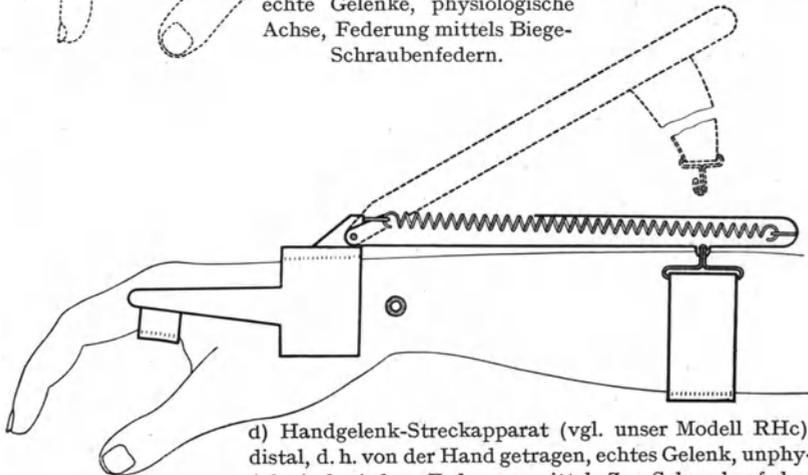
a) Starre Radialisschiene.



b) Handgelenk-Streckapparat (vgl. unser Modell RHa), proximal, d. h. vom Vorderarm getragen, echte Gelenke, physiologische Achse, Federung mittels Zug-Schraubenfedern.

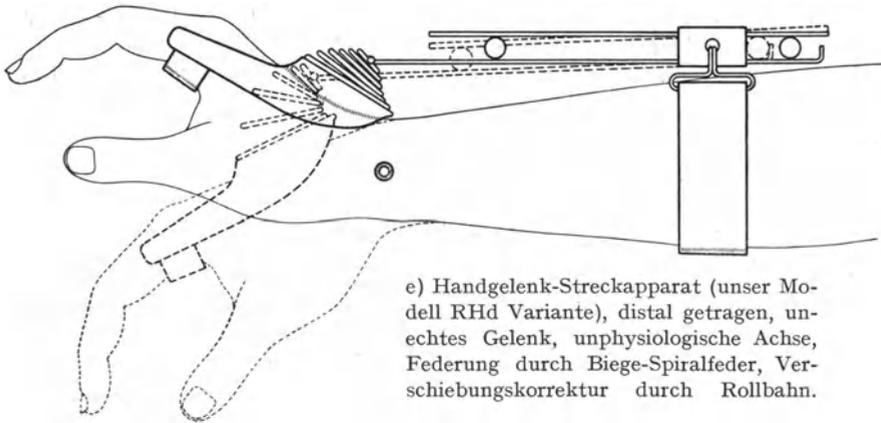


c) Handgelenk-Streckapparat (unser Modell RHb Variante), proximal getragen, unechte Gelenke, physiologische Achse, Federung mittels Biege-Schraubenfedern.

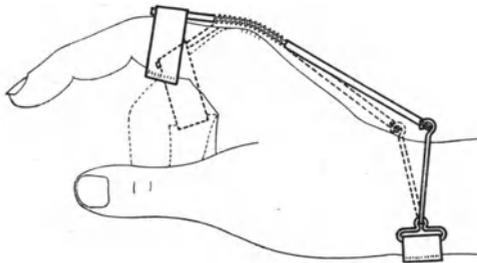


d) Handgelenk-Streckapparat (vgl. unser Modell RHc), distal, d. h. von der Hand getragen, echtes Gelenk, unphysiologische Achse, Federung mittels Zug-Schraubenfeder.

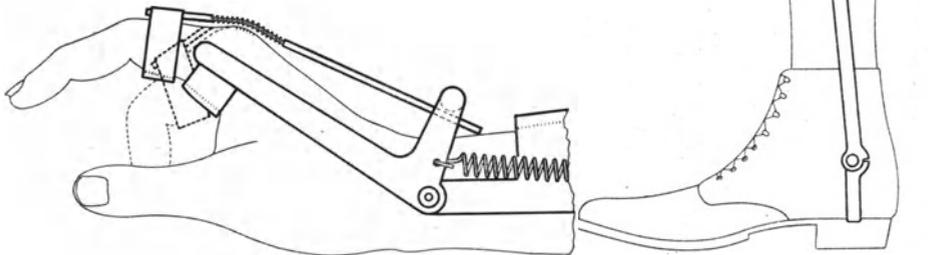
Fig. 50. Einige Hauptarten der Gerüstwerke.



e) Handgelenk-Streckapparat (unser Modell RHd Variante), distal getragen, unechtes Gelenk, unphysiologische Achse, Federung durch Biege-Spiralfeder, Verschiebungskorrektur durch Rollbahn.



g) Finger-Streckapparat (Modell RFf), von dem Knöchel des Fingergrundgelenks getragen, unechtes Gelenk, unphysiologische Achse, Federung durch Flachwickel-Blattfeder, Verschiebungskorrektur durch zwei angehängte Zugbahnen, je eine am proximalen und am distalen Ende.



h) Finger-Streckapparat (unser Modell RFfa), kombiniert mit Handgelenk-Streckapparat (Modell RHa), Verschiebungskorrektur durch Gleitbahn, sonstige Verhältnisse wie bei der vorigen Figur.

i) Spitzfuß-Apparat zum Hochhalten des hängenden Fußes bei Peroneuslähmung, distal, d. h. vom Fuß bzw. Schuh getragen, echtes Gelenk, physiologische Achse, keine Federung, sondern nur Sperrvorrichtung (Arretierung).

Fig. 50. Einige Hauptarten der Gerüstwerke, schematisch dargestellt. Die Auflagestellen des Apparates sind durch gezähnte Linien angedeutet. Ein Ring bezeichnet die Achse des Handgelenks für Beugung und Streckung, ein kleiner Vollkreis die entsprechende Achse des Apparates. Wenn der Vollkreis innerhalb des Ringes liegt (b, c), fallen beide Achsen zusammen. Der erste Apparat stellt ein starres, alle übrigen stellen bewegliche Gerüstwerke dar.

verbliebenen Bewegungsausmaßes aber wird er zur Bewegung einer erhöhten Kräfteanstrengung und vermehrten Arbeitsleistung bedürfen, die zur Überwindung des Reibungswiderstandes verbraucht wird. Wir bezeichnen die Drehung eines solchen Apparates der infolge unphysiologischer Lage seiner Drehungsachse entweder scheuert oder hemmt als unphysiologische Drehung.

Es ist nun aber möglich, diesen Übelstand zu beseitigen und trotz unphysiologischer Achse physiologische Drehung des Apparates zu erzielen, d. h. eine solche Drehung, daß weder Scheuerung noch Hemmung auftritt. Das geschieht, indem wir die feste Verbindung des angreifenden Apparaten-teils mit dem angegriffenen Glied lösen und statt ihrer eine bewegliche Verbindung schaffen, welche einen Ausgleich der Verschiebung erlaubt. Wir bezeichnen eine solche Einrichtung als Verschiebungskorrektur. Dieselbe kann in mechanischer Hinsicht verschieden gestaltet sein. Die theoretisch einfachste Lösung der Aufgabe ist die Ausbildung einer Schiebepbahn: statt den Apparat auf der Haut lassen wir zwei geglättete Metallflächen aufeinander gleiten, was bekanntlich bei passender Anordnung ohne erhebliche Reibung geschieht. Wir können die Reibung noch weiter vermindern und auf ein Mindestmaß herabsetzen, indem wir mittels zwischengelegter Kugeln ähnlich wie bei den bekannten Kugellagern der Fahrräder die gleitende Reibung in rollende Reibung verwandeln. Wir haben dann eine Rollbahn, im andern Fall eine Gleit- oder Schleifbahn vor uns (Fig. 50 e, h). Ein andres Mittel, um die Reibung auf einen sehr geringen Betrag zurückzuführen, besteht darin, ein neues Apparatenelement einzufügen, welches sowohl gegen den übrigen Apparat wie gegen das Glied beweglich ist. Als solches kann eine angehängte Zugbahn dienen, über die wir oben sprachen. Dieselbe kann durch gelenkige Verbindung mit dem Apparat noch beweglicher gemacht werden (Fig. 50 g). Insbesondere werden wir die gelenkig verbundenen Schleudern später kennenlernen (Fig. 51). Das primitivste Mittel ist einfach ein dickes Polster zwischen Apparat und Glied zu legen. Natürlich ist die hiermit erzielte Verschiebungskorrektur nur eine unvollkommene; die so ermöglichte Drehung kann nur in beschränktem Maß als physiologisch angesprochen werden. Je ausgiebiger die Drehung ist, um so schwieriger ist es, unter sonst gleichen Umständen eine hinreichende Korrektur zu erzielen; je geringer der Drehungswinkel, um so eher kann man mit einer primitiven Verschiebungskorrektur sich begnügen. Außerdem bildet die Haut samt dem unterliegenden Weichteilpolster, da sie mit diesem über der knöchernen Grundlage des Gliedes stets mehr oder weniger verschieblich ist, eine natürliche und stets vorhandene Verschiebungskorrektur, die nur in den meisten Fällen nicht ausgiebig genug ist. Mangel an Erkenntnis und Beachtung dieser Dinge ist einer der Hauptgründe, warum unsre bisherige Prothesentherapie vielfach Ungenügendes leistet.

Wir haben bisher stillschweigend angenommen, daß unser Apparatengelenk mechanisch korrekt (wenn auch anatomisch-physiologisch an falscher Stelle) gebildet, daß es ein echtes Gelenk sei. Wir können nun auch ein inkorrektes oder unechtes Gelenk anwenden, womit gemeint ist,

daß wir die beiden Apparathälften durch eine elastische Feder verbinden, die, weil biegsam, Bewegung erlaubt, während sie, weil einer bestimmten Lage zustrebend, zugleich selbst Apparat und Glied in Bewegung setzt, so daß sie zugleich als Gelenk und als Feder dient.

Diese Anordnung bedeutet also eine Vereinfachung der Konstruktion, hat aber den Nachteil, daß das richtige Abpassen und Abstimmen der Feder, von welchem wir alsbald sprechen werden, durch die Doppelnatur derselben erschwert wird. Gelingt es aber, dieser Schwierigkeit Herr zu werden, dann sind die unechten Gelenke noch um weitere Vorzüge willen den echten vorzuziehen. Da die gleitende Reibung in den Gelenken wegfällt, so wird nicht nur Kraft und Arbeit gespart, sondern es sind auch alle Hemmungen, wie sie an den echten Gelenken auch bei bester Konstruktion gelegentlich entstehen, so gut wie ausgeschlossen. Noch wichtiger ist, daß jeder tote Gang und die durch die Reibung bedingte Bewegungsverzögerung fortfällt und der Apparat auf den geringsten Antrieb sofort anspricht, ebenso wie es der Muskel selber tut. Dadurch wird das genaue Zusammenspiel der gesunden Antagonisten mit dem Apparat, das bei feineren Hantierungen verlangt wird, gewährleistet und die bei den durch Reibung behinderten Apparaten manchmal vorhandene Neigung zum Stehenbleiben oder wenigstens Nachschleppen des Apparates beseitigt. Auf die verschiedenen Arten, nach welchen die Federn im Gerüstwerk an-

greifen und wirken können, kommen wir später (§ 66) zu sprechen. Wir hatten zwei Hauptgruppen von Apparaten unterschieden: Zugbahnen, bei welchen ein Band zwischen den beiden Angriffspunkten an den beiden Leibesgliedern ausgespannt ist, und Gerüstwerke, bei welchen zu den beiden Angriffspunkte ein dritter hinzutritt und zwischen allen dreien durch eigne Form erstrebende Baustoffe eine Verbindung hergestellt wird.

Es gibt nun noch eine dritte Gruppe, welche zwischen beiden in der Mitte steht: die Halbgerüste, von welchen wir wieder zwei Unterarten vorfinden. Erstens das Spannwerk (Fig. 51), bei welchem eine Zugbahn in ihrer Mitte durch einen starren Träger unterstützt und vom Körper abgespreizt wird; der Träger hat einen, die Zugbahn wie immer zwei Angriffspunkte am Körper. Das Spannwerk ist dem Gerüstwerk mit ange-



Fig. 51. Spannwerk. Unser Spitzfußapparat Modell PSp, schematisch.

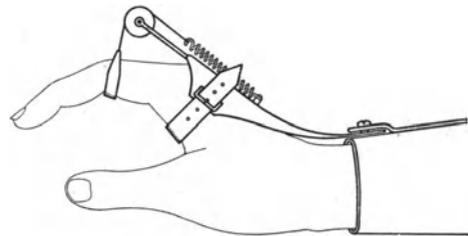


Fig. 52. Krahn. DUCHENNES Finger-Streckapparat nach den Angaben seines Buches von 1872, Fig. 231 umgezeichnet.

hängter Zugbahn verwandt und entsteht aus diesem, wenn wir das Gerüst nur noch mit einem Ende auf dem Körper aufrufen lassen, am andern freien Ende aber zwei Zugbahnen, nach jedem Körperglied eine, anhängen. Die zweite Unterart der Halbgerüste ist der Krahn (Fig. 52): bei diesem finden wir ein starres Gerüstwerk nur an einem der beiden Leibesglieder mittels zweier Angriffspunkte festgemacht, aber mit seinem Ende bis an das andre Glied heranreichend und mit ihm durch eine federnde Zugbahn verknüpft. (Die oben erwähnte Einrichtung, daß bei unphysiologisch liegendem Apparategelenk durch Zugbahn eine Verschiebungskorrektur geschaffen wird, steht dem Krahn nahe, unterscheidet sich aber dadurch, daß dort das Gerüstwerk in sich beweglich, die Zugbahn dagegen unelastisch ist.)

Die bisher besprochenen eigentlichen Lähmungsprothesen hatten die Aufgabe, in irgendeiner Weise die Tätigkeit des gelähmten Muskels zu ersetzen. Ihnen steht als „uneigentliche Lähmungsprothese“ ein Apparat gegenüber, der, ohne die Bewegungen und Stellungen des gelähmten Gliedes irgend zu verändern, doch ihre Wirkung auf andre Gegenstände erfolgreicher gestaltet: das Füllstück, welches der Hand, die sich sonst nicht genügend schließen könnte, das Erfassen und Festhalten ermöglicht (§ 106).

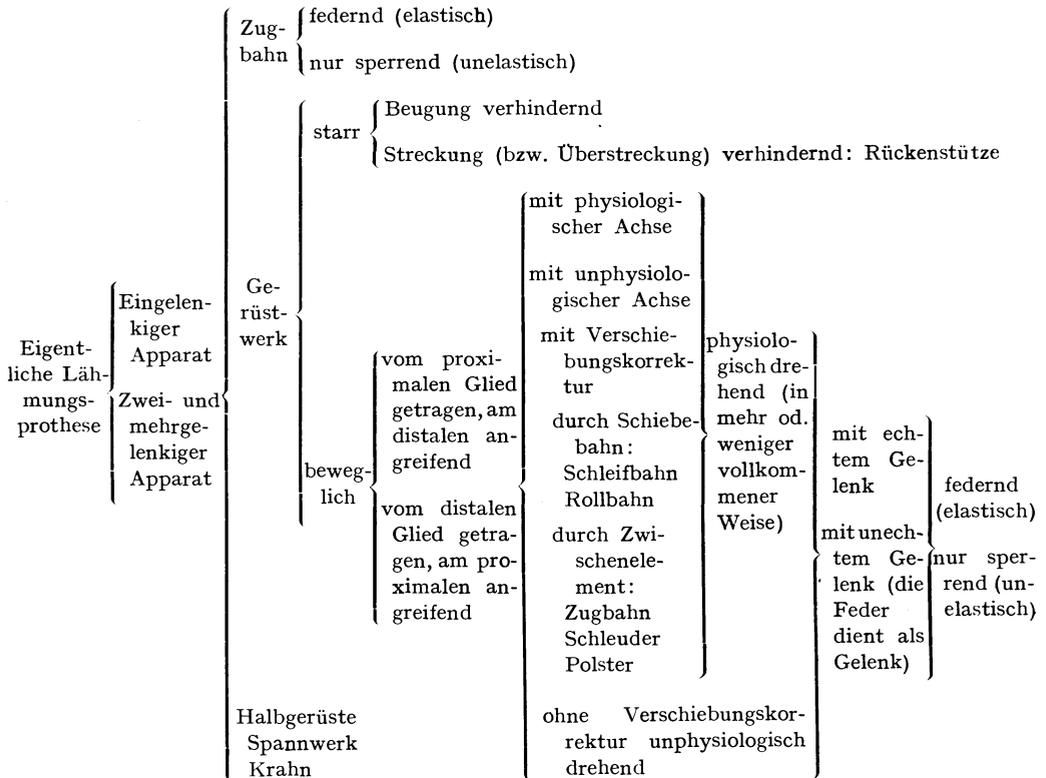
Ich lasse noch eine tabellarische Übersicht der besprochenen Konstruktionsmöglichkeiten folgen. Dieselbe umfaßt alle bisher auf unserm Gebiet verwirklichten Möglichkeiten, soweit sie mir bekannt geworden sind. Daß noch andre denkbar sind, ist selbstverständlich.

Beiläufig noch ein Wort über die Verbindung des Apparates mit dem Leibesglied, welche an den Auflagestellen oder Druckpunkten, wie wir sie genannt hatten, stattfindet. In Wirklichkeit sind diese nicht Druckpunkte, sondern Druckflächen. Wir haben sogar das Bestreben, sie zu möglichst großen Druckflächen zu machen, denn je größer die Fläche ist, auf welcher sich der aufzunehmende Druck verteilt, um so weniger unangenehm wird er im allgemeinen empfunden. Diese Verteilung auf eine große Fläche ist allerdings deshalb für den Techniker nicht leicht zu bewerkstelligen, weil die Körperoberfläche nirgends eine einfache mathematische Fläche darstellt und zudem sich ändert, wenn das Glied sich bewegt. Eine gute Anpassung des Apparates an das Glied wird erreicht durch die bekannten Walklederhülsen, bei welchen das steife Leder nach einem Gipsabguß des Gliedes geformt wird. Doch ist das Verfahren umständlich und aus früher erwähnten Gründen bin ich kein Freund dieser Lederhülsen für unsre Zwecke.

Das einfachste Mittel ist die Polsterung, welche zwischen das Glied und den Apparat gelegt die Inkongruenzen beider Oberflächen federnd ausgleicht. Ideal ist dieser Ausgleich jedoch selten, auch hat er den Nachteil, daß der Filz mit der Zeit sich zusammendrückt und dann immer weniger federt. Trotzdem wird man in zahlreichen Fällen zur Polsterung greifen müssen. Vielfach jedoch kann sie vermieden werden. Man kann sie dadurch vermeiden, daß man statt den Apparat auf das Glied drücken zu lassen, ihn von der andern Seite her ziehen läßt und den Zug durch eine das Glied umfassende Binde auf den Körper überträgt. Wenn die Binde

am festen Apparatenabschnitt mit zwei Gelenken eingefügt ist und sich von diesen aus verbreitert, indem sie das Glied umfängt, so nennen wir diese in unsern Apparaten öfter benutzte Anordnung eine Schleuder (Fig. 52, 222, 227). Binden und Schleuder haben den Vorteil, daß sie sich selbsttätig der Form des Gliedes anpassen.

Übersicht der mechanischen Prinzipien der Lähmungsprothesen (§ 65).



(Uneigentliche Lähmungsprothese: Füllstück)

§ 66. Die Federung. Allgemeine Gesichtspunkte.

Damit ein guter Apparat entstehe, genügt es nicht, daß das Konstruktionsprinzip richtig sei, es müssen vielmehr auch alle technischen Einzelheiten theoretisch und praktisch einwandfrei durchgearbeitet sein. Das gilt für jeden beliebigen Apparat und ist daher hier nicht weiter zu erörtern. Nur über einen Konstruktionsteil, an welchen bei unsern Lähmungsprothesen ganz besondere Anforderungen gestellt werden, scheinen mir genauere Ausführungen angezeigt, nämlich über die Sprungfedern unsrer elastischen Apparate. Die Art, wie die Feder im Apparat angreift und sich auswirkt, ist verschieden, je nach der Natur der Feder und ihrer Anbringung im Apparat.

Die Feder soll eine Drehung des Gelenks bewirken. Zwei Hauptfälle sind hier zu unterscheiden (Fig. 53): entweder die Feder wirkt an sich bereits drehend oder die Feder als solche hat nur das Bestreben, eine geradlinige Verschiebung, eine einfache Translationsbewegung, wie der Physiker es nennt, zu bewirken, und erst, indem das Gelenk, mit dem die Feder verkoppelt ist, die Bewegung in die eigne Bahn zwingt, kommt sekundär eine Drehbewegung zustande. Unmittelbar drehend wirken die biegenden und drillenden Federn. Die biegende Feder sucht, indem sie für sich selbst eine bestimmte Biegebewegung anstrebt, das Gelenk, mit dem sie verbunden ist, an dieser zu beteiligen. Die theoretisch von ihr nicht

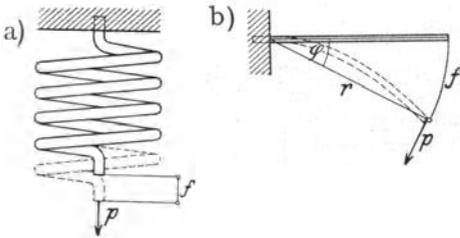


Fig. 53a und b. Ziehende und biegende Angriffswise einer Feder. p Last (Gegenzug), f Federungsweg, r Hebel, φ Biegungswinkel.

wesentlich verschiedene drillende Feder will sich auf- oder zuwickeln und das Gelenk in diese kreisende Bewegung mit hereinziehen. Anders die ziehende und die drückende Feder. Sie haben zunächst nur das Bestreben, die eigne Länge zu mehrern oder zu mindern. Die ziehende Feder verhält sich in dieser Beziehung genau wie der Muskel, der sich zu verkürzen strebt. Wie bei diesem wird durch die Verbindung mit dem Gelenk der geradlinige Zug in eine Drehung verwandelt. Genau wie bei diesem kann die Verbindung so gestaltet sein, daß der Angriff am Gelenk mit gleichbleibendem Hebelarm erfolgt wie der des Seils an der Seiltrommel oder mit wechselndem Hebelarm, wie der der Schubstange an einer Kurbel, worüber wir früher genauer gesprochen haben (§ 5c, Fig. 54). Auch können wir beide Möglichkeiten kombinieren (vgl. unser Modell RHC, Seite 512) und können es weiter sogar so einrichten, daß der Hebel während der Drehung nach einer beliebigen willkürlichen Vorschrift sich verändert. Dazu müssen wir nur der Seiltrommel ein passendes Querschnittprofil geben. Der Profilmriß muß statt einen Kreis um die Drehachse als Mittelpunkt eine Kurve darstellen, welche der Achse bald näher bald ferner verläuft. Nach diesem Prinzip sind beispielsweise die HERZschen „Exzenter-Apparate“ für Heilgymnastik gebaut.

Von allen Federn gilt, wie wir schon sahen, daß sie den Muskel insofern nur unvollkommen ersetzen, als dieser in jeder Stellung mit jeder beliebigen Kraft zu ziehen vermag, während unsre Feder bei einer bestimmten Stellung des Apparats jeweils eine ganz bestimmte und nur diese eine Kraft entwickelt. Welche von den Zugkräften, die der Muskel, als er noch gesund war, auszuüben pflegte, sollen wir von unsrer Feder verlangen? Anders gesagt: sollen wir mit unsrer Feder den stark oder den schwach arbeitenden Muskel ersetzen, da wir den nach Wunsch bald stark, bald schwach ziehenden leider nicht kopieren können? Wir überlegen folgendermaßen: die Kraft der Feder muß mindestens so groß sein, daß sie das Glied bei entspanntem Gegenmuskel sicher und prompt bis in die Endstellung führt, sie darf andererseits nicht so groß sein, daß der Antagonist, wenn er die Kraft der Feder überwinden will, um das Glied in die entgegen-

gesetzte Stellung zurückzuziehen, dabei sich übermäßig anstrengen muß oder gar trotz größter Anstrengung sich als zu schwach erweist. Etwas mehr als er es früher nötig hatte, wird er sich auf alle Fälle bemühen müssen, da früher der gesunde (jetzt gelähmte) Widerpart im richtigen Moment völlig zu erschlaffen pflegte. Je schwächer jedoch die Feder, um so geringer ist diese Mehrleistung. Andererseits ist der Umkreis dessen, was das gelähmte Glied zu leisten vermag, um so größer, je mehr wir die Feder dem kräftig arbeitenden Muskel angleichen; schnellste Bewegung, schweres Heben, energisches Festhalten ist nur mittels kräftiger Feder zu erzielen. Zwischen diesen entgegengesetzten Wünschen: möglichste Schonung der Antagonisten einerseits, möglichste Mannigfaltigkeit der Leistungen andererseits, gilt es den richtigen Mittelweg zu finden.

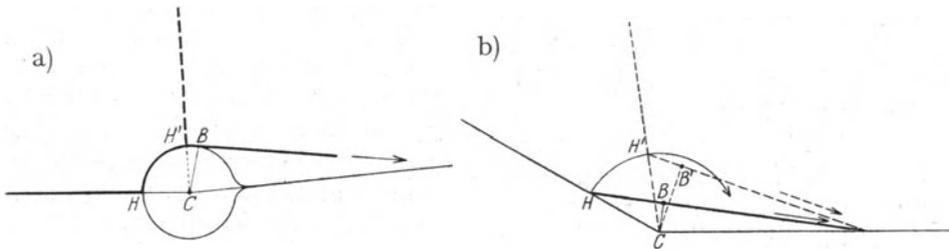


Fig. 54 a und b. Angriff mit gleichbleibendem (konstantem) Hebel und Angriff mit wechselndem Hebel. C Drehpunkt. H, H' Angriffspunkte. CB, CB' Hebel.

Ich bin dabei vielfach so verfahren, daß ich die Patienten selber verschieden starke Federn probieren und die ihnen dienlich scheinende auswählen ließ. Dabei ergab sich als erwünschteste Kraft der Feder stets eine solche, welche nur wenig oberhalb der zum Anheben des Gliedes eben noch genügenden Minimalkraft liegt; beim hängenden Fuß des Peroneusgelähmten eine solche, welche die Fußspitze eben hoch zu halten vermag, bei der hängenden Hand des Radialisgelähmten eine solche, welche gerade hinreicht außer der gelähmten Hand selber auch noch einen leichten Gegenstand, den sie gefaßt hält, emporzuheben. Bei größerer Kraft der Feder wird durch die rasch einsetzende Ermüdung der Gebrauch des Gliedes wesentlich beeinträchtigt. Demnach erscheint es als das richtigste, die Feder gemäß diesem Prinzip der eben noch genügenden Federkraft abzustimmen, wobei man natürlich die individuellen Verhältnisse berücksichtigen muß und wenn die Antagonisten kräftig sind, die Federn etwas stärker wählen kann, als wenn sie, wie so häufig, nur noch mit verminderter Kraft arbeiten (vgl. § 33). Andererseits wird man, wenn es sich um einen nicht völlig gelähmten, sondern nur paretischen Muskel handelt, die Feder so schwach wählen, daß der Muskel zur Mitarbeit angeregt wird, wie wir das oben besprochen haben (vgl. § 64 g).

Sodann ist folgender Umstand zu beachten. Der Antagonist wie jeder Muskel arbeitet mit verhältnismäßig geringster Ermüdung, wenn er auf seine natürliche Länge oder noch etwas über diese hinaus gestreckt ist, und er vermag um so größere Kraft zu entwickeln, je stärker er gedehnt ist (vgl. § 4c, 7a). Je weiter daher die dem Zug des Antagonisten

entsprechende Drehung des Gelenks über die Mittelstellung, bei welcher die Muskeln natürliche Länge zu haben pflegen (§ 24), hinausgeht und sich derjenigen Endstellung, bei welcher der Antagonist stärker verkürzt ist, nähert, um so weniger ist dieser in der Lage, eine Gegenkraft leicht zu überwinden. Demgemäß sollte unsere Feder im Beginn und bis zur Mitte der Drehung stärker, gegen Ende derselben immer schwächer wirken. Gerade das Umgekehrte aber findet statt, wenn unsere Konstruktion etwa eine Zugfeder einfach an Stelle der gelähmten Muskeln setzt; anfangs, d. h. bei stark gespanntem Antagonisten ist die Feder schwach gedehnt, also wenig wirksam, je mehr der Antagonist sich verkürzt, um so stärker wird die Feder auseinandergezogen, um so kräftiger zieht sie selber. Entsprechendes gilt von allen andern Federarten: je stärker die Biegefeder gebogen wird, um so stärker strebt sie in die Anfangsstellung zurück.

Diesem Phänomen der mit fortschreitender Bewegung zunehmenden Federkraft stehen die meisten bisherigen Konstruktionen, soweit ich sehe, hilflos gegenüber; ihre Brauchbarkeit wird dadurch häufig aufs schwerste geschädigt. Indem nämlich der vom Antagonisten zu überwindende Zug mit fortschreitender Drehung des Gelenks rasch so stark ansteigt, daß die Überwindung gar nicht mehr oder nur unter großem, bald ermüdendem Kraftaufwand möglich ist, wird der für den Patienten wirklich benutzbare Bewegungsausschlag ganz bedeutend verringert, oft so sehr, daß der federnde Apparat kaum mehr als ein starrer leistet und man geradezu von pseudoelastischen Apparaten sprechen kann (vgl. Tabelle 35, S. 442, Nr. 7 und 8).

Zweierlei Wege habe ich brauchbar gefunden, um diesem Übelstand zu begegnen. Der erste ist folgender: wenn der Apparat ein richtiges Gelenk besitzt, so läßt man eine Zugfeder so angreifen, daß der Hebelarm, mit welchem sie wirkt, mit zunehmender Bewegung kleiner wird; dadurch wird das am Gelenk ausgeübte Drehmoment entsprechend vermindert. Daß und warum der Hebel, mit welchem ein Muskel am Gelenk angreift, während der Drehung des Gelenks sich ändern kann, haben wir uns früher klargemacht; für die Zugfeder, welche wir an Stelle des Muskels setzen, gilt das gleiche wie für diesen selbst (vgl. oben und § 5c). Der zweite Weg wird durch folgende Überlegung verständlich. Die Kraft, mit welcher eine Zugfeder zieht — nehmen wir an, es sei eine einfache Zugschraubenfeder (Fig. 53a), doch gilt für die drehend wirkenden Federn Entsprechendes — ist gemäß dem HOOKESchen Gesetz annähernd proportional ihrer Drehung. Es sei beispielsweise 100 g die erforderliche Minimalkraft, 10 mm die Strecke, durch welche der Angriffspunkt der Feder am Apparat hindurch bewegt werden muß. Wenn wir nun eine Feder verwenden, bei welcher eine Verlängerung um 1 mm einer Kraftzunahme von 100 g entspricht, so wird diese Feder zu Beginn unserer Strecke, um den erforderlichen Minimalzug von 100 g zu leisten, um 1 mm gedehnt sein müssen, zu Ende der Strecke wird sie um $1 + 10 = 11$ mm gedehnt sein und jetzt eine Zugkraft von $11 \cdot 100 = 1100$ g entwickeln. Diese muß der Antagonist überwinden, er muß also zuletzt 11 mal so stark arbeiten wie zu Beginn. Verwenden wir dagegen eine Feder, welche so dehnbar ist, daß sie bei einer Dehnung um 1 mm bloß eine Kraft von 1 g entwickelt, so wird diese Feder um die erforderliche

Anfangskraft von 100 g zu leisten, bereits um 100 mm gedehnt sein müssen, die weitere Dehnung aber um noch 10 mm, d. h. bis auf $100 + 10 = 110$ mm wird diese Kraft nunmehr auf $110 \cdot 1 = 110$ g steigern, der Antagonist wird also gegen Ende der Bewegung nur eine unbedeutende Mehrleistung aufzubringen haben, nämlich 10% der anfänglichen Kraft, während er in dem erst gesetzten Fall 1000% mehr schaffen mußte. Der Kunstgriff, durch welchen wir das erreicht haben, besteht darin, daß wir eine verhältnismäßig leicht dehnbare oder, wie man gewöhnlich sagt, eine „weiche“ Feder verwenden, aber in bereits stark gedehntem Zustand, in einer „späten Federstrecke“, wie wir uns kurz ausdrücken können.

Dieses einleuchtende Verfahren aber hat selber seine Schwierigkeiten und seine Grenzen. Wir dürfen nämlich auch eine weiche Feder nicht über eine gewisse Länge dehnen, wenn wir nicht die Grenze ihrer „Festigkeit“ überschreiten und bleibende Verbiegungen riskieren wollen. Und wir dürfen zweitens die Feder auch deswegen in vielen Fällen nur bis auf eine bestimmte Länge ausziehen, weil der Raum, in welchem unsre Prothese untergebracht werden muß, eng begrenzt und durch die Dimensionen der betreffenden Gliedmaßen unverrückbar festgelegt ist.

Was letztere Schwierigkeit anbelangt, so kann uns ein fernerer Kunstgriff oft nochmals ein Stück weiter helfen: wir wickeln nämlich den Draht bei der Fabrikation unsrer Schraubenfeder so, daß die einzelnen Windungen gegeneinander gepreßt werden. Die Folge ist, daß die einzelnen Windungen der Feder erst dann auseinander weichen und die Feder als Ganzes erst dann sich zu dehnen anfängt, wenn die angreifende Kraft bereits eine gewisse Höhe erreicht hat, genügend, um diese Pressung der Feder in sich, welche wir als *Stauchung* bezeichnen wollen, zu überwinden; wir können von einer Feder mit verspätetem Dehnbeginn reden. Die Verlängerung der Feder erfolgt nun bei gleichmäßigem Anwachsen der ziehenden Kraft nicht gleichmäßig, sondern allmählich ansteigend und erst von einer gewissen Grenze ab ist die Längenzunahme der Kraftzunahme proportional, die Dehnbarkeit also konstant, und zwar übereinstimmend mit der Dehnbarkeit einer nicht gestauchten Feder von übrigens gleichen Abmessungen. Wir bezeichnen den zur Erreichung dieser Grenze der vollen oder freien Dehnbarkeit benötigten Zug als *Freidehnbelastung*, die Länge der Feder bei dieser Grenze als *Freidehnlänge*. Die freie Dehnbarkeit oder Weichheit der Feder ist also von der Stärke der Stauchung und der Verspätung des Dehnbeginns unabhängig. Die Belastungen, welche nötig sind, um eine gestauchte Feder überhaupt zu dehnen und um sie frei zu dehnen, können noch so groß sein, ist einmal die Grenze der Freidehnbarkeit erreicht, dann genügt dasselbe Mehrgewicht wie bei der ungestauchten Feder, um dieselbe erhebliche Verlängerung zu bewirken.

Um zu beurteilen, ob eine Feder passend gewählt ist, wird man sich zunächst von der Größe der zur Bewegung des gelähmten Gliedes erforderlichen Kraft, zweitens von der Größe der durch die Feder tatsächlich entwickelten Kraft Rechenschaft geben. Wenn beide gemäß dem oben auseinandergesetzten Prinzip der eben noch genügenden Federkraft zueinander stimmen, so bezeichnen wir die Feder als wohl abgepaßt.

Diese Untersuchung ist für jede mögliche Stellung des Gliedes und des Apparates anzustellen. Zeigt sich die Federung für alle Stellungen gleichmäßig abgepaßt, d. h. mutet sie dem verkürzten Antagonisten nicht wesentlich mehr oder womöglich weniger Anstrengung zu als dem gedehnten, so nennen wir sie ausgeglichen. Zweitens wird man feststellen, ob und inwieweit die Beanspruchung der Feder innerhalb der physikalisch zulässigen Grenzen bleibt und ihre Festigkeit den ihr zugemuteten Belastungen genügt und wie groß demgemäß die „Sicherheit“ der Konstruktion ist.

Man wird sich von diesen Verhältnissen entweder durch Rechnung oder durch Versuch, noch besser durch beides: durch Rechnung beim Entwurf, durch messende Versuche nach der Ausführung überzeugen. Es wird die Hauptaufgabe der nächsten Paragraphen sein, klarzulegen, wie diese Berechnungen und Versuche anzustellen sind.

Oft wird man, auch wenn man besten Federstahl verwendet, das Material bis an die äußerste Grenze beanspruchen müssen, überhaupt nicht sowohl die Feder für den Apparat aussuchen, als vielmehr den Apparat der technisch möglichen Feder anpassen müssen. Die Feder ist der wichtigste, aber auch der schwierigste Bestandteil, sie ist die Seele des Apparates und das Kreuz des Konstrukteurs. Dahin wenigstens geht meine Erfahrung. Andern allerdings hat, wie mir scheint, dies Problem weniger Kopfzerbrechen gekostet. Glücklicher als ich erledigt ein Autor die Frage der zu seinem Apparat gehörigen Feder mit der Bemerkung, daß jeder Klempner eine solche für einige Pfennige aus Stahldraht wickeln könne. Als Ergebnis solcher naiven Technik sehen wir dann freilich jene mangelhaft federnden Apparate, welche wir oben als pseudoelastische bezeichneten. Eine stählerne Feder oder ein Gummiband machen eben noch keinen wirklichen elastischen Apparat; es kommt alles auf das Wie der Konstruktion an.

Darüber, wie weit es bei unsern neuen Modellen gelungen ist, den obigen Anforderungen Rechnung zu tragen, berichten die Tabellen 34 bis 37, S. 436 ff. nebst Kurvenzeichnungen Fig. 89, sowie die Übersichtstabelle des § 76 und die Berechnungen der §§ 89 bis 95, 124, 125.

Wir haben im vorstehenden immer davon gesprochen, daß die Feder zieht, biegt oder drillt, kurz, daß sie den Apparat oder das Leibesglied bewegt, es aktiv angreift. Wir können aber mit dem gleichen Recht sagen, daß sie vom Apparat oder vom Leibesglied und den in ihm tätigen antagonistischen Muskeln angegriffen, gezogen, gebogen, gedrillt wird. Der Kraft, die die Feder ausübt, entspricht jederzeit eine Gegenkraft von genau gleicher Größe wiewohl umgekehrtem Vorzeichen. Die erstere Auffassung, welche die Feder als tätig denkt, liegt dem Orthopäden näher, der die Feder an Stelle des gelähmten Muskels zu wirken beauftragt, die letztere Auffassung entspricht besser der mechanistischen Denkweise der heutigen Physik und Technik. Sie liegt zugrunde, wenn der Techniker von der Grenze spricht, bis zu der die Feder belastet, bis zu der sie auf Zug oder Biegung oder Drillung beansprucht werden darf. Doch klingt die biologische Anschauungsweise auch beim Techniker durch, wenn er statt von zulässiger Beanspruchung von zulässiger Anstrengung redet, wobei auch ihm offenbar das Bild des tätigen Muskels vorschwebt (C. BACH).

§ 67. Orthopädisch wichtige Federarten.

Die Bedeutung der Federung für viele unserer Prothesen ist so groß, daß man geradezu sagen kann, die Leistungsfähigkeit und Brauchbarkeit des Apparates ist bestimmt durch die Güte und Zweckmäßigkeit der Sprungfeder, und jede neue Art von Feder eröffnet der Kunst des Prothesenbaues neue Möglichkeiten. Hier werden Technik und Techniker — ich meine die wahren Techniker im Gegensatz zu uns nur nebenbei technisch tätigen Ärzten — der Orthopädie noch manchen Dienst leisten können. Einstweilen habe ich versucht, mit den bescheidenen Hilfsmitteln einer Schlosserwerkstatt und einer Leitspindeldrehbank voranzukommen.

Mein Ziel war dabei, Federn zu finden, welche gemäß den im vorigen Abschnitt auseinandergesetzten Gesichtspunkten Nachgiebigkeit (Weichheit) mit Festigkeit und hoher Beanspruchbarkeit (über Zusammenhang und Unterschied dieser beiden Eigenschaften vgl. später § 69) vereinigen und welche dadurch zur Herstellung ausgeglichener Federungen geeignet sind, und ferner solche Federn, welche in der besprochenen Weise als unechte Gelenke verwendet werden können. Für diesen Zweck ist es wesentlich, daß die Feder nahe an das anatomische Gelenk herangebracht werden kann, und dazu hilft, wenn sie wenigstens in einer Richtung flach ist, wenig aufliegt, wie der Handwerker sagt, und zwar in der Richtung ihrer Biegungsachse, falls wir sie neben das Gelenk verlegen wollen (Fig. 50c), in der Richtung senkrecht dazu, falls wir sie über oder unter dem Gelenk anbringen wollen (Fig. 50g, h). Außerdem kann es erwünscht sein, daß sie in der zur Biegungsrichtung senkrechten Ebene möglichst stabil sei.

Ich will in folgendem eine kurze Übersicht über sämtliche von mir als für die Technik der Lähmungsprothesen wichtig und zweckmäßig erkannten Federarten geben und in diesem Rahmen gleichzeitig die auf Grund obiger Überlegungen neu eingeführten Federungen besprechen. Die beigefügten Bilder wichtiger Federungen mögen die Beschreibung veranschaulichen (Fig. 55 bis 57 und 64 bis 73, S. 392).

Im allgemeinen können wir ein federndes Gebilde in dreierlei wesentlich verschiedener Weise beanspruchen: erstens auf Zug oder Druck, zweitens auf Biegung, drittens auf Drillung (Torsion), und danach unterscheiden: Zug- oder Druckfedern, Biegefedern, Drillfedern.

Das einfachste in der Technik gebräuchliche federnde Gebilde ist der Stab aus rundem Draht. Auf Zug oder Druck beansprucht ist seine Weichheit zu gering, als daß er für die Zwecke der Orthopädie in Betracht käme, auch als Drillfeder ist er aus diesem Grunde nicht geeignet. Dagegen kommt er gelegentlich als Biegefeder zur Verwendung. Je dünner wir dabei den Draht wählen, um so weicher (biegsamer) wird er, um so stärker dürfen wir ihn durchbiegen, ohne die Festigkeitsgrenze zu überschreiten, um so geringer aber ist die Last, die wir ihm zumuten dürfen. Um Weichheit und Festigkeit zu vereinigen, müssen wir viele einzelne Drähte nebeneinander anordnen, was natürlich nur in beschränktem Maße möglich ist (vgl. Fig. 64).

Weiter kommen wir schon, wenn wir als Biegefeder statt eines runden Stabes einen solchen von rechteckigem Querschnitt wählen und dabei die

Querschnittsbreite groß, die Querschnittshöhe gering machen. Damit gelangen wir zu dem federnden Blechstreifen oder der Blattfeder. Sie federt im Gegensatz zum Draht wesentlich nur in einer Richtung, nämlich senkrecht zur Querschnittsbreite. Je dünner das Blech, um so größer die zulässige Durchbiegung. Um gleichzeitig Festigkeit zu erzielen, machen wir die Feder breit, oder, da das natürlich seine Grenzen hat, helfen wir uns dadurch, daß wir mehrere Federn übereinander legen und sie zu einem Blattfederwerk verbinden. Da der gefährdete Querschnitt der Feder, in welchem bei Überbeanspruchung Verbiegung oder Bruch erfolgt, an der Einspannstelle liegt, so genügt es, daß wir der Feder dort eine breite Basis geben, während wir sie nach dem freien Ende zu gleichmäßig verschmälern dürfen. So erhalten wir die sogenannte Dreieckfeder. Indem wir ihre Federfläche in einzelne Streifen auflösen und diese übereinander legen, erhalten wir ein gleichmäßig abgestuftes Blattfederwerk. Derartige zusammengesetzte Federn finden bekanntlich bei Fahrzeugen aller Art Verwendung. Es ist zu beachten, daß beim Arbeiten des Blattfederwerks die Blätter sich aneinander verschieben müssen, und daß, wenn diese Verschiebung etwa durch Rost behindert ist, die Wirkung der Feder sehr beeinträchtigt werden kann (vgl. Fig. 69 bis 72).

Die meist verwendete Feder in der Orthopädie wie in der sonstigen Technik ist die gewöhnliche Schraubefeder (weniger zweckmäßig Spiralfeder genannt), deren Windungen, meist aus rundem Draht gewickelt, den Gängen einer Schraubenlinie entsprechen. Als Achse der Feder bezeichnen wir die Verbindungslinie der Mittelpunkte der einzelnen Windungen. Diese vielseitige Feder kann nach allen drei Arten beansprucht und mit Vorteil verwendet werden. Die gewöhnliche Art ist die Beanspruchung durch einen in der Richtung der Federachse angreifenden Zug oder Druck. Wir sprechen dann von Zug- oder Druck-Schraubefeder. Zweitens kann die Kraft tangential zur Federachse und dem um sie herumgelegten Windungskreis (und damit in der Richtung eines Drahtelements) angreifen. Die Feder wird dadurch auf- oder zuge-drillt: Drill-Schraubefeder. Drittens kann die Kraft senkrecht zur Federachse angreifen. Die Feder wird dann wie eine Blattfeder durchgebogen: Biege-Schraubefeder. Man vgl. die Fig. 65 A, B, D.

Um Mißverständnissen vorzubeugen, sei bemerkt, daß von der Beanspruchung unserer Federn als Ganzes durchaus zu unterscheiden ist die Art, wie ein isoliertes kurzes Drahtstückchen oder genauer gesagt, wie der einzelne Drahtquerschnitt beansprucht wird, nämlich bei der Zug- und Druck-Schraubefeder auf Drillung (= Torsion oder Drehung; sie wird daher mit andern Federarten auch als Drehungsfeder bezeichnet), bei der Drill-Schraubefeder auf Biegung (Biegungsfeder), bei der Biege-Schraubefeder im einen Teil jeder Windung auf Drillung, im andern auf Biegung. Abermals etwas andres ist die Beanspruchung des einzelnen Querschnittselements, d. h. des Molekulargefüges innerhalb des kleinen Drahtstückchens. Dieses wird auf Schub beansprucht, wenn das Drahtstückchen gedrillt wird, auf Druck und Zug, wenn es gebogen wird.

Bei allen drei Arten der Schraubefeder können wir die erwünschte Festigkeit durch Wahl eines genügend dicken Drahtes herstellen, die

Weichheit dadurch, daß wir ihn weit genug winden, außerdem bei der Zug- und Drill-Schraubenfeder dadurch, daß wir die Zahl der Windungen und damit die Länge der Feder groß machen. Verlängerung der Feder bewirkt auch bei der Biege-Schraubenfeder ebenso wie bei den zuvor besprochenen Biegefedern vermehrte Weichheit, beeinflußt aber gleichzeitig die Festigkeit in ungünstigem Sinn, wie aus den Formeln der Tabelle 33, S. 434 des genaueren zu entnehmen ist. Im übrigen findet gerade die Länge der Feder an den für den Apparat zulässigen Maßen meist rasch ihre Grenze.

Die Biege-Schraubenfeder ist auch als Gelenk verwendbar und ist als solches an gewissen Stellen der Blattfeder wegen ihrer geringen Breite vorzuziehen. Sie ist als solches in unserm Handgelenk-Streckapparat Modell RHb (Fig. 50c, 96) und in unserm Streckfingerling (Fig. 190) benutzt; sonst aber ist sie in dieser Weise, soviel ich sehe, in der Orthopädie noch nicht und auch in der Technik wohl nur selten verwendet worden. Betrachten wir sie daher etwas genauer. Wir spannen sie zu diesem Zweck mit dem einen Ende ein, während das andre Ende wagrecht absteht, und hängen an dieses ein Gewicht an. Dann sehen wir, daß die oberen Bogen der einzelnen Windungen sich voneinander entfernen, während die untern sich einander nähern. Diese Näherung bleibt aus, wenn wir die Feder dicht gewunden haben, d. h. so, daß von vornherein Windung an Windung anliegt. Es findet dann bloß ein Auseinanderklappen der Halbbögen statt, die höchsten Punkte der Windungen weichen am weitesten voneinander, die tiefsten bleiben nach wie vor in Berührung.

Nun können wir bei der Biege-Schraubenfeder, ebenso wie übrigens bei der Zug-Schraubenfeder, durch Pressung (Stauchung) der Windungen den Anfangspunkt verspäten, wie wir das im vorigen Paragraphen besprachen. Wir sehen dann, daß die einzelnen Windungen nicht gleichzeitig aufklappen, sondern zuerst die am eingespannten Ende. Mit wachsendem Gewicht pflanzt sich das Aufklappen von Windung zu Windung nach dem freien Ende zu fort, eine leicht verständliche Erscheinung, da ja das von dem Gewicht auf die einzelnen Windungen ausgeübte Drehmoment, welches das Aufklappen veranlaßt, dem wirksamen Hebelarm, d. h. der Entfernung der Windung vom Angriffspunkt der Last, proportional ist. Je näher eine Windung dem freien Ende ist, um so kürzer ist der Hebelarm, um so größer das Gewicht, das erforderlich ist, um das zur Überwindung der Stauchung nötige Drehmoment zu erzeugen, gleiche Stauchung aller Windungen vorausgesetzt. Allerdings könnten wir die verschiedenen Windungen auch ungleich stauchen und es dabei so einrichten, daß die Verschiedenheit in der Länge des wirksamen Hebelarms durch die Verschiedenheit der Stauchung dermaßen ausgeglichen würde, daß sämtliche Windungen gleichzeitig aufklappen würden. Dann könnten wir den idealen Fall verwirklichen, daß die Feder bis zu einem gewissen kritischen Gewicht überhaupt nicht, dann aber sofort mit größter Nachgiebigkeit (Weichheit) reagiert. Doch ist mir dies einstweilen nur sehr unvollkommen gelungen. Bei der Zug-Schraubenfeder dagegen ist dieser ideale Fall der normale: bei gleichmäßiger Stauchung gehen alle Windungen im selben Moment auf.

Der Schraubenfeder nahe verwandt ist die Spiralfeder; sie unterscheidet sich von ihr dadurch, daß die Größe jeder einzelnen Windung eine andre ist, der Windungsdurchmesser gleichmäßig zu- oder abnimmt, während bei der Schraubenfeder jede Windung der andern gleich ist. Die Form der Spirale ist uns allen vom Schneckenhaus her bekannt, die Spiralfeder noch besonders von der Uhrentechnik her, wo sie als Unruhe oder als Triebfeder Verwendung findet. Sämtliche Windungen der Spiralfeder können in einer Ebene liegen oder aber eine über der andern sich erheben. In letzterem Fall sprechen wir von einer Kegelfeder. Auch bei den Schneckenhäusern unterscheiden wir bekanntlich solche mit flachen und solche mit steigenden Windungen.

Statt aus einem Draht können wir die Spiralfeder aus einem Blechstreifen wickeln. Die eben genannten Federarten der Uhrentechnik stellen solche aufgerollte Stahlbandstreifen dar (vgl. Fig. 55, 73).

Als der Schraubenfeder gleichfalls nahe verwandt, aber nach einer andern Richtung wie die Spiralfeder von ihr abweichend stellt sich die Serpentinfeder dar. Bei ihr wird der Draht statt in runden Windungen wie bei der Schrauben- und Spiralfeder vielmehr in geraden Hin- und Herhängen, in Zickzackwegen oder Serpentinaen geführt; alle einzelnen Serpentinaen sind einander gleich. Die Serpentinfeder ist sonst in keiner Beziehung der Schraubenfeder ebenbürtig, hat aber einen Vorzug vor ihr voraus: ihre Flachheit. Sie ist lang und breit, hat aber sozusagen keine Dicke und gleicht daher in ihrer Gesamtform einem Band. Dadurch vermag sich diese, von HEUSNER in die Orthopädie eingeführte Feder dem menschlichen Körper innig anzuschmiegen, sie trägt wenig auf und ähnelt in dieser Beziehung dem federnden Blechstreifen, der Blattfeder.

Wir konnten den Blechstreifen gleich einem Bande aufrollen und erhielten dann die Spiralfeder der Uhrentechnik. Wir können ebenso das von der Serpentine gebildete Band rollen und haben dann die gerollte Serpentinfeder. Wir können ferner die Serpentine und besonders die leicht gerollte, etwa zum halben Kreisbogen geformte Serpentine ebenso wie die gewöhnliche Blattfeder gleichzeitig als Feder und als orthopädisches Gelenk benutzen. Ja sie ist der Blattfeder in dieser Beziehung deshalb vorzuziehen, weil wir bei gleicher Weichheit den Draht verhältnismäßig dick wählen können und weil hier weniger Gefahr besteht, daß wie beim Blattfederwerk die Wirksamkeit durch Rosten des Stahls beeinträchtigt wird. Diese Verwendung aber wird dadurch schwierig, daß sie nicht wie die Blattfeder wesentlich bloß nach einer Richtung sich biegt, sondern nach allen Seiten nachgibt, insbesondere auch der Drillung ausgesetzt ist und somit der nötigen Stabilität in den nicht gewünschten Bewegungsrichtungen ermangelt.

Diesem Übelstand helfen wir nun ab und verbinden die Vorzüge beider Federarten, indem wir beide zusammenspannen, und zwar so, daß wir die Gänge der Serpentinfeder mit einer Blattfeder durchflechten. Diese kombinierte Serpentin- und Blattfeder hat mir wertvolle Dienste geleistet (vgl. Fig. 56). Neuerdings habe ich jedoch die Benutzung der Serpentinfeder aufgegeben, weil ich auf eine weitere Federart gekommen bin, welche denselben Zweck in noch wesentlich vollkommenerer Weise erfüllt.

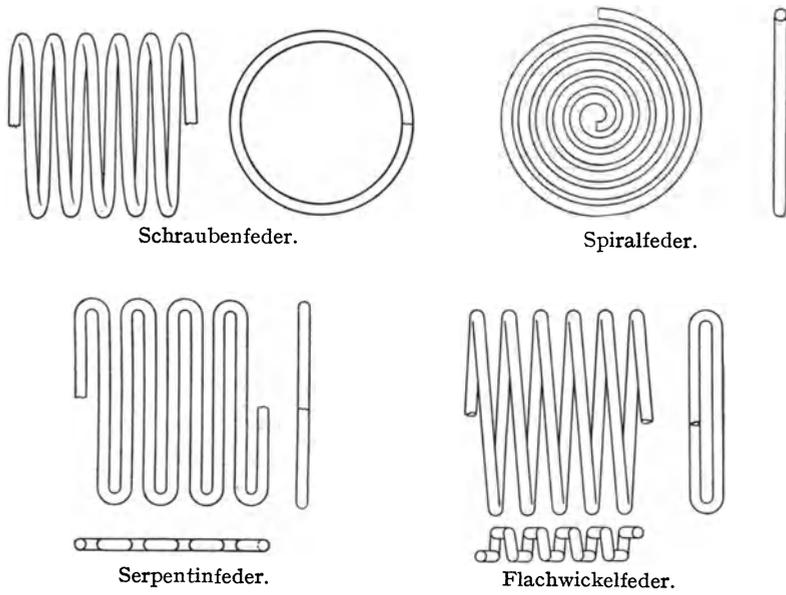


Fig. 55. Die vier Hauptarten der aus Draht gewickelten Federn.

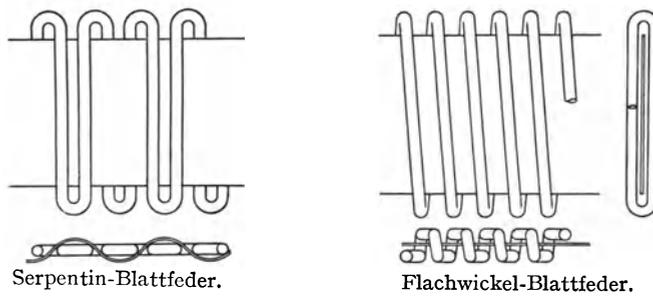


Fig. 56. Kombinierte Federn.

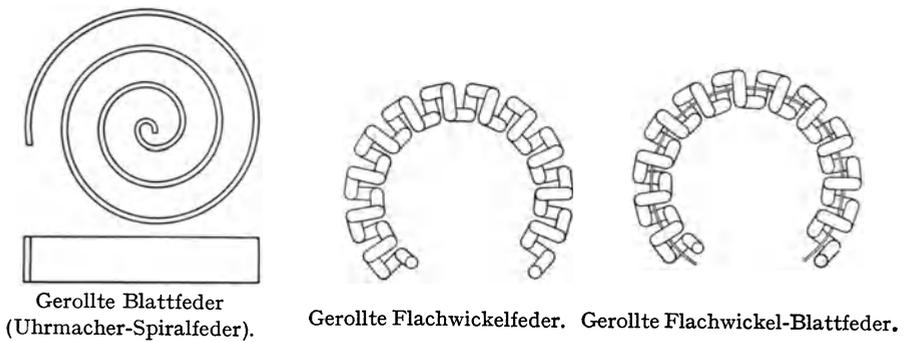


Fig. 57. Gerollte Federn.

Die neue Federart leitet sich von der Flachwickelfeder ab. Als Flachwickelfeder bezeichne ich eine Feder, die dadurch entstanden gedacht werden kann, daß wir einen Draht um einen flachen Stab wickeln, während wir die Schraubenfeder, welche ihr nächst verwandt ist, dadurch herstellen, daß wir den Draht auf einen runden Stab aufwickeln, weshalb wir die Schraubenfeder auch als Rundwickelfeder bezeichnen könnten. Auch können wir uns die Flachwickelfeder aus der Rundwickelfeder dadurch hergestellt denken, daß wir diese platt pressen. Dadurch erhält sie nun insofern Ähnlichkeit mit der Serpentinfeder, als sie jetzt gleichfalls Flächen und Kanten aufweist und als Ganzes einem Band ähnlich sieht. Auch dieses Band können wir aufrollen und erhalten dann die gerollte Flachwickelfeder.

Allerdings ist die Flachwickelfeder nicht ganz so flach und bandartig wie die Serpentinfeder, da sie ja zwei übereinander liegende flache Drahtschichten mit einem flachen Hohlraum dazwischen besitzt. Dafür aber hat sie den Vorzug, daß sie bei gleicher Federlänge eine weit größere Zahl von Windungen zuläßt und daher viel weicher gemacht werden kann als eine Serpentinfeder von entsprechenden äußeren Abmessungen. Ein weiterer Vorzug ist daß, wenn wir die neue Feder, um sie gegen unerwünschte Drillung zu sichern, wieder mit einer Blattfeder kombinieren, diese in dem Hohlraum einen sehr guten Platz findet, in welchem sie ungehindert und reibungsfrei arbeiten kann. Diese kombinierte Flachwickel-Blattfeder können wir dann noch rollen und erhalten so die gerollte Flachwickel-Blattfeder, welche ich neuerdings mit großem Vorteil an Fingerstreckapparaten als Biegefeder und zugleich als unechtes Gelenk verwendet habe. Die Flachwickelfeder wird dabei über die Fläche gebogen. Es besteht die Möglichkeit, sie ebenso wie die Serpentinfeder über die Kante zu biegen; natürlich darf sie dann weder gerollt noch mit einer Blattfeder kombiniert werden (vgl. Fig. 56, 57, 50 g, h).

§ 68. Federformeln.

a) Wir wollen nun unsere bisherigen Betrachtungen über die Eigenschaften der verschiedenen Federn in mathematische Formeln kleiden und ihnen dadurch die für die rechnerische Ermittlung der jeweils zweckmäßigsten Federung erforderliche Genauigkeit geben. Zu diesem Zwecke stellen wir die beiden wichtigsten Eigenschaften, die Nachgiebigkeit und die Festigkeit, als Funktionen der Abmessungen und der Materialbeschaffenheit der Federn dar. Das Endergebnis unserer Überlegungen ist in den Tabellen 32 und 33, Seite 431 ff., aufgezeichnet.

Als Maß der Nachgiebigkeit (Weichheit) benutzen wir den relativen Federungsweg $\frac{f}{p}$, d. h. den Weg f , welchen das Ende der Feder, an welchem wir angreifen, unter diesem Angriff zurücklegt, dividiert durch die Kraft (Last) p , mit welcher wir angreifen, bei Biege- und Drillfedern auch den relativen Federungswinkel $\frac{\varphi}{m}$, d. h. den Winkel φ , welchen der angreifende Hebel r beschreibt, dividiert durch das Drehmoment m , mit welchem wir

angreifen (Fig. 58). Zwischen beiden Maßen bestehen die grundlegenden Beziehungen:

$$f = r \varphi \quad \text{und} \quad m = r p,$$

mithin

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{f}{p} \frac{1}{r^2},$$

wie aus der Fig. 58 b sowie aus der Definition des Drehmoments (vgl. erste Hälfte § 5b) leicht zu entnehmen ist. Der Winkel ist dabei durch die Länge seines Bogens vom Halbmesser r gemessen.

Es ist selbstverständlich, sei aber doch noch ausdrücklich gesagt, daß wir bei unsrer Überlegung, indem wir den relativen Federungsweg als Maß der Weichheit ansprechen, von der Annahme ausgehen, der Federungsweg sei stets der Belastung proportional, also $\frac{f}{p}$ für jede Feder eine konstante Größe, einerlei ob die Feder stark oder schwach beansprucht wird.

Diese Annahme entspricht dem HOOKESchen Gesetz, nach welchem jede Längenänderung der sie veranlassenden Kraft proportional ist. Da wir die Länge des Hebels r als konstant ansehen, so ist auch der relative Federungswinkel $\frac{\varphi}{m}$ für den ganzen Ausschlagsbereich ein und derselbe. Das HOOKESche Gesetz trifft für unser wichtigstes Material, den Stahl, ziemlich genau zu.

(Als spezifischen Federungsweg können wir denjenigen Weg bezeichnen, den der Angriffspunkt einer Feder von der Drahtlänge $\mathfrak{L} = r$ unter der Einwirkung der Kraft 1 zurücklegt, d. h. den Weg dividiert durch das Produkt aus Drahtlänge und Last: $\frac{f}{p \mathfrak{L}}$. Entsprechend bezeichnen wir den Ausdruck $\frac{\varphi}{p \mathfrak{L}}$ als spezifischen Federungswinkel.)

Als Maß für die „reziproke Weichheit“ benutzen wir die Quotienten $\frac{p}{f}$ und $\frac{m}{\varphi}$.

Als Maß der Beanspruchbarkeit verwenden wir die zulässige Last p^\dagger , d. h. die Last, die wir der Feder aufbürden dürfen, ohne daß sie Schaden leidet, d. h. dauernd verbogen wird, oder auch den zulässigen Federungsweg f^\dagger oder bei Biege- und Drillfedern das zulässige Drehmoment m^\dagger oder den zulässigen Federungswinkel φ^\dagger bzw. φ^\dagger . Zwischen diesen Größen bestehen die Beziehungen:

$$\begin{aligned} f^\dagger &= p^\dagger \frac{f}{p}, \\ m^\dagger &= p^\dagger r, \\ \varphi^\dagger &= m^\dagger \frac{\varphi}{m} = p^\dagger \frac{f}{r p}. \end{aligned}$$

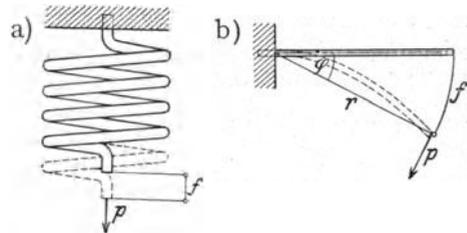


Fig. 58 a und b. Ziehende und biegende Angriffsweise einer Feder. p Last (Gegenzug), f Federungsweg, r Hebel, φ Biegungswinkel.

Dabei haben wir die Winkel $\hat{\varphi}$ und $\hat{\varphi}^\dagger$ in Bogenmaß ausgedrückt. Durch Multiplikation mit $\frac{180}{\pi} = \text{etwa } 57$ bekommen wir sie in Winkelgraden gemessen. Früherer Festsetzung gemäß (§ 5g) haben wir die in Bogenmaß gerechneten Winkel durch einen über das Winkelzeichen gesetzten Bogen kenntlich gemacht, der bei den in Grad gemessenen Winkeln wegbleibt. Wir schreiben also:

$$\varphi = \frac{180}{\pi} \hat{\varphi} = \text{etwa } 57 \hat{\varphi} ,$$

$$\varphi^\dagger = \text{etwa } 57 \hat{\varphi}^\dagger .$$

Wir fassen sämtliche vorstehenden Gleichungen unter dem Namen der Umrechnungsformeln zusammen.

Die physikalische Beschaffenheit der Federn, soweit sie für uns von Wichtigkeit ist, erfassen wir mit Hilfe von vier physikalischen Konstanten, welche sind: das Elastizitätsmaß oder der Elastizitätsmodul E , das Schubelastizitätsmaß oder Gleitmaß G , die zulässigen Spannungen für Biegung und für Drehung k_b und k_d . Wenn die Federn aus bestem Federstahl hergestellt sind, dürfen für die physikalischen Konstanten folgende Zahlenwerte gesetzt werden:

$$E = 2200 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$

$$G = 800 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$

$$k_b = 5 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$

$$k_d = 4 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$

Vgl. „Hütte“, 22. Aufl. 1915, I, S. 487, 597 Anm., 504; F. KOHLRAUSCH, Lehrbuch der prakt. Physik, 11. Aufl. 1910, Tab. 20.

Als fünfte physikalische Konstante gesellt sich zu den eben aufgezählten vieren bei der gestauchten Feder noch ein Koeffizient hinzu, welcher über den Grad der Stauchung Auskunft gibt (Koeffizient η , vgl. später Abschnitt k).

Zu diesen physikalischen Konstanten treten dann die geometrischen Eigenschaften hinzu, vor allem, falls es sich wie zumeist um aus rundem Draht gefertigte Federn handelt, der Drahtdurchmesser d , die Drahtlänge \mathcal{L} und die Form, in welcher wir den Draht gebogen haben. Schließlich kommt es noch auf die Art an, wie wir die Feder einspannen, und wie sie demgemäß im Apparat angreift und selber angegriffen und beansprucht wird. Und nun ist die Aufgabe, Formeln anzugeben, welche die zuvor genannten Ausdrücke für die Weichheit und Beanspruchbarkeit der Feder darstellen als Funktionen dieser physikalischen und geometrischen Eigenschaften.

b) Die Lösung dieser Aufgabe hatte ich mir anfangs sehr einfach vorgestellt, indem ich annahm, daß ich alle benötigten Formeln in der technischen Literatur vorfinden würde. Ich mußte mich bald überzeugen, daß das nicht der Fall war, wenigstens nicht in der mir in Straßburg zugänglichen Literatur. Nur für die allerdings sehr wichtige Zug-Schraubenfeder, die einzige für uns in Betracht kommende Feder mit ziehender Angriffs-

weise, konnte ich die erforderlichen beiden Hauptformeln ohne weiteres den technischen Handbüchern entnehmen. Für die vielerlei Federn mit biegender Angriffsweise, welche wir brauchen, sah ich mich darauf angewiesen, eigene Überlegungen und Versuche anzustellen.

Die Ursache, warum die in der Technik bisher üblichen Formeln für die Orthopädie nicht ausreichen, ist offenbar die, daß die Technik im allgemeinen, wenn sie Federn nötig hat, nicht in Raum und Formgebung so beschränkt ist wie die Orthopädie und nicht wie diese das Äußerste aus Federn von gegebenen knappen Abmessungen herauszuholen genötigt ist. So sieht sich die Orthopädie häufig veranlaßt, ihren Federn sehr weitgehende Biegungen zuzumuten — bei unsern Fingerstreckapparaten bis zu einem Winkel von etwa 360° —, während die Technik meist mit verhältnismäßig geringen Formänderungen ihrer Federn auskommt. Daher greift die Orthopädie zu Federformen und zu Verwendungsweisen der Federn, welche in der Technik deshalb nicht benutzt werden, weil man dort auf wenige, rein technisch betrachtet besonders vorteilhafte Arten und Anwendungen sich beschränken kann.

So stand ich vor der ersten Schwierigkeit, daß ich für viele der von mir als für unsre Zwecke vorteilhaft erkannten Federungen in der technischen Literatur keine Formeln vorfand. Mehr noch: ich mußte einsehen, daß selbst mit der Ableitung einiger neuer Formeln für diese oder jene Feder die gestellte Aufgabe eigentlich nicht gelöst war, daß es vielmehr galt, wenigstens für die besonders wichtige Gruppe der aus Draht hergestellten Biege- und Drillfedern ein umfassenderes Problem zu lösen. Diese Federn nämlich werden bereits jetzt von uns in so vielgestaltiger Weise gebaut und eingebaut, daß es recht umständlich wäre, für jede Abart eine eigene Formel zu entwickeln und zu buchen, vor allem aber sind außer den bisher verwendeten noch unzählige andre Formgebungen denkbar, und der Konstrukteur steht immer wieder aufs neue vor der Überlegung, ob er die einzelnen Gänge seiner Drahtfeder nicht noch anders anordnen soll.

Aus dieser fast unbegrenzten Möglichkeit und Freiheit im Aufbau der Federn erwächst die Forderung nach einer gleichen Beweglichkeit der zur Berechnung verwendeten Formeln, d. h. nach Formeln, welche nicht die einzelne Feder, sondern die Federgattung, das im einzelnen Federelement sich verwirklichende Prinzip erfassen, und nach einem System von Formeln, welches für möglichst vielerlei Kombinationen von Federelementen jeweils die zugehörige individuelle Formel im Bedarfsfall aufzustellen gestattet. So kam ich dazu, das System von Formeln zu entwickeln, welches die Tabellen 32 und 33, S. 431 f. zeigen. Selbstverständlich handelt es sich bei dieser Entwicklung zumeist nur um Umformungen längst vorhandener Formeln und um ihre Anpassung an unsre besondern Bedürfnisse.

Damit aber ergab sich eine zweite Schwierigkeit. Die vorhandenen Formeln sind unter der Voraussetzung errechnet und erprobt, daß die Durchbiegungen der Feder verhältnismäßig gering sind, so gering, daß der Abstand des Angriffspunktes vom Einspannort sich nicht wesentlich ändert und die Angriffsrichtung annähernd dieselbe, der wirksame Hebel

also konstant bleibt. Diese Voraussetzungen treffen bei weitgehenden Biegungen nicht mehr zu (vgl. unsre Fig. 58 b, 59, 60, nebst den Bemerkungen dazu im nächsten Abschnitt, ferner „Hütte“ I, 22. Aufl., 1915, S. 532 und C. BACH, Elastizität und Festigkeit, 6. Auflage 1911, S. 199).

Um auf theoretischem Wege zu Formeln zu gelangen, welche den durch starke Biegungen und Drehungen bedingten weitgehenden Formänderungen der Feder Rechnung tragen, bedürfte es eingehender mathematischer Überlegungen, zu welchen mir Zeit und Beruf fehlte. Andererseits erschien es mir nicht zulässig, ohne weiteres anzunehmen, daß die unter den besagten einfachen Verhältnissen und Voraussetzungen ausreichenden Formeln auch für unsre so viel weiter gehenden Beanspruchungen gültig seien. So begab ich mich auf den Weg des Experiments und hatte das Glück zu finden, daß innerhalb des für unsre Zwecke benötigten Umkreises die bisherigen Formeln und die aus ihnen von mir abgeleiteten Formeln noch als genügend genau und zutreffend betrachtet werden dürfen. Tabelle 35 S. 437f. zusammen mit den Versuchsbeschreibungen des § 71 gibt Auskunft über diese Untersuchungen (vgl. auch die Schlußbemerkungen der §§ 94, 92, 93). Nach wie vor bleibt natürlich eine gründliche theoretische Erforschung und eine weit umfassendere Durchexperimentierung des ganzen Gebiets, als ich sie leisten konnte, ein dringender Wunsch.

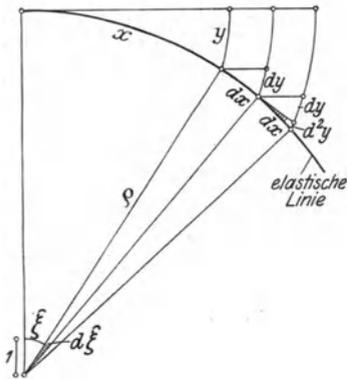


Fig. 59. Ableitung der Gleichung der elastischen Linie, zu welcher der federnde Stab gebogen ist. x Länge des Stabs vom Einspannort ab, ρ Krümmungshalbmesser, ξ Krümmungswinkel in Bogenmaß gemessen, y Durchbiegung. Die beiden gestrichelten Winkel sind einander gleich (d. h. beide $d\xi$), weil ihre Schenkel sich unter gleichen Winkeln schneiden. Die Schenkel jedes gestrichelten Winkels sind außerdem unter sich gleich lang oder werden es, wenn $d\xi$ unendlich klein wird. Die drei zugehörigen Dreiecke sind also ähnlich und es gilt:

$$\frac{d\xi}{1} = \frac{dx}{\rho} = \frac{d^2y}{dx^2}, \text{ also } \frac{1}{\rho} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{d^2y}{dx^2}.$$

Vgl. auch die bekannte Gleichung des Krümmungskreises, „Hütte“ I, 22. Aufl., S. 93.

c) Der Federungsweg. 1. Die theoretischen Untersuchungen über die Biegung eines federnden Stabs führen zu der Grundgleichung für den Krümmungshalbmesser ρ (vgl. „Hütte“ I, 1915, S. 532, BACH, 1911, S. 198f.):

$$\frac{1}{\rho} = \frac{m}{EJ},$$

in welcher E den Elastizitätsmodul, m das Drehmoment, J das Trägheitsmoment an der untersuchten Stelle des Stabes bezeichnet. Aus Fig. 59 erhellt, daß wenn wir mit ξ den Krümmungswinkel oder vielmehr die Länge seines Bogens in einem Kreise vom Halbmesser 1, mit x die Länge des gebogenen Stabes vom Einspannort bis zu der ins Auge gefaßten Biegungsstelle und mit y die Durchbiegung an dieser Stelle bezeichnen, die Gleichungen gelten:

$$\frac{1}{\rho} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{d^2y}{dx^2} = \frac{m}{EJ}.$$

Die Längen x und y stellen dabei die Koordinaten der sogenannten elastischen Linie unsres Stabes dar. Mittelpunkt unsres Koordinatennetzes ist der Einspannort. Die Ordinaten y sind als Kreisbögen um den Einspannort als Zentrum geschlagen. Es ist klar, daß diese Konstruktion nur so lange geometrisch ausführbar ist, als die Entfernung zwischen den beiden Stabenden durch die Verbiegung des Stabes nicht wesentlich verändert ist, d. h. die Länge des von der Stabachse beschriebenen Bogens mit seiner Sehne gleich gesetzt werden darf. Das Drehmoment m ist gleich dem Produkt aus der den Stab biegenden Last (oder Zug) p multipliziert mit dem Hebel dieses Zuges, d. i. mit dem Abstand des Angriffspunktes des Zugs von der untersuchten Stelle oder umgekehrt gleich dem Produkt aus der Kraft p , welche der gebogene Stab am Angriffsort ausübt multipliziert mit diesem Abstand. Dieser Abstand ist seinerseits gleich dem Abstand r des Einspannpunktes vom Angriffspunkt vermindert um die eben genannte Länge x (vgl. Fig. 60). Also

$$m = p(r - x)$$

und

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{p(r - x)}{EJ}$$

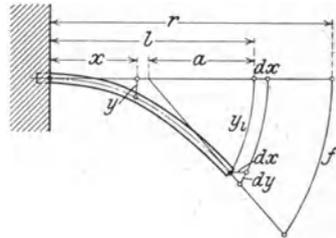


Fig. 60. Ableitung der Gleichung für den Federungsweg f . Es gilt:

$$y_l = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l = \frac{f}{r - l + a}$$

2. Wir fassen nun zwei verschiedene Fälle ins Auge. Zunächst den Fall, daß das Trägheitsmoment des Stabes überall dasselbe, J also konstant ist, ein Fall, der dann stets zutrifft, wenn der Querschnitt unsres Drahtes oder federnden Blechstreifens in seiner ganzen Länge unverändert bleibt. Dann erhalten wir, indem wir die vorstehende Gleichung integrieren, für die Neigung des Stabes an der untersuchten Stelle den Ausdruck:

$$\frac{dy}{dx} = \frac{p}{EJ} \left(rx - \frac{1}{2} x^2 \right)$$

und durch abermalige Integration für die Durchbiegung:

$$y = \frac{p}{EJ} \left(\frac{1}{2} r x^2 - \frac{1}{6} x^3 \right).$$

Wir nehmen an, daß von dem gesamten Abstand r zwischen Einspannstelle und Angriffspunkt nur ein Teil federnd sei, daß also der sich biegende Stab nicht bis zum Angriffspunkt reiche, sondern daß die letzte Strecke jenes Abstandes aus starrem Material gebildet sei. Bezeichnen wir die Länge der federnden Strecke mit l , die Durchbiegung am Ende derselben mit y_l , die Neigung daselbst mit $\left(\frac{dy}{dx}\right)_l$ und das durch die Verlängerung der starren Strecke des beanspruchten (und gebogenen) Stabes auf der biegsamen Strecke des unbeanspruchten (nicht gebogenen) Stabes abgeschnittene Stück mit a , so ergeben sich aus den geometrischen Beziehungen der Fig. 60 für die Länge des Federungsweges f die Gleichungen:

$$\frac{f}{r - l + a} = \frac{y_l}{a} = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l$$

und hieraus durch einfache Umformung:

$$f = y_l \frac{r-l}{a} + y_l = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l (r-l) + y_l.$$

Indem wir für y_l und $\left(\frac{dy}{dx}\right)_l$ diejenigen Werte einsetzen, welche wir erhalten, wenn wir in den zuvor entwickelten Gleichungen für die Durchbiegung y und die Neigung $\frac{dy}{dx}$ den unbestimmten Wert x durch die Länge l ersetzen, folgt:

$$\begin{aligned} f &= \frac{p}{EJ} \left(rl - \frac{1}{2}l^2\right)(r-l) + \frac{p}{EJ} \left(\frac{1}{2}rl^2 - \frac{1}{6}l^3\right) \\ &= \frac{plr^2}{EJ} \left(1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2\right) = \frac{plr^2\lambda}{EJ}, \\ \frac{f}{p} &= \frac{lr^2\lambda}{EJ}, \text{ falls wir } \lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2 \text{ setzen.} \end{aligned}$$

Der Zahlenwert des Faktors λ schwankt zwischen dem Höchstwert 1 für den Fall, daß $l = 0$ wird und dem Mindestwert $\frac{1}{3}$ für den Fall, daß $l = r$ ist. Er ist um so höher, je kleiner l im Verhältnis zu r ist, d. h. je mehr alle Teile unserer Feder, z. B. die Drahtwindungen, aus denen sie sich zusammensetzt, am Einspannort zusammengedrängt sind. Die im vorigen Paragraphen besprochene Überlegenheit der Flachwickelfeder gegenüber der Serpentinfeder beruht mit darauf, daß sie eine stärkere Zusammendrängung zuläßt.

3. Wir fassen nun den zweiten Fall ins Auge, daß das Trägheitsmoment des federnden Stabes an verschiedenen Stellen desselben verschieden ist, und zwar daß es vom Einspannort nach dem Angriffspunkt zu gleichmäßig abnimmt, also gerade so wie der Hebel proportional ist dem Werte $r-x$ und am Einspannort den Höchstwert J besitzt. Dann ist der Wert des Trägheitsmoments in der Entfernung x vom Einspannort $J \frac{r-x}{r}$, und unsere Grundgleichung nimmt die Form an:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{pr(r-x)}{EJ(r-x)} = \frac{pr}{EJ} = \text{konstant.}$$

Die genau wie vorhin durchgeführte Berechnung der Neigung, der Durchbiegung und des Federungsweges liefert die Gleichungen:

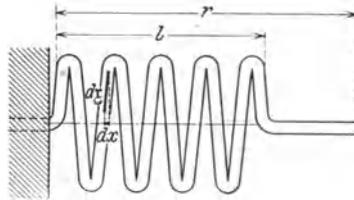
$$\frac{dy}{dx} = \frac{pr}{EJ} x,$$

$$y = \frac{pr}{2EJ} x^2,$$

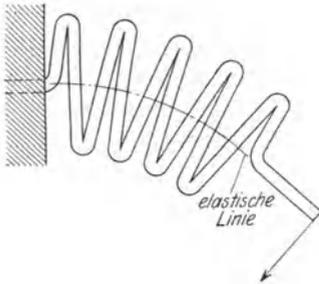
$$f = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l (r-l) + y_l = \frac{pr}{EJ} \left(l(r-l) + \frac{l^2}{2}\right) = \frac{plr^2}{EJ} \left(1 - \frac{l}{r}\right) = \frac{plr^2\lambda'}{EJ},$$

$$\frac{f}{p} = \frac{lr^2\lambda'}{EJ}, \text{ falls wir } \lambda' = 1 - \frac{l}{r} \text{ setzen.}$$

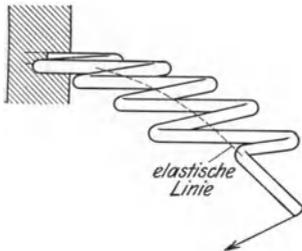
4. Wir kehren nun wieder zu dem ersten Fall des gleichbleibenden Trägheitsmomentes zurück, nehmen aber an, daß der federnde Stab (Draht) seine Richtung ändere und seine Achse nicht mehr vom Einspannort direkt nach dem Angriffspunkt, d. h. in der Richtung des Hebels verlaufe, sondern in Zickzackwindungen geführt sei, welche alle mit dieser Richtung denselben Winkel bilden, so daß also der Stab vom Einspannort aus dem



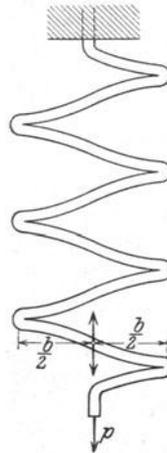
a) Unbeansprucht. Es gilt: $\frac{d\mathbf{x}}{dx} = \frac{\mathcal{L}}{l}$, wenn \mathcal{L} = Länge des Drahtes.



b) Über die Kante gebogen.



c) Über die Fläche gebogen.



d) Auf Zug beansprucht. Die Strecke zwischen zwei Kehren kann aufgefaßt werden als aus zwei gleichen Halbstrecken von der Länge $b/2$ bestehend, an welchen die Last p mit dem Hebel $b/2$ angreift.

Fig. 6r. Zickzackfeder.

Angriffspunkt sich gleichmäßig nähert. Bezeichnen wir dann mit \mathcal{L} die Gesamtlänge des Stabes oder Drahtes und mit l nach wie vor die Länge der Feder in der Richtung des Hebels, d. h. die in der Luftlinie gemessene Strecke, um welche ihr freies Ende dem Angriffspunkt näher liegt als das eingespannte, ferner mit \mathbf{x} den Abstand einer beliebigen Stelle vom Einspannort längs der Stabachse gemessen und mit x nach wie vor denselben Abstand in der Luftlinie oder in der elastischen Linie längs der Feder gemessen, so gilt:

$$\frac{x}{\mathbf{x}} = \frac{l}{\mathcal{L}}.$$

Ferner setzen wir fest, daß der Stab in seiner ganzen Länge innerhalb der Biegungsebene, d. i. innerhalb der Ebene unsres Koordinatensystems verbleiben soll. Diese Bedingungen lassen sich beispielsweise dadurch verwirklichen, daß wir als Stab einen Draht verwenden, welchen wir in gleichförmige Zickzackwindungen hin und her geführt und dann so belastet haben, wie das Fig. 61a, b veranschaulicht.

Die einzelne gerade Strecke des Drahts wird dann ebenso durchgebogen, wie wenn sie von der Richtung vom Einspannort zum Angriffspunkt (im selben Abstand von diesem) verlief. Denn die Durchbiegung ist nur von der Größe des biegenden Moments und der Beschaffenheit des Drahts, aber nicht von dem Winkel abhängig, den die Drahtachse mit der Richtung des Hebels bildet, wie das Fig. 62 veranschaulicht. Die Kehren zwischen den einzelnen geraden Strecken, nehmen wir an, sind so scharf und kurz, daß wir sie nicht besonders zu berücksichtigen brauchen, sondern wie bei solchen Berechnungen üblich, als steif und unbiegsam ansehen können.

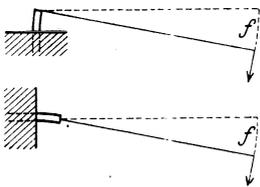


Fig. 62. Die Durchbiegung des kurzen Stabes, an dem ein verhältnismäßig sehr langer Hebel angreift, und sein Federungsweg f ist unabhängig davon, ob der Hebel in der Richtung der Stabachse oder in einem Winkel zu ihm angreift.

Als elastische Linie der Feder betrachten wir dann die die Mittelpunkte der einzelnen Windungen verbindende Bogenlinie. Für die Durchbiegung gilt offenbar die unsrer früheren Gleichung:

$$\frac{1}{Q} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{m}{EJ}$$

analoge Gleichung:

$$\frac{1}{Q} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{m}{EJ} \cdot \frac{dx}{dx},$$

denn innerhalb der gleichen kleinen Strecke der elastischen Linie findet jetzt eine stärkere Durchbiegung statt als früher, wo die Strecke der elastischen Linie mit der Stabstrecke zusammenfiel; und zwar ist die Durchbiegung in gleichem Maße gewachsen wie die Stabstrecke gegenüber der elastischen Linie. Da aber

$$\frac{dx}{dx} = \frac{x}{x} = \frac{Q}{l}$$

ist, so gilt

$$\frac{d\xi}{dx} = \frac{m}{EJ} \frac{Q}{l}.$$

Genau wie früher haben wir außerdem die geometrische Beziehung:

$$\frac{d\xi}{dx} = \frac{d^2y}{dx^2}.$$

Daraus folgt:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{m}{EJ} \frac{Q}{l}$$

und durch eine der früheren ganz entsprechende Weiterentwicklung:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{p(r-x)}{EJ} \frac{Q}{l}, \quad f = \frac{p r^2 l \lambda}{EJ} \frac{Q}{l}$$

und schließlich für den relativen Federungsweg:

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathcal{L} r^2 \lambda}{EJ}, \text{ falls wir wieder } \lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3} \left(\frac{l}{r}\right)^2 \text{ setzen.}$$

Indem wir $\frac{f}{p}$ gemäß Abschnitt a durch $\frac{\hat{\varphi}}{m} r^2$ ersetzen, haben wir für den relativen Winkelausschlag

$$\frac{\hat{\varphi}}{m} = \frac{\mathcal{L} \lambda}{EJ}.$$

Mit \mathcal{L} haben wir dabei die Drahtlänge unsrer Feder, mit l die Federlänge, d. i. den Abstand der ersten Windung von der letzten bezeichnet. In dem Grenzfall, daß die Zickzackwinkel völlig gestreckt werden, der Draht also gerade verläuft und $\mathcal{L} = l$ ist, geht unsre neue Gleichung wieder in die frühere über. Diese neue Gleichung stellt also die allgemeine Gleichung der mit Beanspruchung der Federelemente auf Biegung arbeitenden Sprungfedern dar. Die früher besprochenen Federarten: Serpentinfeder und Flachwickelfeder sind als Sondergestaltungen dieser Zickzackfeder anzusehen.

5. Wir fassen nunmehr eine neue Möglichkeit ins Auge. Wir hatten unsre Drahtwindungen vorhin in die Biegungsebene gelegt. Wir drehen nunmehr die ganze Feder um ihre elastische Linie als Achse, und zwar um einen Winkel von 90° , so daß wir statt der Anordnung der Fig. 61b jene der Fig. 61c erhalten. Die Drahtwindungen kommen dann in die zur Biegungsebene senkrecht stehende Ebene zu liegen. Wir nehmen an, daß die Zickzackwinkel klein sind, die einzelnen Windungsgänge also annähernd parallel liegen. Damit sind die mechanischen Bedingungen, unter welchen die Feder arbeitet, insofern wesentlich geändert, als das einzelne Drahtstück jetzt nicht mehr auf Biegung, sondern auf Drillung beansprucht wird.

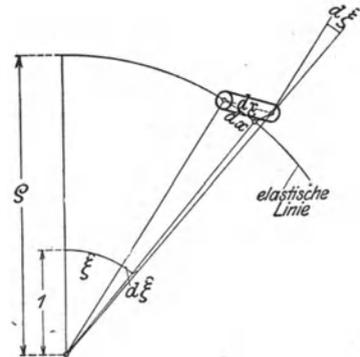


Fig. 63. Die elastische Linie der Zickzackfeder. Es gilt:

$$\frac{1}{\rho} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{d\xi}{dx} \frac{\mathcal{L}}{l}.$$

Für die Drillung gilt nun die Grundformel (BACH 1911, S. 303, Gleichung 5 in Zusammenhalt mit S. 299):

$$\vartheta = \frac{m}{GJ_{\pi}}$$

in welcher G das Schubelastizitätsmaß, J_{π} das polare Trägheitsmoment — das bisher von uns verwendete Trägheitsmoment J ist das äquatoriale — und ϑ den verhältnismäßigen Drehungswinkel bezeichnet, d. h. den Winkel, um welchen zwei Stabquerschnitte, die um die Längeneinheit voneinander in der Stabachse abstehen, gegeneinander verdreht werden. Der Drehungswinkel des Stabquerschnitts aber stimmt mit unserm früheren Krümmungswinkel der elastischen Linie überein, und der verhältnismäßige

Drehungswinkel mit dem Differentialquotienten desselben nach der Stablänge, wie aus Fig. 63 erhellt, d. h.

$$\vartheta = \frac{d\xi}{d\mathfrak{x}}.$$

Indem wir wieder wie vorhin $d\mathfrak{x}$ ersetzen durch $dx \frac{\Omega}{l}$ und auch weiterhin genau der früheren Entwicklung (Abschnitt c 1) entsprechende Umformungen vornehmen, erhalten wir:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{\rho(r-x)}{GJ_\pi} \frac{\Omega}{l},$$

$$\frac{f}{\rho} = \frac{\Omega r^2 \lambda}{GJ_\pi}, \quad \text{wobei wieder } \lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3} \left(\frac{l}{r}\right)^2 \text{ ist.}$$

Damit haben wir die allgemeine Gleichung der mit Beanspruchung der Federelemente auf Drillung arbeitenden Sprungfedern gewonnen.

Zu dieser letzten Formel ist nun allerdings zu bemerken, daß, wenn wir die ganze Zickzackfeder über die Fläche biegen, außer der von uns berechneten Beanspruchung der Drahtelemente auf Drillung stets noch eine gewisse Beanspruchung auf Biegung statthat, die wir bisher vernachlässigt haben. Biegung findet aus zweierlei Gründen statt. Erstens verlaufen die einzelnen geraden Strecken der Feder nicht genau senkrecht zum Hebel, sondern etwas schräg, so daß sie mit dem einen Ende dem Einspannort, mit dem andern den Angriffspunkt näher liegen (vgl. Fig. 61a). Entsprechend dieser Einstellung in der Richtung des Hebels werden sie außer auf Drillung auch auf Biegung beansprucht. Besonders aber gilt dies von den Kehren, in welchen die einzelnen geraden Strecken aneinander stoßen; hier verläuft der Draht völlig in der Richtung des Hebels. Wenn aber diese Kehren eng und kurz sind, d. h. die geraden Strecken in scharfen Winkeln aneinanderstoßen, und wenn ferner diese Winkel recht spitz sind, d. h. die geraden Strecken nur wenig schräg zur Richtung des Hebels gestellt sind, so dürfen wir diese erste Beanspruchung auf Biegung bei unsrer Berechnung vernachlässigen.

Um uns über die zweite Art klar zu werden, nehmen wir für einen Augenblick an, unsre Zickzackfeder werde als Zugfeder verwendet. Dann werden die einzelnen geraden Strecken zu S-ähnlichen doppelt gekrümmten Linien durchgebogen, wie das Fig. 61d zeigt. Genau die gleiche Durchbiegung, müssen wir annehmen, findet auch bei der von uns untersuchten Beanspruchung gemäß Fig. 61c noch neben der Drillung dieser Strecken statt. Zu dem vorhin berechneten Federungsweg kommt demgemäß noch ein weiterer Federungsweg hinzu, dessen Größe sich aus folgender Überlegung ergibt (vgl. Fig. 61d).

Wir denken uns die einzelne gerade Strecke bestehend aus zwei gleichlangen Halbstrecken, von welchen jede mit dem einen Ende an der Kehre fest eingespannt ist, während am anderen Ende, d. h. in der Mitte der gesamten geraden Strecke, die Kraft ρ , mit welcher wir unsre Gesamtfeder belasten, angreift und die eine Halbstrecke nach oben, die andere nach unten

durchbiegt. Jede Halbstrecke stellt also eine gerade Stabfeder von der Federlänge $\frac{b}{2}$ dar, auf welche die Last mit einem Hebel von der gleichen Größe $\frac{b}{2}$ einwirkt. Ihr relativer Federungsweg beträgt also gemäß Abschnitt c 2 Schluß (da in diesem Fall $\lambda = \frac{1}{3}$ ist):

$$\frac{\left(\frac{b}{2}\right)^3}{3 EJ}$$

und der entsprechende relative Federungsweg der ganzen Feder, die aus $2n$ Halbstrecken besteht, ist:

$$\frac{2n\left(\frac{b}{2}\right)^3}{3 EJ} = \frac{\Omega b^2}{12 EJ},$$

letzteres deshalb, weil bei engem Aneinanderliegen der Windungen, wie wir es annehmen, die gesamte Länge des Drahts Ω gleich ist dem Produkt aus der Länge einer Windung und der Zahl der Windungen: $\Omega = nb$. Indem wir diesen Betrag zu dem früher unter ausschließlicher Berücksichtigung der Drillung berechneten Wert des relativen Federungsweges addieren, erhalten wir folgende genauere Formel für die über die Fläche gebogene Zickzackfeder:

$$\frac{f}{p} = \frac{\Omega r^2 \lambda}{G J_\pi} + \frac{\Omega b^2}{12 EJ} = \frac{\Omega r^2 \lambda}{G J_\pi} \left(1 + \frac{G J_\pi}{12 EJ \lambda} \left(\frac{b}{r} \right)^2 \right).$$

Der zweite Posten in der Klammer nimmt für runden Stahldraht den Wert $\frac{0,06}{\lambda} \left(\frac{b}{r} \right)^2$ an und kann in dem Fall, daß die Federbreite b wesentlich kleiner ist als der Hebel r , vernachlässigt werden, zumal wenn gleichzeitig l erheblich kleiner als r und mithin λ nicht viel kleiner als 1 ist. Bei unserer Verwendungsweise dieser Federn trifft dies stets zu, und wir werden daher weiterhin uns der ursprünglich abgeleiteten einfacheren Formel bedienen.

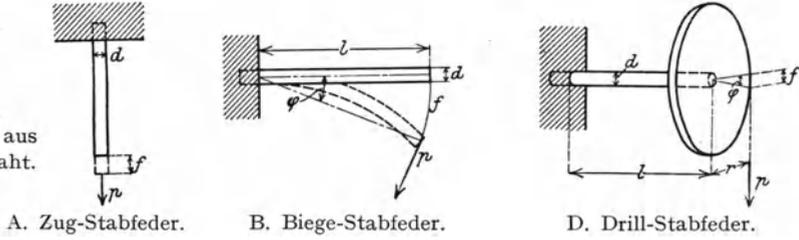
6. Nach diesen Vorbereitungen sind wir so weit, daß wir für eine Reihe von Federn, die für uns besonderes Interesse haben, die speziellen Formeln ableiten können, welche in Tabelle 33, S. 434 aufgezeichnet sind. Der Wert des äquatorialen Trägheitsmoments ist in dem besonders wichtigen Fall des kreisrunden Querschnitts, wie wir ihn beim gewöhnlichen Draht haben, $J = \frac{\pi d^4}{64}$ und der des polaren Trägheitsmoments doppelt so groß $J_\pi = \frac{\pi d^4}{32}$. Also ergibt sich für den relativen Federungsweg des runden Drahts bei Beanspruchung auf Biegung der Wert

$$\frac{f}{p} = \frac{\Omega r^2 \lambda}{E J} = \frac{64 \Omega r^2 \lambda}{\pi E d^4},$$

bei Beanspruchung auf Drillung

$$\frac{f}{p} = \frac{\Omega r^2 \lambda}{E J_\pi} = \frac{32 \Omega r^2 \lambda}{\pi G d^4}.$$

Fig. 64.
Stabfedern aus
rundem Draht.

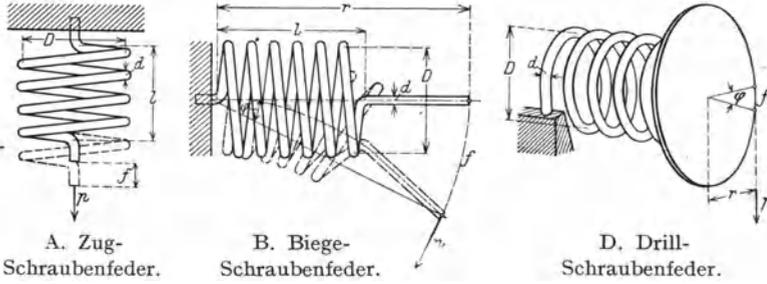


A. Zug-Stabfeder.

B. Biege-Stabfeder.

D. Drill-Stabfeder.

Fig. 65.
Schrauben-
federn aus rundem
Draht.

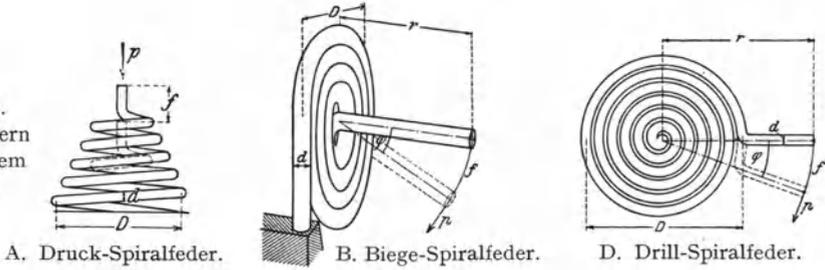


A. Zug-Schraubenfeder.

B. Biege-Schraubenfeder.

D. Drill-Schraubenfeder.

Fig. 66.
Spiralfedern
aus rundem
Draht.



A. Druck-Spiralfeder.

B. Biege-Spiralfeder.

D. Drill-Spiralfeder.

Fig. 67 a. Serpentin-
feder über die Kante
gebogen.

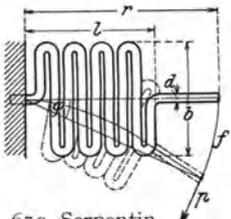


Fig. 67 b. Serpentin-
feder über die Fläche
gebogen.

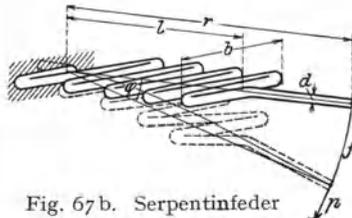


Fig. 68. Flachwickelfeder
über die Fläche gebogen.

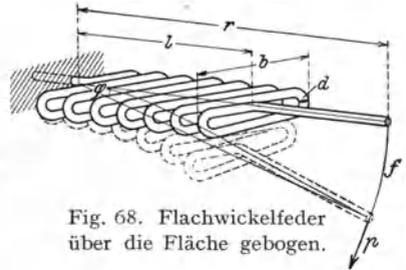


Fig. 69. Rechteckfeder.

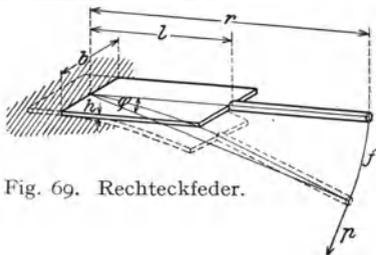


Fig. 70.
Dreieckfeder,
abgestumpft.

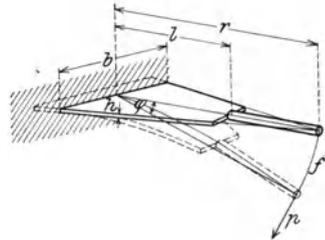


Fig. 71.
Blattfederwerk aus gleichen
Rechteckfedern.

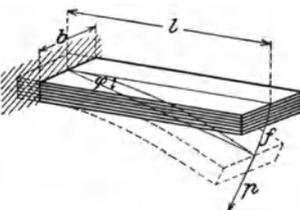


Fig. 72.
Blattfederwerk aus (gleichmäßig)
gestuften Rechteckfedern.

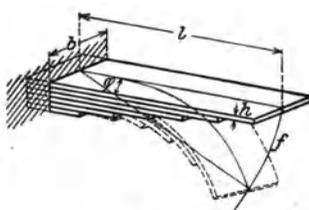
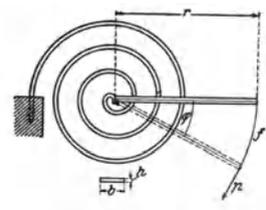


Fig. 73:
Drill-Spiralfeder aus einem
Blechstreifen gewickelt.



Für die einfachste, d. h. nur aus einem geraden Stück runden Drahts bestehende Stabfeder, wie sie Fig. 64 zeigt, gilt mithin im ersten Fall, d. h. bei Beanspruchung auf Biegung (Biege-Stabfeder), vorausgesetzt, daß der Angriffspunkt am Draht selber sich befindet, also Drahtlänge, Federlänge und Hebel übereinstimmen, d. h. $\mathcal{L} = l = r$ und mithin $\lambda = \frac{1}{3}$ ist:

$$\frac{f}{p} = \frac{64 \mathcal{L} r^2 \lambda}{\pi E d^4} = \frac{64 l^3}{3 \pi E d^4}.$$

Im zweiten Fall, d. h. bei ausschließlicher Beanspruchung auf Drillung (Drill-Stabfeder) ist die Federlänge, d. h. Ausdehnung der Feder in der Richtung vom Einspannort zum Angriffspunkt $l = 0$, also $\lambda = 1$, und wir haben

$$\frac{f}{p} = \frac{32 \mathcal{L} r^2}{\pi G d^4}.$$

Haben wir es mit einer Feder zu tun, deren runder Draht in gleichförmigen Zickzackwindungen, sei es nach Art der Serpentinefeder, sei es in der Weise der Flachwickelfeder geführt ist (Fig. 67, 68), so ist die gesamte Drahtlänge \mathcal{L} gleich der Zahl der einzelnen Windungen (Halbwindungen) multipliziert mit der Länge jeder einzelnen Windung; diese Länge wiederum ist annähernd gleich der Breite der Feder, d. h. wir haben

$$\mathcal{L} = n b.$$

Folglich gilt für die über die Kante gebogene Feder, deren einzelne Drahtstücke ausschließlich auf Biegung beansprucht werden:

$$\frac{f}{p} = \frac{64 n b r^2 \lambda}{\pi E d^4},$$

und für die über die Fläche gebogene Feder, deren Stücke, wenn wir von der kurzen Strecke an den Wendepunkten absehen, fast nur auf Drillung beansprucht werden

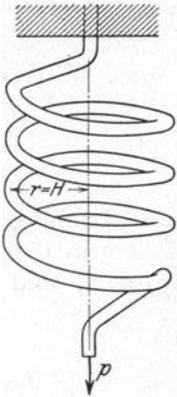
$$\frac{f}{p} = \frac{32 n b r^2 \lambda}{\pi G d^4} \left(1 + \frac{G}{6 E \lambda} \left(\frac{b}{r} \right)^2 \right).$$

Den zweiten Posten in der Klammer dürfen wir zumeist vernachlässigen und erhalten dann die einfachere in Tabelle 33 angegebene Formel. Vgl. oben Abschnitt 5, Schluß. Wenn wir umgekehrt den ersten Posten streichen, so erhalten wir die Gleichung für die auf Zug beanspruchte Feder:

$$\frac{f}{p} = \frac{16 n b^3}{3 \pi E d^4}.$$

7. Wir betrachten nun die auf Zug beanspruchte Schraubenfeder. Bei ihr werden sämtliche Drahtstücke gleich beansprucht, und zwar wenn die Feder flach gewunden ist, fast ausschließlich auf Drillung mit einem Hebel, der gleich dem Halbmesser H der Windungen ist (Fig. 74). Dieser Hebel ist für alle Drahtstückchen derselbe, alle sind gleich weit vom Angriffspunkt, als welcher in diesem Falle die die Mittelpunkte der Windungen verbindende Federachse zu gelten hat, entfernt. Die Erstreckung der Feder

in der Richtung des Hebels, die wir mit dem Buchstaben l zu bezeichnen pflegen, ist also gleich Null und das Verhältnis dieser Erstreckung zum



74. Mechanisches Prinzip der Zug-Schraubenfeder. Die Drillung des Drahtquerschnitts erfolgt mit einem Hebel r der gleich dem Windungshalbmesser H ist.

Hebel $\frac{l}{r}$ ebenso. Mithin ist der Faktor

$$\lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3} \left(\frac{l}{r} \right)^2 = 1,$$

und es gilt daher die Formel

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathcal{L} H^2}{G J_{\pi}}.$$

Hieraus erhalten wir für den runden Draht, bei dem $J_{\pi} = \frac{\pi d^4}{32}$ ist, wenn wir den Windungsdurchmesser $D = 2H$ einführen, und berücksichtigen, daß die Drahtlänge $\mathcal{L} = \pi n D$ ist, die in Tabelle 33 aufgezeichnete Formel:

$$\frac{f}{p} = \frac{8 \mathcal{L} D^2}{\pi G d^4} = \frac{8 n D^3}{G d^4}.$$

8. Das Trägheitsmoment bei rechteckigem Querschnitt ist

$$J = \frac{1}{12} b h^3,$$

wenn wir mit b die Breite, mit h die Höhe des federnden Blechstreifens bezeichnen. Einen federnden flachen Blechstreifen nennen wir Blattfeder und bezeichnen seine Länge wieder mit dem Buchstaben l . Ist die Breite in der ganzen Länge dieselbe, so sprechen wir von einer Rechteckfeder (Fig. 69). Für die Biege-Rechteckfeder gilt:

$$\frac{f}{p} = \frac{12 l r^2 \lambda}{E b h^3}.$$

Falls die Länge l der Feder den ganzen Raum zwischen Einspann- und Angriffsort einnimmt, also $l = r$ ist, wird $\lambda = 1 - 1 + \frac{1}{3} = \frac{1}{3}$ und die Formel lautet:

$$\frac{f}{p} = \frac{4 l^3}{E b h^3}.$$

Ist die Biege-Blattfeder zugespitzt geschnitten, so daß sie an der Einspannstelle die Breite b besitzt und gegen den Angriffspunkt gleichmäßig sich verjüngt, so gelten die Formeln

$$\frac{f}{p} = \frac{12 l r^2 \lambda'}{E b h^3},$$

und falls sie bis zum Angriffspunkt reicht, d. h. falls $l = r$ und also $\lambda = \frac{1}{3}$ ist:

$$\frac{f}{p} = \frac{6 l^3}{E b h^3}.$$

In diesem letzteren Fall sprechen wir von einer Dreiecksfeder, sonst von einer abgestumpften Dreiecksfeder (Fig. 70).

d) Die zulässige Belastung p^\dagger einer Feder und das zulässige Drehmoment m^\dagger erhalten wir bekanntlich durch die Formel („Hütte“ I, 1915, S. 524):

$$m^\dagger = p^\dagger r = k W,$$

worin W das Widerstandsmoment und k die zulässige Beanspruchung der Feder bezeichnet, ein Begriff, auf welchen wir später noch zurückkommen (§ 69).

Die zulässige Beanspruchung wird überschritten, wenn an irgendeiner Stelle der Feder die Gefahr dauernder Deformation entsteht. Die Stelle, an welcher diese Gefahr zuerst auftritt, nennen wir den gefährlichen oder gefährdeten Querschnitt. Er findet sich bei unsrer Feder meist an der Einspannstelle, an welcher ja der die Feder biegende Zug mit dem größten Hebel angreift (vgl. Fig. 58b). Je nachdem, ob die Beanspruchung am gefährdeten Querschnitt auf Biegung oder Drillung statthat, ist für die zulässige Beanspruchung der Wert k_b oder k_d (vgl. oben, Abschnitt a) und für das Widerstandsmoment der Wert W (Widerstandsmoment gegen Biegung) oder W_d (dasselbe für Drillung) in die Formel einzusetzen.

Für den runden Querschnitt ist

$$W = \frac{\pi d^3}{32}, \quad \text{dagegen} \quad W_d = \frac{\pi d^3}{16} \quad (\text{„Hütte“ I, 1915, S. 537, 568, 596}),$$

also doppelt so groß, während der Unterschied zwischen k_b und k_d wenigstens für Stahl nur gering ist (vgl. oben Abschnitt a). Die Beanspruchung auf Biegung ist also gefährlicher als die auf Drillung unter sonst gleichen Verhältnissen. Nun sind bei den meisten aus Draht gleichmäßig gewundenen Federn stets Stücke vorhanden, welche auf Biegung beansprucht werden; bei der zuletzt in Abschnitt c, 5 besprochenen über die Fläche gebogenen Zickzackfeder, deren Windungen sonst nur auf Drillung beansprucht werden, findet doch in den Kehrpunkten eine Beanspruchung auf Biegung statt. Wenn diese Stücke auch noch so kurz sind (so daß wir sie bei Berechnung des relativen Federungsweges vernachlässigen können), so sind sie doch selbstverständlich lang genug, damit in ihnen Überlastung und damit dauernde Verbiegung oder Bruch der Feder eintreten kann. Um diese Schädigung zu vermeiden, ist die zulässige Belastung für diese Federn stets nach der für die Biegung geltenden Formel zu berechnen, d. h. es gilt:

$$p^\dagger = \frac{\pi k_b d^3}{32 r}.$$

Genau die gleiche Formel gilt für die Drill-Schraubenfeder. Für die Zug-Schraubenfeder dagegen haben wir bloß mit Beanspruchung auf Drillung zu rechnen und erhalten, indem wir wieder r durch $\frac{1}{2} D$ ersetzen (vgl. oben Abschnitt c, 7):

$$p^\dagger = \frac{\pi k_d d^3}{8 D}.$$

Für den rechteckigen Querschnitt ist das Widerstandsmoment bei Beanspruchung auf Biegung $W = \frac{b h^3}{6}$. Es gilt also für die Rechteckfeder:

$$p^\dagger = \frac{k_b b h^2}{6 r} \quad \text{und} \quad m^\dagger = \frac{k_b b h^2}{6}.$$

Dieselben Formeln gelten für die Dreieckfeder. Bei dieser sowie bei allen Federn, für welche die in Abschnitt c, 3 besprochene Voraussetzung gleichmäßiger Abnahme des Trägheitsmoments nach dem Angriffspunkt zu zutrifft, gibt es keinen besonders gefährdeten Querschnitt, vielmehr werden alle Querschnitte gleichmäßig beansprucht.

e) Wir gehen zur Untersuchung kombinierter Federungen über. Wir setzen mehrere, sagen wir zunächst zwei Federn zu einer einzigen neuen zusammen und fragen, wie wir die unbekanntenen Werte der Weichheit und Festigkeit dieser neuen Gesamtfeder aus den bekannten Werten der Teilfedern berechnen können. Zwei Arten der Zusammensetzung sind zu unterscheiden: die einzelnen Teilfedern können nebeneinander geschaltet sein oder sie können hintereinander geschaltet sein. Was damit gemeint ist, ergibt sich ohne weiters aus der Fig. 75 und 76.

1. Betrachten wir zunächst die Nebeneinanderschaltung! Mit $\frac{p}{f}$ bezeichnen wir wie bisher die relative Belastung der kombinierten Feder, d. h. die Last, welche wir anhängen müssen, damit das freie Ende sich um den Federungsweg 1 fortbewegt, mit $\left(\frac{p}{f}\right)_{,}$ und $\left(\frac{p}{f}\right)_{,,}$ die entsprechenden Werte der beiden Teilfedern. Es ist aus Fig. 75 a ohne weiteres einleuchtend, daß wir um die Gesamtfeder um den Federungsweg 1 zu dehnen, eine Last anhängen müssen, welche gleich ist der Summe der für die beiden einzelnen Federn benötigten Last. Also:

$$\frac{p}{f} = \left(\frac{p}{f}\right)_{,} + \left(\frac{p}{f}\right)_{,,} \quad \text{und} \quad \frac{f}{p} = \frac{1}{\frac{1}{\left(\frac{f}{p}\right)_{,}} + \frac{1}{\left(\frac{f}{p}\right)_{,,}}}$$

Aus Fig. 76 a leuchtet ebenso unmittelbar ein, daß

$$\frac{m}{\varphi} = \left(\frac{m}{\varphi}\right)_{,} + \left(\frac{m}{\varphi}\right)_{,,}$$

Eben diese Gleichung ergibt sich aus der vorigen auch vermittels unsrer Umrechnungsformel

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{f}{p} \frac{180}{\pi r^2},$$

denn der Hebel r ist für die Gesamtfeder derselbe wie für jede Teilfeder.

Wir fragen nun nach der Beanspruchbarkeit unsrer Feder, d. h. nach dem Federungsweg, welchen wir ohne Schaden ihr zumuten dürfen. Offenbar darf dieser nicht größer sein als der für jede der beiden Einzelfedern eben noch zulässige Federungsweg. In mathematischen Zeichen ausgedrückt heißt das:

$$f_1^* \geq f^* \geq f_2^*.$$

Daraus folgt mittels unsrer Umrechnungsformeln leicht der Wert von p^* , nämlich

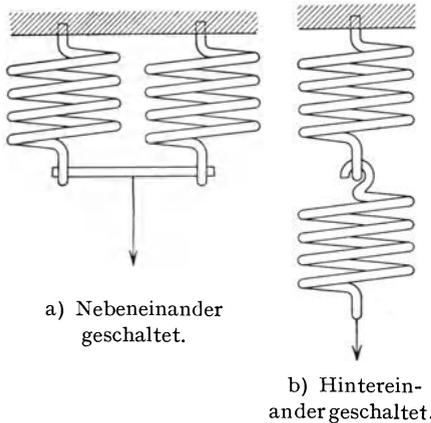
$$p_1^* \left(\frac{f}{p}\right)_{,} / \frac{f}{p} \geq p^* \leq p_2^* \left(\frac{f}{p}\right)_{,,} / \frac{f}{p}.$$

Bei biegender Angriffswise gilt:

$$\varphi_1^\dagger \geq \varphi^\dagger \leq \varphi_2^\dagger$$

und

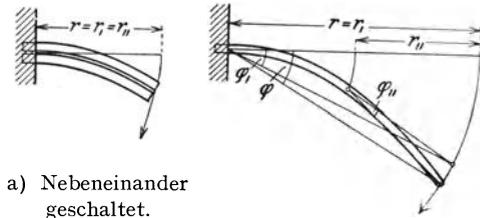
$$m_1^\dagger \left(\frac{\varphi}{m} \right)_1 \Big/ \frac{\varphi}{m} \geq m^\dagger \leq m_2^\dagger \left(\frac{\varphi}{m} \right)_2 \Big/ \frac{\varphi}{m}.$$



a) Nebeneinander geschaltet.

b) Hintereinander geschaltet.

Fig. 75. Kombinierte Zugfedern.



a) Nebeneinander geschaltet.

b) Hintereinander geschaltet.

Fig. 76. Kombinierte Biegefedern.

2. Wir betrachten nun zweitens den Fall der Hintereinanderschaltung zweier Federn. Aus Fig. 75b und 76b ist wohl leicht anschaulich, daß der Federungsweg der Gesamtfeder gleich ist der Summe der Federungswege der beiden Einzelfedern:

$$f = f_1 + f_2.$$

Da die angreifende Kraft für alle Federn dieselbe ist, gilt eine entsprechende Formel auch für die relativen Federungswege:

$$\frac{f}{\phi} = \left(\frac{f}{\phi} \right)_1 + \left(\frac{f}{\phi} \right)_2.$$

Wie aber steht es mit dem relativen Federungswinkel einer Biegefeder? Hier lehrt die Betrachtung der Fig. 76b, daß der Beitrag, welchen zwei einzelne Teilfedern gleicher Beschaffenheit zum Biegungswinkel der Gesamtfeder liefern, ganz verschieden ist je nach dem Hebelabstand, welcher ihnen vermöge ihres Platzes in der Gesamtfeder zukommt. Der Beitrag ist um so größer, je näher die Teilfeder dem Einspannort sich befindet, um so geringer, je näher sie dem Angriffspunkt liegt. Und zwar aus einem doppelten Grund: erstens weil das auf sie wirkende Drehmoment dem Hebelabstand proportional ist; zweitens weil der Federungswinkel der Einzelfeder, nur wenn sie am Einspannpunkt selber ihren Platz hat, unverkürzt als Federungswinkel der Gesamtfeder in Rechnung zu stellen ist, sonst nur mit einem Bruchteil seiner Größe, der um so geringer ist, je näher sie dem Angriffspunkt liegt. Zu einer genauen Formulierung dieser Be-

ziehungen gelangen wir vermittels unsrer Umrechnungsformeln. Wir haben:

$$\begin{aligned}\frac{\varphi}{m} &= \frac{180}{\pi} \frac{f}{p} \frac{1}{r^2}, \\ \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} &= \frac{180}{\pi} \left(\frac{f}{p}\right)_{,} \frac{1}{r_{,}^2}, \\ \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} &= \frac{180}{\pi} \left(\frac{f}{p}\right)_{,,} \frac{1}{r_{,,}^2}.\end{aligned}$$

Diese Werte in die zuvor gefundene Formel einsetzend erhalten wir:

$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} \left(\frac{r_{,}}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} \left(\frac{r_{,,}}{r}\right)^2$$

und weiter:

$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} \left(\frac{r_{,,}}{r}\right)^2,$$

da ja $r_{,} = r$ ist.

Was die zulässige Beanspruchung anlangt, so ist aus Fig. 75 b und 76 b klar, daß wir an die Gesamtfeder kein größeres Gewicht anhängen dürfen, als wir jeder einzeln Teilfeder ohne Schaden aufbürden können:

$$p_{,}^{\dagger} \geq p^{\dagger} \leq p_{,,}^{\dagger}.$$

Durch einfache Umrechnungen ergeben sich aus dieser Gleichung die weitem Formeln:

$$\begin{aligned}f_{,}^{\dagger} \frac{f}{p} \left| \left(\frac{f}{p}\right)_{,} \right. &\geq f^{\dagger} \leq f_{,,}^{\dagger} \frac{f}{p} \left| \left(\frac{f}{p}\right)_{,,} \right., \\ m_{,}^{\dagger} \frac{r}{r_{,}} &\geq m^{\dagger} \leq m_{,,}^{\dagger} \frac{r}{r_{,,}}, \\ \varphi_{,}^{\dagger} \frac{\frac{\varphi}{m} r}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} r_{,}} &\geq \varphi^{\dagger} \leq \varphi_{,,}^{\dagger} \frac{\frac{\varphi}{m} r}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} r_{,,}}.\end{aligned}$$

Wir haben bisher immer nur zwei Einzelfedern zu einer Gesamtfeder zusammengesetzt. Es ist aber leicht einzusehen, daß wir die so entstandene Gesamtfeder selber wieder als Einzelfeder betrachten und mit andern Federn weiterkombinieren können und daß dabei unsre Formeln ihre Gültigkeit behalten. Wir können diese aber auch so umgestalten, daß wir eine Gesamtfeder unmittelbar aus einer größern Anzahl einzelner Teilfedern zusammengesetzt denken und ihre Eigenschaften aus denen der Teilfedern ableiten, also beispielsweise für den Fall einer dreiteiligen Feder schreiben:

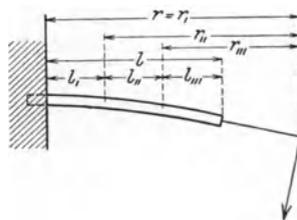
$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} \left(\frac{r_{,}}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} \left(\frac{r_{,,}}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,,} \left(\frac{r_{,,,}}{r}\right)^2.$$

Wir bezeichnen sämtliche in diesem Abschnitt entwickelten Formeln als Kombinationsformeln.

3. Manchem Leser wird es vielleicht erwünscht sein, an einem Beispiel die Anwendungsweise unsrer Kombinationsformeln sich zu veranschaulichen und zugleich von ihrer Richtigkeit sich zu überzeugen. Wenn sie richtig sind, so müssen wir die Wirkung einer gleichmäßig gebauten Feder, die uns die früher gefundenen Gleichungen unmittelbar zu berechnen erlauben, auch auf dem Umwege finden können, daß wir die Feder in eine Anzahl Teilfedern uns zerlegt denken, die Wirkung jeder einzelnen berechnen und dann diese Wirkungen auf Grund unsrer Kombinationsformeln summieren. Die Summe muß dem unmittelbar berechneten Werte gleich sein.

Nehmen wir an, die Länge l einer auf Biegung beanspruchten Feder von konstantem Trägheitsmoment verhalte sich zum Hebel r wie 3 zu 5. Dann ist $\lambda = 1 - \frac{3}{5} + \frac{1}{3} (\frac{3}{5})^2 = \frac{1}{25}$ und gemäß Abschnitt c, 4:

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\mathcal{Q} \lambda}{E J} = \frac{\mathcal{Q}}{E J} \frac{13}{25}.$$



Denken wir uns nun diese Feder zerlegt in drei hintereinander geschaltete Teilfedern, jede von der gleichen Länge $\frac{1}{3} l$. Dann ist, wie aus Fig. 77 erhellt, der Hebel der ersten $r_I = r = \frac{5}{3} l$, also

Fig. 77. Biegefeder als aus drei gleich langen hintereinander geschalteten Teilfedern zusammengesetzt:

$$l_I = l_{II} = l_{III} = \frac{1}{3} l = \frac{1}{5} r.$$

$$\frac{l_I}{r_I} = \frac{\frac{1}{3} l}{\frac{5}{3} l} = \frac{1}{5} \quad \text{und} \quad \lambda_I = 1 - \frac{1}{5} + \frac{1}{3} (\frac{1}{5})^2 = \frac{61}{75}.$$

Für die zweite Teilfeder gilt:

$$r_{II} = \frac{4}{3} r = \frac{4}{3} l \quad \text{und} \quad \lambda_{II} = 1 - \frac{1}{4} + \frac{1}{3} (\frac{1}{4})^2 = \frac{37}{48},$$

für die dritte:

$$r_{III} = \frac{3}{5} r = l \quad \text{und} \quad \lambda_{III} = 1 - \frac{1}{3} + \frac{1}{3} (\frac{1}{3})^2 = \frac{19}{27}.$$

Für den relativen Winkelausschlag jeder der drei Federn ergibt sich dann:

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)_I = \frac{\frac{1}{3} \mathcal{Q} \lambda_I}{E J} = \frac{\mathcal{Q}}{E J} \frac{61}{225}, \quad \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{II} = \frac{\mathcal{Q}}{E J} \frac{37}{144}, \quad \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{III} = \frac{\mathcal{Q}}{E J} \frac{19}{81}$$

und für die kombinierte Wirkung von allen dreien zusammen gemäß der Ende des vorigen Abschnitts gefundenen Gleichung:

$$\begin{aligned} \frac{\varphi}{m} &= \left(\frac{\varphi}{m}\right)_I \left(\frac{r_I}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{II} \left(\frac{r_{II}}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{III} \left(\frac{r_{III}}{r}\right)^2 \\ &= \frac{\mathcal{Q}}{E J} = \left(\frac{61}{225} + \frac{37}{144} \left(\frac{4}{5}\right)^2 + \frac{19}{81} \left(\frac{3}{5}\right)^2\right) \\ &= \frac{\mathcal{Q}}{E J} \frac{117}{225} = \frac{\mathcal{Q}}{E J} \frac{13}{25} = \frac{\varphi}{m}, \end{aligned}$$

was zu beweisen war.

4. Wir betrachten ein zweites Beispiel, bei welchem wir uns die Gesamtfeder nicht nur aus drei, sondern aus einer sehr großen Zahl von Einzelfedern aufgebaut denken. Den relativen Federungsweg einer über

ihre Fläche sich biegender Serpentinfeder (Fig. 67b) ergibt unsre frühere Berechnung (Abschnitt c, 6) zu

$$\frac{f}{p} = \frac{32 n b r^2 \lambda}{\pi G d^4}.$$

Die Feder ist aus n einzelnen Windungen von der Länge b zusammengesetzt, der Abstand der ν ten Windung von der Einspannstelle sei x . Dann verhält sich dieser Abstand zur Gesamtlänge l der Feder wie

$$\frac{x}{l} = \frac{\nu}{n}.$$

Der Hebel der Gesamtfeder ist r , der Hebel der einzelnen Windung also $r - x$. Jede einzelne Windung stellt eine Drill-Stabfeder dar, für deren relativen Federungsweg wir oben (Abschnitt c, 6) den Ausdruck fanden:

$$\frac{f}{p} = \frac{32 Q r^2}{\pi G d^4}.$$

Also gilt in unserm Fall:

$$\left(\frac{f}{p}\right)_{\nu} = \frac{32 b (r - x)^2}{\pi G d^4} = \frac{32 b}{\pi G d^4} \left(r^2 - 2 r l \frac{\nu}{n} + \left(l \frac{\nu}{n} \right)^2 \right).$$

Auf Grund der Kombinationsformel

$$\frac{f}{p} = \left(\frac{f}{p}\right)_{\nu} + \left(\frac{f}{p}\right)_{\nu\nu},$$

ergibt sich der Federungsweg der Gesamtfeder durch einfache Addition der Wege der einzelnen Windungen:

$$\begin{aligned} \frac{f}{p} &= \sum_{\nu=1}^{\nu=n} \left(\frac{f}{p}\right)_{\nu} = \frac{32 b}{\pi G d^4} \sum_1^n \left(r^2 - 2 r l \frac{\nu}{n} + \left(l \frac{\nu}{n} \right)^2 \right) \\ &= \frac{32 b}{\pi G d^4} \left(n r^2 - \frac{2 r l}{n} \sum_1^n \nu + \left(\frac{l}{n} \right)^2 \sum_1^n \nu^2 \right) \\ &= \frac{32 b}{\pi G d^4} \left(n r^2 - \frac{2 r l}{n} \frac{n^2 + n}{2} + \left(\frac{l}{n} \right)^2 \left(\frac{n^3}{3} + \frac{n^2}{2} + \frac{n}{6} \right) \right) \\ &\quad \text{(vgl. „Hütte“ I, 1915, S. 56).} \end{aligned}$$

Bei hoher Zahl der Windungen können wir die niederen Potenzen von n gegenüber den höhern vernachlässigen und erhalten:

$$\frac{f}{p} = \frac{32 b r^2}{\pi G d^4} \left(n - \frac{l}{r} n + \frac{1}{3} \frac{l^2}{r^2} n \right) = \frac{32 n b r^2 \lambda}{\pi G d^4}$$

übereinstimmend mit dem Ergebnis der direkten Berechnung.

5. Biege-Schraubenfeder und Biege-Spiralfeder. Wir haben bisher nur gleichartige Federungen kombiniert. Zu besonders wertvollen Ergebnissen gelangen wir, wenn wir nun dazu übergehen, verschiedenartig wirkende Teilfedern vermittlems unsrer Formeln zusammenzufassen. Wir beginnen mit einer prinzipiellen Überlegung.

Jede aus einem Draht gewundene Feder, ihre Form und Angriffsweise mag im übrigen sein, welche sie will, können wir uns zusammengesetzt denken aus einer Anzahl hintereinander geschalteter Teilfedern, welche so kurz sind, daß jede in ihrer ganzen Länge gleichmäßig arbeitet, d. h. mit demselben Hebel wirkt, und gleichmäßig entweder nur auf Biegung oder nur auf Drillung oder gleichzeitig auf Biegung und Drillung in einem bestimmten Verhältnis beansprucht wird. Indem wir an Stelle jeder Teilfeder der letzteren Art zwei Federn von zusammen gleicher Drahtlänge gesetzt denken, von welchen die eine nur auf Biegung, die andre nur auf Drillung beansprucht wird, haben wir die ganze Feder in nur auf Biegung oder nur auf Drillung beanspruchte Stücke aufgelöst, deren Wirkung wir nur noch mittels der zuvor errechneten Formeln zu summieren brauchen, um die Wirkung der Gesamtfeder zu erhalten. Damit erwächst die Möglichkeit, die Wirkung von Drahtfedern beliebiger Form zu berechnen. Wir machen von dieser Möglichkeit für zwei besonders wichtige Fälle Gebrauch.

Wir hatten früher (§ 67, Fig. 55) vier Haupttypen von Drahtfedern unterschieden: Schraubenfeder, Spiralfeder, Serpentine und Flachwickelfeder. Wenn diese Federn als Ganzes auf Biegung beansprucht werden, so werden die einzelnen Teilstücke bei den beiden letztgenannten Federn entweder gleichfalls nur auf Biegung oder aber nur auf Drillung beansprucht, und ihre Wirkung konnten wir demgemäß leicht berechnen. Anders bei der Schraubenfeder und bei der Spiralfeder. Hier wird die einzelne Windung an zwei gegenüberliegenden Punkten nur auf Biegung, an zwei andern nur auf Drillung, an allen übrigen Stellen teils auf Biegung, teils auf Drillung beansprucht. Wir denken uns nun eine jede Windung durch zwei Teilstücke ersetzt, von denen das eine nur auf Biegung, das andre nur auf Drillung beansprucht wird, und nehmen an, daß sich die gesamte Drahtlänge der Windung auf diese beiden Teilstücke hälftig verteilt. Indem wir die Drahtlänge der Windung mit \mathfrak{L} bezeichnen, haben wir dann für den relativen Federungsweg des einen Teilstücks gemäß den Formeln des Abschnitts c, 6:

$$\left(\frac{f}{p}\right)_{,} = \frac{\frac{1}{2} \mathfrak{L} r^2}{E J} \quad \text{bzw. für runden Draht:} \quad \left(\frac{f}{p}\right)_{,} = \frac{32 \mathfrak{L} r^2}{\pi E d^4},$$

für das andre Teilstück:

$$\left(\frac{f}{p}\right)_{,,} = \frac{\frac{1}{2} \mathfrak{L} r^2}{G J_{\pi}} \quad \text{bzw.} \quad \left(\frac{f}{p}\right)_{,,} = \frac{16 \mathfrak{L} r^2}{\pi G d^4},$$

und für die ganze Windung, indem wir gemäß der Kombinationsformel

$$\frac{f}{p} = \left(\frac{f}{p}\right)_{,} + \left(\frac{f}{p}\right)_{,,}$$

addieren:

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L} r^2}{2} \left(\frac{1}{E J} + \frac{1}{G J_{\pi}} \right) \quad \text{bzw.} \quad \frac{f}{p} = \frac{32 \mathfrak{L} r^2}{\pi E d^4} + \frac{16 \mathfrak{L} r^2}{\pi G d^4} = \frac{16 \mathfrak{L} r^2}{\pi d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right).$$

Den Faktor λ haben wir dabei gleich 1 gesetzt in der Annahme, daß der Abstand der Windung vom Angriffspunkt überall der gleiche, l also gleich

Null ist. Diese Annahme trifft auch dann noch zu, wenn wir nun viele Windungen zu einer flachen Biege-Spiralfeder (Fig. 66 B) zusammensetzen und ihre Wirkungen mittels der gleichen Kombinationsformel addieren. Bezeichnen wir dann mit Ω die Drahtlänge nicht mehr einer einzelnen Windung, sondern der gesamten Feder, so lautet die Formel für diese mit der soeben gefundenen genau gleich.

Obige Annahme trifft aber nicht mehr zu, falls es sich um eine Biege-Schraubenfeder (Fig. 65 B) handelt. Hier müssen wir den Faktor λ wieder an seine Stelle setzen und erhalten damit für den relativen Federungsweg der ganzen Feder die Formel:

$$\frac{f}{p} = \frac{\Omega r^2 \lambda}{2} \left(\frac{1}{EJ} + \frac{1}{GJ_\pi} \right) \quad \text{bzw.} \quad \frac{f}{p} = \frac{16 \Omega r^2 \lambda}{\pi d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right).$$

Daß unsre Zerlegung der Schrauben- und Spiralwindungen in hälftige Stücke, welche ausschließlich auf Biegung oder ausschließlich auf Drillung beansprucht werden, annähernd das Richtige trifft, beweist die in den Versuchen der Tabelle 35 S. 437 sich zeigende Übereinstimmung zwischen den theoretisch errechneten und den im Versuch beobachteten Werten.

g) Auch die Wirkungen der Drill-Schraubenfeder und Drill-Spiralfeder (Fig. 65 D, 66 D, 73) können wir mittels unser Kombinationsformeln berechnen. Sämtliche Teile dieser Federn werden ausschließlich auf Biegung beansprucht. Für die Biegefeder aber fanden wir oben die Grundformel (Abschnitt c, 4):

$$\text{Gleichung 1)} \quad \frac{f}{p} = \frac{\Omega r^2 \lambda}{EJ}$$

Für den durch ein Federstückchen von der Länge $d\Omega$ bewirkten Federungsweg df gilt dann, da wir den Faktor λ wegen der geringen Länge des Stückchens gleich 1 setzen dürfen:

$$\frac{df}{p} = \frac{d\Omega r^2}{EJ}.$$

Den Federungsweg der gesamten Feder erhalten wir, indem wir gemäß der Kombinationsformel

$$f = f' + f''$$

addieren, und finden

$$\frac{f}{p} = \frac{1}{p} \int df = \frac{1}{EJ} \int_0^g r^2 d\Omega.$$

Nun bezeichnen wir (Fig. 78) mit R den „generellen Hebel“ der Feder, d. i. den Abstand des Angriffspunktes der Kraft von der Federachse, mit H den Windungshalbmesser, mit α den Lagewinkel, d. h. den Winkel, welchen der Halbmesser des ins Auge gefaßten Stückchens mit dem Halbmesser des Federanfangs bildet, und zwar längs der Schraubenlinie der Feder gemessen, mit A endlich den Lagewinkel des freien Federendes in Bogenmaß ausgedrückt. Dann ist an Hand der Figur 78 leicht einzusehen, daß für den „individuellen Hebel“ des einzelnen Stückchens der Drill-Schraubenfeder gilt:

$$r = R - H \cos \alpha$$

und ferner, daß

$$\begin{aligned} d\Omega &= d\alpha \cdot H, \\ \Omega &= AH. \end{aligned}$$

Die in entsprechender Weise wie vorhin durchgeführte Integration ergibt:

$$\frac{f}{\rho} = \frac{\Omega R^2}{EJ} - \frac{RH^2 \sin A}{EJ}.$$

Der $\sin A$ enthaltende Posten auf der rechten Seite verschwindet wieder, wenn wir eine ganze Zahl von Halbwindungen haben, und wir erhalten schließlich die gleiche Formel wie zuvor (Gleichung 2), nur ohne den zweiten Posten mit dem Halbmesser H . Dieser zweite Posten jener Formel ist also auf Rechnung der jetzt ausgeschalteten Verlagerung der Windungen zu setzen, der erste Posten auf Rechnung der Drillung.

Umgekehrt verschwindet der erste Posten in unsrer Gleichung 2, wenn wir den Hebel R bis auf Null vermindern. Dieser Fall läßt sich für eine Spiralfeder leicht rein verwirklichen, indem wir die lose und ganz flach gewickelte Feder im Mittelpunkt an der innersten Windung festhalten und an der äußersten Windung eine Kraft in der durch den Mittelpunkt gehenden Richtung angreifen lassen. Es findet dann nur noch Verlagerung der Windungen, keine Drillung mehr statt, die Drillfeder ist zur Zug- oder Druckfeder geworden.

Bei der orthopädischen Verwendung der Drillfeder (vgl. unsre Daumen-Streckapparate) ist meist eine, wenn auch primitive Führung wirksam, außerdem meist der Windungshalbmesser H so klein im Verhältnis zum generellen Hebel R , daß wir aus doppeltem Grunde den zweiten Posten der Gleichung 2 vernachlässigen dürfen. Diese gilt dann, nachdem der Halbmesser H fortgefallen ist, ebenso wie für die Drill-Schraubefeder auch für die Drill-Spiralfeder, welche ja als eine Schraubefeder mit gleichmäßig sich änderndem Halbmesser aufgefaßt werden kann.

Die in Tabelle 33 für die verschiedenen Drillfedern aufgezeichneten Federungswege ergeben sich aus der so vereinfachten Grundformel durch Einsetzen der für die Trägheitsmomente bei rundem und bei rechteckigem Querschnitt früher mitgeteilten Ausdrücke. Außerdem haben wir in dieser Tabelle den generellen Hebel, eben weil er für unsre praktischen Zwecke eine besondere Rolle gegenüber den individuellen Hebeln nicht spielt, statt mit R mit dem für die Biegefedern sonst angewendeten Buchstaben r bezeichnet.

Wenn wir die zulässige Beanspruchung der Drill-Schraubefedern und der Drill-Spiralfedern auf Grund der in Abschnitt d gegebenen Formeln berechnen, ist zu beachten, daß der gefährdete Querschnitt sich jeweils an der vom Angriffspunkt abgelegensten Stelle der Feder befindet, da dort die angreifende Kraft mit dem längsten Hebel und also mit dem größten Drehmoment wirkt. Die Länge dieses Hebels ist gleich $R + H$. Liegt, wie meist bei der orthopädischen Verwendung dieser Federn der Angriffspunkt weit von der Feder ab, so können wir H gegen R vernachlässigen und dann — aber auch nur dann — die vereinfachten Formeln anwenden, welche die Tabelle 33 für die Festigkeit dieser Federn gibt.

h) Biegung gewickelter Federn mit gestützten Windungen. Unsre für die Biegung der vier Hauptarten gewickelter Federn gefundenen Formeln setzen voraus, daß beim Biegen alle Windungen sich allseitig frei bewegen können. Diese Formeln bedürfen nun einer Korrektur für den Fall, daß die einzelnen Windungen teilweise aufliegen, insbesondere daß sie sich gegenseitig stützen, wie das bei der dichtgewickelten Biege-Schraubefeder der Fall ist und im vorigen Paragraphen (S. 377) genauer beschrieben wurde. Dadurch, daß die einzelnen Windungen einer solchen Feder bei

der Biegung nurmehr mit den Höchstpunkten der Bogen auseinander-rücken, nicht aber, wie das bei allseitig beweglichen Windungen der Fall ist, gleichzeitig mit den Tiefpunkten der Bogen sich nähern — denn diese Tiefpunkte liegen ja bereits so nahe als möglich aneinander — wird die Formänderung der Feder offenbar erschwert, ihre Gesamtbiegung vermindert. Und zwar vermute ich, daß sie gerade auf die Hälfte zurückgeführt wird, da ja bei freier Beweglichkeit anscheinend das Auseinanderrücken oben und das Zusammenschieben unten gleichviel zur Gesamtbiegung beitragen, wie das Fig. 79 veranschaulicht.

Trifft diese Vermutung zu, so erhalten wir in diesem Falle nur halb so große Federungswege wie sonst und müssen die in unsern bisherigen Formeln für $\frac{f}{p}$ und $\frac{\varphi}{m}$ angegebene Werte durch 2 dividieren. Diese Vermutung wird durch das Ergebnis einiger Versuche (Tabelle 35, 2, S. 437, § 90 Schluß) so weit bestätigt, daß wir sie einstweilen unsrer Berechnung zugrunde legen dürfen.

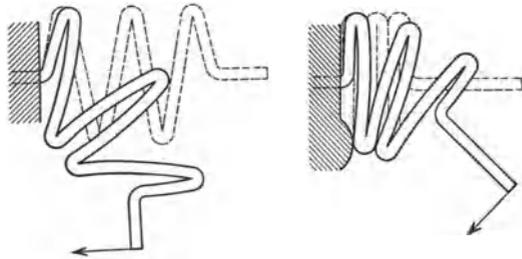


Fig. 79. Offen gewundene und dicht gewundene Serpentinefeder. Bei letzterer stützen sich die Windungen der auf Biegung über die Kante beanspruchten Feder gegenseitig, der Biegungswinkel ist daher nur halb so groß wie bei der offen gewundenen Feder.

Ich vermute nun weiter, daß auch die Deformationen, welche die einzelnen Teile der Feder erleiden ebenso wie die Gesamtbiegung durch die Stützung auf die Hälfte zurückgeführt werden, daß mithin um gleich starke Deformationen wie bei der ungestützten Feder zu bewirken, es doppelter Kraft bedarf, und die Feder also doppelt so stark wie sonst belastet werden kann, ohne über die erlaubte Grenze hinaus verzerrt zu werden. Demnach wären die früher für die zulässige Last p^\dagger und das zulässige Drehmoment m^\dagger gefundenen Werte mit 2 zu multiplizieren, während der Wert für den zulässigen Biegungswinkel φ^\dagger natürlich derselbe bleibt.

Es wäre sehr erwünscht, Gewißheit an die Stelle der Vermutungen zu setzen. Zu diesem Zweck müßte die Mechanik der gestützten Windung entweder durch strenge theoretische Überlegungen oder durch umfangreiche Versuchsreihen geklärt werden. Zu beiden fehlte mir Zeit und Beruf. Weitere Versuche wären um so mehr erforderlich, als meine Experimente, von welchem Tabelle 35, 2 ein Beispiel gibt, bei verschiedenen anscheinend gleichartigen Federn ziemlich stark abweichende Werte ergeben haben.

Statt daß die Windungen an ihren Tiefpunkten sich gegenseitig eine auf die andre stützen, können sie bei der Biege-Spiralfeder sich auch gegen die gemeinsame Unterlagefläche anlehnen, auf welcher die Spiralfeder aufgebracht ist. So bei unserm Apparat Modell RHd Variante (Fig. 50 e, doch ist dies Verhalten in der Figur nicht deutlich).

i) Länge der dicht gewickelten Schraubenfeder. Wenn wir die Schraubenfeder dicht wickeln, d. h. so, daß Windung an Windung

liegt, so ergibt sich zwischen den Abmessungen der Feder eine neue Beziehung. Es ist nämlich dann die Länge l der Feder gleich dem Produkt aus dem Drahtdurchmesser d und der Zahl n der Windungen. Oder vielmehr sie wäre diesem Produkt gleich, wenn wir bei der Herstellung der Feder den Draht mathematisch exakt legen könnten. In Wirklichkeit ist dies nicht der Fall und die einzelne Windung nimmt, weil der Draht kleine Buckel und ungewollte Krümmungen aufweist, etwas mehr Raum in Anspruch und die Federlänge ist etwas größer als der Drahtstärke entspricht. Das heißt, wir haben die Gleichung:

$$l = \chi n d$$

worin χ einen unechten Bruch bezeichnet, dessen Wert ein wenig über 1 liegt.

Der Wert des Koeffizienten χ ist nach meiner Erfahrung um so größer, je größer das Verhältnis des Windungsdurchmessers zum Drahtdurchmesser ist. Im übrigen unterliegt er starken Schwankungen, welche vermutlich von Zufälligkeiten bei der Wickelprozedur abhängen. Ich habe den Zahlenwert von χ bei der in unsern Radialisschienen Modell RHa und RHc und dem Spitzfußapparat Modell PT verwendeten Federn gleich 1,01 bis 1,06 gefunden. Wir wollen χ als den Unvollkommenheits-Koeffizienten der dichten Wicklung bezeichnen.

k) Gestauchte Schraubenfeder. Wir können die Schraubenfeder so herstellen, daß nicht nur Windung an Windung liegt, sondern daß obendrein die eine gegen die andre drückt. Wir haben eine solche Feder mit aufeinandergepreßten Windungen früher (§ 66) als gestauchte Feder bezeichnet. Die Windungen der gestauchten Feder weichen erst dann auseinander und die Feder fängt erst dann an, sich zu verlängern (falls es sich um eine Zugfeder handelt) oder sich zu biegen (falls sie auf Biegung beansprucht wird) wenn der angreifende Zug oder das biegende Drehmoment einen Mindestwert überschritten hat.

Nun wird in allen unsern orthopädischen Apparaten ein Mindestwert von ziehender oder biegender Kraft verlangt. Andererseits ist der für die Unterbringung der Feder zur Verfügung stehende Raum meist beschränkt. Wir sparen nun an Raum, wenn wir die Formänderungen der Feder unterhalb der Mindestgrenze der Beanspruchung ausschalten. Aber darunter darf natürlich die andre wichtige Eigenschaft der orthopädischen Feder, die Weichheit, nicht leiden, d. h. von der Grenze an, wo wir die Feder orthopädisch benützen, sollen die Windungen bei gleichmäßig zunehmendem Zug möglichst rasch auseinanderweichen. Der ideale Fall wäre nun, wenn wir es so einrichten könnten, daß die Feder bis zur Mindestgrenze der Beanspruchung überhaupt nicht, von dort an aber sofort mit voller Weichheit, d. h. mit dem unverkürzten relativen Federungsweg und Winkel ausschlag arbeiten würde, wenn also Dehnbeginn und freie Dehnung wie wir es früher nannten, zusammenfielen. Tatsächlich läßt sich dieses Ideal nicht verwirklichen. Die Dehnung der Feder und das Auseinanderweichen der Windungen erreicht immer erst allmählich den vollen Wert des relativen Federungsweges und des relativen Winkelausschlages.

Wir bezeichnen den Federungsweg, welchen eine gestauchte Zug-Schraubenfeder bis zum Beginn der freien Dehnung zurücklegt, als Frei-dehnungsweg f_{frei} und die Belastung, welche zur Erreichung der freien Dehnung erforderlich ist, als Freidehnbelastung p_{frei} , ferner als $\frac{f}{p}$ wie bis-her die relative Federungsstrecke bei freier Dehnung. Dann gilt

$$f_{frei} = \eta p_{frei} \frac{f}{p},$$

wobei η einen echten Bruch bezeichnet, dessen Wert um so geringer ist, je vollkommener die Stauchung gelungen ist, d. h. je näher Dehnbeginn und freie Dehnung beieinander liegen. Im idealen Fall würde $\eta = 0$ werden. Wir nennen η den Unvollkommenheits-Koeffizienten der Stauchung. Nach meiner Erfahrung läßt sich der Wert η in allen Fällen bis auf $\frac{1}{4}$ herabdrücken, gelegentlich noch weiter; vgl. Tabelle 34, S. 436.

1) An drei Stellen gehaltene Biegefeder. Wir haben bisher stets angenommen, daß unsre Biegefeder nur an ihren beiden Endpunkten mit andern Körpern, d. h. in unserm Fall mit den übrigen Teilen unsres orthopädischen Apparates in Verbindung steht, und zwar so, daß sie an einem Punkt, dem Einspannort, unbeweglich festgemacht ist, am andern, dem Angriffspunkt, dagegen nur gelenkig mit dem Apparatenteil und durch ihn mit dem Leibesglied, auf welches sie wirken soll, verbunden ist, in der ganzen Strecke zwischen beiden Enden also frei schwebt.

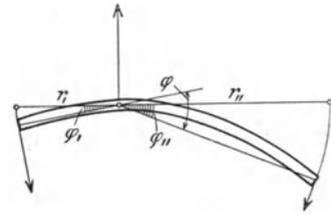


Fig. 80. An drei Stellen gehaltene Biegefeder. Es gilt:

$$\begin{aligned} \text{und} \quad \varphi &= \varphi_I + \varphi_{II} \\ m &= m_I = m_{II}. \end{aligned}$$

(Nebenbei bemerkt: daß die eine Verbindung eine gelenkige sei, ist nötig, damit das Endstück der Feder jene leichten Drehungen und Verschiebungen ausführen kann, welche ihrer inneren Natur, d. h. dem Gesetz der elastischen Linie, nach dem sie sich biegt, entsprechen. Die Annahme aber, daß die Biegung nach diesem Gesetze statthat, liegt allen unsern bisherigen Berechnungen zugrunde. Würde auch das zweite Ende fest eingespannt sein und die dort angreifende Gewalt so wirken, daß sie der Feder eine wesentlich andre Formänderung aufzwänge, als wenn sie gelenkig angriffe, dann wären die mechanischen Verhältnisse ganz verschieden von denen, welche unsre bisherigen Überlegungen voraussetzen, worauf wir jedoch, da dieser Fall praktisch keine Rolle spielt, nicht einzugehen brauchen.)

Wir können nun die Biegefeder noch ganz anders im Apparat anbringen, nämlich so, daß sie an drei Stellen mit ihm verknüpft ist und zwar an allen drei Stellen gelenkig, wie es Fig. 80 veranschaulicht. Eine feste Einspannstelle fehlt. Wir führen aber für die Berechnung eine solche ein indem wir annehmen, daß die Feder aus zwei Halbfedern zusammengesetzt sei, welche an der Stelle, wo das stärkste biegende Drehmoment wirkt, — im allgemeinen ist dies die mittlere Befestigungsstelle — zusammenstoßen und an dieser Nahtstelle jede an und in der andern eingespannt ist.

Jede hat dann dort ihren festen Einspannort, während die beiden Enden der Gesamtfeder die Angriffspunkte der beiden Teilfedern darstellen. Die Wirkung jeder Halfeder berechnen wir dann in alter Weise, die Summierung aber nehmen wir auf Grund folgender durch diese Anordnung und Auffassung sich ergebender Kombinationsformeln vor.

Wenn keine Rotation der Gesamtfeder um die mittlere Befestigungsstelle bzw. die Nahtstelle der beiden Halfedern stattfinden soll, so müssen die Drehmomente der beiden an dieser Stelle entgegengesetzt gleich sein. Unter Vernachlässigung der Vorzeichen schreiben wir also:

$$m_1 = m_{11}.$$

Dieselbe Größe hat offenbar das Drehmoment, mit welchem die gesamte Feder auf den übrigen Apparat (und durch diesen auf die zu bewegenden Leibesglieder) einwirkt, wenn, wie wir annehmen, die Drehachse durch die mittlere Befestigungsstelle hindurchgeht. Also gilt:

$$m = m_1 = m_{11}.$$

Ferner ist der Winkel, um welchen die Enden der Feder sich biegen, wenn wir den mittlern Befestigungspunkt als Achse annehmen (Fig. 80), gleich der Summe der Biegungswinkel der beiden Halfedern, d. h.

$$\varphi = \varphi_1 + \varphi_{11}.$$

Daraus folgt für die Weichheit die Gleichung:

$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{11}.$$

Für die zulässige Beanspruchung haben wir (vgl. Abschnitt d):

$$m_1^\dagger \geq m^\dagger \leq m_{11}^\dagger$$

und da $\varphi^\dagger = m^\dagger \frac{\varphi}{m}$ ist (§ 68a, 70b Anm.):

$$\frac{\varphi_1^\dagger}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_1} \geq \frac{\varphi^\dagger}{m} \leq \frac{\varphi_{11}^\dagger}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{11}}$$

$$\varphi_1^\dagger \left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{11} / \left(\frac{\varphi}{m}\right)_1\right) \geq \varphi^\dagger \leq \varphi_{11}^\dagger \left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_1 / \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{11}\right).$$

Es sei noch darauf hingewiesen, daß es für unsre obigen Überlegungen nicht wesentlich ist, daß wirklich eine mittlere Befestigungsstelle vorhanden ist, an der die Feder mit dem übrigen Apparat sich verbindet. Es genügt vielmehr, wenn der Angriff an beiden Enden gelenkig erfolgt, womit dann gleichzeitig gegeben ist, daß das stärkste Drehmoment auf den Federquerschnitt nicht wie gewöhnlich an einem Ende, sondern inmitten der Feder ausgeübt wird. Dann ist unsre obige Auffassung, daß an dieser Stelle zwei Halfedern eine in der andern eingespannt seien, zulässig, einerlei, ob und wie diese Stelle mit dem übrigen Apparat verbunden ist. Auch braucht, wie schon erwähnt, die mittlere Befestigungsstelle, wenn sie vorhanden ist, nicht mit der Stelle des stärksten Drehmoments (Nahtstelle) zusammenzufallen. Daher gelten unsre obigen Formeln auch für eine An-

bringungsweise der Feder, wie sie unser Finger-Streckapparat Modell RFr (Fig. 147 und Werkstattzeichnung Fig. 149) aufweist, bei dem diese Stelle völlig frei schwebt. Und zwar ist es in diesem Falle die am stärksten ausgebauchte Stelle der Feder, an welcher das größte Drehmoment wirkt und eben diese stärkste Biegung hervorruft; diese Stelle ist daher als der Ort, wo die beiden Halbfedern sich begegnen, anzusehen.

§ 69. Zulässige Beanspruchung und Hochbeanspruchung.

Um unsre im vorigen Paragraphen aufgestellte Formeln für die Beanspruchbarkeit richtig zu verstehen und zu benützen, ist es wichtig, daß wir uns über die darin verwendeten Begriffe der zulässigen Spannung k_b und k_d etwas genauer Rechenschaft geben. Einige Worte über diese Dinge werden dem ärztlichen Leser vielleicht auch deshalb willkommen sein, weil die in der technischen Literatur niedergelegten Anschauungen der Forscher, soweit ich zu sehen vermag, noch vielfach auseinandergehen und der wünschenswerten Klarheit ermangeln. Diese Schwierigkeiten rühren teilweise davon her, daß wir es hier wieder mit in letzter Linie teleologischen Begriffen zu tun haben, sodann aber daher, daß die betreffenden Eigenschaften unsres Materials außerordentlich wechseln, daß kleinste Unterschiede der chemischen Zusammensetzung oder der Behandlung große Abweichungen in der Festigkeit bedingen, ohne daß es bisher gelungen ist, in einfacher und übersichtlicher Weise die Gesetze dieses Wechsels zu formulieren. Aus der Fülle der Einzeltatsachen, mit der wir es daher in der Festigkeitslehre zu tun haben, sind aber doch nur wenige für unsre praktischen Zwecke von Bedeutung, und auf sie möchte ich hier kurz hinweisen.

Wenn man ein Stück gehärteten Stahl mit wachsender Belastung beansprucht, etwa einen Stahldraht allmählich immer stärker zieht oder biegt, so erweist sich der Federungsweg der Belastung proportional (HOOKES Gesetz), und nach der Entlastung kehrt der Draht jeweils so gut wie vollkommen in die Ausgangslage zurück; er ist, wie wir sagen, vollkommen elastisch. Sobald aber die Belastung eine gewisse Höhe überschreitet, ändert sich sein Verhalten dahin, daß erstens die Federungsausschläge verhältnismäßig stärker wachsen als die Belastungen, die Proportionalität zwischen Lastzuwachs und Wegzuwachs also verlorengeht, und daß zweitens der Draht nicht mehr vollkommen zurückfedert, vielmehr eine dauernde Deformation zurückbleibt, die Elastizität also unvollkommen wird. Wir haben die Elastizitätsgrenze und Proportionalitätsgrenze, welche beide beim Stahl ganz nahe zusammenliegen, überschritten. Bei weiterer Zunahme der Belastung kommen bald sehr erhebliche bleibende Formänderungen zustande: man sagt dann, daß das Material fließt, daß es Streckungen und Quetschungen erleidet und spricht von der Fließgrenze oder der Streck- und Quetschgrenze. Bei noch stärkerer Belastung endlich geht der Zusammenhang der Teile verloren, es erfolgt der Bruch oder die Zerreißung, wir haben die Festigkeitsgrenze überschritten.

Als zulässige Beanspruchung können wir bei unsern Sprungfedern diejenige bezeichnen, bei welcher nach der Entlastung noch vollkommene Rückkehr in den Ausgangszustand stattfindet. Die zulässige Belastung p^\dagger

liegt also an oder etwas innerhalb der Elastizitäts- und Proportionalitätsgrenze. Diese selber aber ist nun außerordentlich verschieden hoch bei verschiedenen Stahlsorten, ferner je nach der Art der Beanspruchung und endlich je nach der Vorbehandlung des Stahls. Was die Sorte anlangt, so gelten die oben (§ 68a) mitgeteilten Werte für k_b und k_d für Federstahl; für gewöhnlichen Flußstahl ist nur ein geringer Bruchteil, nur etwa der siebente Teil der dort angegebenen Beanspruchung zulässig, während von besonders gutem Spezialstahl noch wesentlich höhere Belastung ohne Schaden vertragen wird.

Was die Art der Beanspruchung anlangt, so gelten unsere Zahlen für den Fall, daß der Stahl abwechselnd in einer bestimmten Richtung beansprucht und dann wieder entlastet wird; bei dauernd gleichbleibender Beanspruchung ist höhere Belastung zulässig, bei einer Beanspruchung, die abwechselnd in entgegengesetzten Richtungen statthat, also etwa abwechselnd zieht und drückt oder abwechselnd nach entgegengesetzten Seiten verbiegt, nur die halbe Belastung (WÖHLERS Versuche vgl. C. BACH, a. a. O., 1908, S. 77).

Was endlich drittens die Vorgeschichte des betreffenden Stahlstücks anlangt, so seien aus vielen nur folgende für uns besonders wichtige Tatsachen erwähnt. Die Elastizitätsgrenze wird durch Beanspruchungen, welche diese Grenze überschreiten, selber gehoben, der Stahl also durch die starke Anstrengung, die wir ihm zumuten, sozusagen den hohen Ansprüchen angepaßt, nach ihnen formiert, vorausgesetzt, daß die Beanspruchung unterhalb der Quetsch- und Streckgrenze bleibt. Wird diese wesentlich überschritten, so tritt der umgekehrte Erfolg ein: Die Elastizitätsgrenze fällt. Durch Beanspruchung im entgegengesetzten Sinn (also etwa Biegung nach der umgekehrten Seite als bisher) wird gleichfalls die Elastizitätsgrenze für die ursprüngliche Art der Beanspruchung herabgesetzt (BAUSCHINGER). Die Zahlen unserer Tabelle 33, S. 434 gelten für Material, das nicht in besonderer Weise vorbereitet ist, sondern in dem Zustand, wie es die Fabrik verläßt, sich befindet.

Aus vorstehenden Tatsachen ergibt sich für den Prothesenbauer, welcher, wie schon besprochen, in den meisten Fällen darauf denken muß, aus seinen Sprungfedern die höchstmögliche Leistung herauszuholen, daß er gelegentlich seine Federn höher als es unsere Formeln anzeigen beanspruchen darf oder vielmehr beanspruchen soll, wenn dadurch besondere Vorteile erzielt, zweckmäßige Konstruktionen vielleicht überhaupt erst möglich gemacht werden, wiewohl er für gewöhnlich, um möglichst sicher zu gehen, sich innerhalb der Grenzen der Normalbeanspruchung halten wird. Solche absichtliche und überlegte Überschreitungen dieser Grenzen wollen wir Hochbeanspruchung nennen.

Wir wollen ferner als Beanspruchungsgrad τ die Zahl bezeichnen, mit welcher wir die aus unsern Formeln errechnete höchste zulässige Beanspruchung multiplizieren müssen, um den Betrag der Hochbeanspruchung ziffernmäßig auszudrücken. Das heißt, wenn wir mit p_a die Last bezeichnen, welche wir unsrer Feder im äußersten Fall zumuten, so ist

$$p_a = \tau p^\dagger \quad \text{und} \quad \tau = \frac{p_a}{p^\dagger}$$

und weiter auf Grund unsrer Umrechnungsformeln (§ 68a)

$$\tau = \frac{f_a}{f^{\dagger}} = \frac{m_a}{m^{\dagger}} = \frac{\varphi_a}{\varphi^{\dagger}}.$$

Wir können den Beanspruchungsgrad τ also auch definieren als das Verhältnis zwischen der äußersten zugemuteten und der äußersten auf Grund unsrer Formeln zulässigen Beanspruchung. Dieses Verhältnis τ stellt dann im Fall der Hochbeanspruchung einen unechten Bruch dar, dagegen einen echten Bruch im entgegengesetzten Fall der Unterbeanspruchung, d. h. wenn die wirkliche Belastung hinter der theoretisch zulässigen zurückbleibt.

Ferner ergibt sich aus den mitgeteilten Beobachtungen, daß es erwünscht ist und, wenn Hochbeanspruchung stattfindet, eigentlich unerläßlich ist, daß der Prothesenbauer das Federmaterial, das er zu verwenden gedenkt, selber auf die zulässige Beanspruchung prüft, da im Handel Stahlsorten von sehr verschiedener Beschaffenheit und elastischen Eigenschaften vorkommen, welche äußerlich gar nicht zu unterscheiden sind und auch durch die Handelsmarke, unter welcher sie verkauft werden, in dieser Hinsicht nicht genügend gekennzeichnet sind. Wir werden daher auf die Methode solcher Prüfungen noch ausführlich zurückkommen (§ 71a).

Werfen wir jetzt einen Blick auf das Ergebnis der in Tabelle 31 mitgeteilten Prüfungen eines federnden Stahlblechstreifens! Wir sehen, daß der Stahl bei der ersten Prüfung, nachdem er also eine besondere Vorbehandlung nicht erfahren hat, sondern sich in dem Zustand befindet, in welchem er die Fabrik verläßt, eine Elastizitätsgrenze aufweist, bei der die Spannung der stärkst beanspruchten Fasern $\sigma = 4800 \text{ kg/cm}^2$ beträgt, also fast genau soviel wie der unsern Formeln zugrunde gelegte Wert $k_b = 5 \cdot 10^6 \text{ g/cm}^2$ angibt (§ 68a). Durch Umwenden des Blechstreifens und Biegung in der entgegengesetzten Richtung sinkt dieser Wert auf einen geringen Bruchteil seiner Höhe, durch fortgesetzte und allmählich steigende Belastung in gleicher Richtung nimmt er zu, und zwar bis zu 27900 kg/cm^2 , also reichlich dem Fünffachen des Anfangswertes.

Da nun unsre Federn bei normaler Benutzung im allgemeinen immer in der gleichen Richtung beansprucht werden, so dürfen wir ihnen offenbar eine gewisse Hochbeanspruchung zumuten. Den Grad derselben zu bestimmen ist allerdings schwer. Er wird im einzelnen Fall unter anderm davon abhängen, wie groß die Gefahr ist, daß etwa bei unsachgemäßer Behandlung Beanspruchung in entgegengesetzter Richtung oder noch weitgehende Beanspruchung in der normalen Richtung stattfindet, ferner davon, wie stark die Leistungen der Prothese durch eine leichte Deformation der Feder beeinträchtigt werden, und sodann davon, wie leicht eine deformierte Feder ausgewechselt und durch eine neue ersetzt werden kann. Im allgemeinen, kann ich sagen, habe ich bei Hochbeanspruchungen bis zu $\tau = 1,6$ noch gute Erfahrungen gemacht, $\tau = 2$ halte ich für die Grenze, die nicht überschritten werden sollte. Im übrigen ist jede Hochbeanspruchung unerfreulich und sollte immer nur mit strenger Indikation, d. h. um sonst nicht erreichbare Vorteile zu verwirklichen, zugelassen wer-

Tabelle 31.

Materialprüfung: Elastizitätsgrenzen eines Stahlblechstreifens

(Rechteckfeder) (Fig. 81, 82, Text § 71 a).

Blechdicke $h = 0,038$, Breite $b = 1,38$, nutzbare Länge $l = 25$ cm

$$\text{Widerstandsmoment } W = \frac{1}{6} b h^3 = \frac{1}{2270} \text{ cm}^3.$$

Last p kg	Ab- stand r cm	Drehmoment $m = p \frac{r}{4}$ cm kg		Bleibende Durch- biegung Zu- nahme cm		Grenz- wert		Last p kg	Ab- stand r cm	Drehmoment $m = p \frac{r}{4}$ cm kg		Bleibende Durch- biegung Zu- nahme cm		Grenz- wert	
		Zu- nahme	Zu- nahme	Zu- nahme	Zu- nahme					Zu- nahme	Zu- nahme				
Erste Prüfung															
0	25,0	0	1,2	0	0			3,4	10,6	9,0	0,4	0,08	0,01		
0,2	24,0	1,2	0,9	0	0			3,6	10,4	9,4	0,4	0,10	0,02		
0,4	21,4	2,1	0,8	0	0			3,8	10,2	9,7	0,3	0,11	0,01		
0,6	19,6	2,9	0,7	0,01	0,01			4,0	10,0	10,0	0,3	0,12	0,01		
0,8	18,1	3,6	0,6	0,01	0,01			4,2	9,8	10,3	0,3	0,14	0,02		
1,0	16,7	4,2	0,6	0,01	0,01			4,4	9,7	10,7	0,4	0,15	0,01		
1,2	15,9	4,8	0,4	0,02	0,01			4,6	9,6	11,0	0,3	0,19	0,04		
1,4	14,8	5,2	0,4	0,02	0,01			4,8	9,4	11,3	0,3	0,22	0,03		
1,6	14,0	5,6	0,4	0,03	0,01			5,0	9,2	11,5	0,2	0,28	0,06		
1,8	13,4	6,0	0,4	0,04	0,01			5,2	9,1	11,8	0,3	0,28	0,02		
2,0	12,9	6,4	0,4	0,05	0,01			5,4	8,9	12,0	0,2	0,30	0,04		
2,2	12,4	6,8	0,4	0,06	0,01			5,6	8,9	12,5	0,3	0,34	0,08		
2,4	12,0	7,2	0,4	0,09	0,03			5,8	8,8	12,8	0,3	0,42	0,08		
								6,0	8,7	13,1	0,3	0,50	0,08		
								6,2	8,6	13,3	0,2	0,54	0,04		
								6,4	8,5	13,6	0,3	0,61	0,07		
Nachdem 2 kg während 22 Stunden angehängt waren:															
Zweite Prüfung															
0			1,2	0	0			0							
0,2	23,9	1,2	1,0	0	0			0,2	24,3	1,2	1,0	0,01	0,02		
0,4	21,6	2,2	0,7	0	0			0,4	22,0	2,2	0,8	0,03	0,07		
0,6	19,6	2,9	0,7	0	0			0,6	19,9	3,0	0,6	0,10	0,07		
0,8	18,0	3,6	0,6	0	0			0,8	18,2	3,6	0,6	0,12	0,02		
1,0	16,7	4,2	0,5	0	0			1,0	17,0	4,3	0,7	0,18	0,06		
1,2	15,7	4,7	0,5	0	0			1,2	16,1	4,8	0,5	0,20	0,02		
1,4	14,8	5,2	0,4	0	0			1,4	15,2	5,3	0,5	0,23	0,03		
1,6	14,1	5,6	0,4	0	0			1,6	14,4	5,8	0,5	0,29	0,06		
1,8	13,4	6,0	0,4	0	0			1,8	13,7	6,2	0,4	0,31	0,02		
2,0	12,9	6,5	0,5	0	0			2,0	13,2	6,6	0,4	0,35	0,04		
2,2	12,4	6,8	0,3	0	0			2,2	12,6	6,9	0,3	0,39	0,04		
2,4	12,1	7,3	0,5	0	0			2,4	12,2	7,3	0,4	0,41	0,02		
2,6	11,6	7,5	0,2	0,02	0,02			2,6	11,9	7,7	0,4	0,42	0,01		
2,8	11,4	8,0	0,5	0,02	0,02										
3,0	11,0	8,3	0,3	0,04	0,02										
3,2	10,8	8,6	0,3	0,04	0,03										
Nachdem 2 kg während 16 Stunden angehängt waren:															
Dritte Prüfung															
0								0							
0,2	23,9	1,2	1,0	0	0			0,2	24,3	1,2	1,0	0,01	0,02		
0,4	21,6	2,2	0,7	0	0			0,4	22,0	2,2	0,8	0,03	0,07		
0,6	19,6	2,9	0,7	0	0			0,6	19,9	3,0	0,6	0,10	0,07		
0,8	18,0	3,6	0,6	0	0			0,8	18,2	3,6	0,6	0,12	0,02		
1,0	16,7	4,2	0,5	0	0			1,0	17,0	4,3	0,7	0,18	0,06		
1,2	15,7	4,7	0,5	0	0			1,2	16,1	4,8	0,5	0,20	0,02		
1,4	14,8	5,2	0,4	0	0			1,4	15,2	5,3	0,5	0,23	0,03		
1,6	14,1	5,6	0,4	0	0			1,6	14,4	5,8	0,5	0,29	0,06		
1,8	13,4	6,0	0,4	0	0			1,8	13,7	6,2	0,4	0,31	0,02		
2,0	12,9	6,5	0,5	0	0			2,0	13,2	6,6	0,4	0,35	0,04		
2,2	12,4	6,8	0,3	0	0			2,2	12,6	6,9	0,3	0,39	0,04		
2,4	12,1	7,3	0,5	0	0			2,4	12,2	7,3	0,4	0,41	0,02		
2,6	11,6	7,5	0,2	0,02	0,02			2,6	11,9	7,7	0,4	0,42	0,01		
2,8	11,4	8,0	0,5	0,02	0,02										
3,0	11,0	8,3	0,3	0,04	0,02										
3,2	10,8	8,6	0,3	0,04	0,03										

← Elastizitätsgrenze bei Spannung $\sigma = \frac{m}{W} = 2,1 \frac{1}{2270} = 4800 \text{ kg/cm}^2$

← Fließgrenze bei $\sigma = 28400 \text{ kg/cm}^2$

← Elastizitätsgrenze bei weniger als 0,2 kg Last also $\sigma < 2700 \text{ kg/cm}^2$

Tabelle 31 (Fortsetzung).

Materialprüfung: Elastizitätsgrenzen eines Stahlblechstreifens.

Last p kg	Ab- stand r cm	Drehmoment $m = p \frac{r}{4}$		Bleibende Durch- biegung		Grenz- wert	Last p kg	Ab- stand r cm	Drehmoment $m = p \frac{r}{4}$		Bleibende Durch- biegung		Grenz- wert	
		cm	kg	Zu- nahme	cm				Zu- nahme	cm	kg	Zu- nahme		cm
Vierte Prüfung (Blechstreifen ist gewendet geblieben)							0,8	17,5	3,5	0,6	0			
0	23,7						1,0	16,3	4,1	0,5	0			
0,2	23,7	1,2		0			1,2	15,2	4,6	0,5	0			
0,4	21,6	2,2	1,0	0			1,4	14,7	5,1	0,4	0			
0,6	19,5	3,0	0,5	0			1,6	13,7	5,5	0,3	0			
0,8	17,9	3,6	0,6	0			1,8	12,9	5,8	0,4	0			
1,0	16,7	4,2	0,5	0			2,0	12,4	6,2	0,4	0			
1,2	15,6	4,7	0,5	0			2,2	12,1	6,6	0,5	0			
1,4	14,8	5,2	0,4	0			2,4	11,8	7,1	0,4	0			
1,6	14,1	5,6	0,4	0			2,6	11,5	7,5	0,3	0			
1,8	13,4	6,0	0,4	0			2,8	11,2	7,8	0,3	0			
2,0	12,8	6,4	0,4	0			3,0	10,8	8,1	0,4	0			
2,2	12,3	6,8	0,4	0			3,2	10,6	8,5	0,4	0			
2,4	12,0	7,2	0,4	0			3,4	10,5	8,9	0,3	0			
2,6	11,7	7,6	0,4	0,01			3,6	10,2	9,2	0,3	0			
2,8	11,5	8,0	0,4	0,01			3,8	10,0	9,5	0,3	0			
3,0	11,2	8,4	0,4	0,04			4,0	9,8	9,8	0,3	0			
Nachdem 4 kg und dann 6 kg je 36 Stunden angehängt waren:							4,2	9,7	10,1	0,5	0			
Fünfte Prüfung (Blechstreifen ist gewendet geblieben)							4,4	9,6	10,6	0,3	0			
0							4,6	9,5	10,9	0,5	0			
0,2	23,3	1,2		0			4,8	9,5	11,4	0,4	0			
0,4	21,5	2,2	1,0	0			5,0	9,4	11,8	0,3	0			
0,6	19,3	2,9	0,7	0			5,2	9,3	12,1	0,3	0			
			0,6				5,4	9,1	12,3	0,2	0			
							5,6	9,0	12,6	0,3	0,01			
							5,8	8,9	12,9	0,3	0,01			
							6,0	8,8	13,2	0,3	0,01			
							6,2	8,8	13,6	0,4	0,01			
							6,4	8,8						

← Elastizi-
tätsgrenze
bei
 $\sigma = 16\ 300$
kg/cm²

← Elastizi-
tätsgrenze
bei
 $\sigma = 27\ 900$
kg/cm²

den. Wenn zugänglich arbeite man, um ganz sicher zu gehen, mit einer leichten Unterbeanspruchung.

In der Technik wird bester Stahl unter Umständen bis zu $\tau = 2\frac{1}{2}$ und darüber beansprucht. Vgl. „Hütte“, 22. Aufl. 1915, S. 504 und C. Bach, Die Maschinen-Elemente, 10. Aufl. 1908, S. 56, 44.

Über die Namengebung sei noch folgendes bemerkt. In der Tatsache, daß wir gelegentlich eine über die „zulässige Beanspruchung“ hinausgehende Beanspruchung zulassen, liegt ein scheinbarer Widerspruch. Er löst sich aber leicht, wenn wir uns klarmachen, daß wir als zulässige Beanspruchung diejenige bezeichnen, welche in der Maschinenteknik von

maßgebenden Fachleuten als zulässig angesehen wird (§ 68a), daß wir aber in der orthopädischen Technik diese Grenzwerte aus den eben besprochenen Gründen gelegentlich überschreiten dürfen und sollen.

Als Sicherheit bezeichnet man in der Technik das Verhältnis der Festigkeit, d. i. der den Bruch herbeiführenden Belastung, zur tatsächlich zugemuteten Belastung. Man pflegt in der Technik die meisten Konstruktionen mit einer vierfachen Sicherheit, $\mathfrak{S} = 4$, auszuführen, d. h. man setzt fest, daß die zulässige Belastung nur ein Viertel der Bruchbelastung betragen soll und berechnet danach die Abmessungen der Bauglieder. Nun überschreiten wir beim Bau unsrer Prothesen aus den angegebenen Gründen diese zulässige Belastung, und unser Beanspruchungsgrad τ gibt uns das Verhältnis der tatsächlichen zu der sonst in der Technik zulässigen Belastung an. Im selben Verhältnis, in welchem wir die eigentlich zulässige Belastung überschreiten, vermindern wir die Sicherheit.

Obiges Verhältnis der Bruchbelastung zur eigentlich zulässigen Belastung vorausgesetzt, würden wir also für die Sicherheit unsrer Prothesenfedern die Gleichung haben:

$$\mathfrak{S} = \frac{4}{\tau} \quad \text{und} \quad \tau = \frac{4}{\mathfrak{S}}.$$

Es würde also entsprechen

dem Beanspruchungsgrad $\tau = 1$	die Sicherheit $\mathfrak{S} = 4$
„ „ „ $\tau = 1,6$	„ „ „ $\mathfrak{S} = 2\frac{1}{2}$
„ „ „ $\tau = 2$	„ „ „ $\mathfrak{S} = 2$

Statt den Begriff des Beanspruchungsgrades einzuführen, hätten wir auch den üblichen Begriff der Sicherheit allen unsern Berechnungen zugrunde legen können. Was mich dies zu tun abgehalten hat, war hauptsächlich die Überlegung, daß wir über die Sicherheit unsrer Federn genau genommen gar nicht Bescheid wissen. Denn Versuche über die Festigkeit des Federstahls bei der Beanspruchung auf Biegung und Drillung, die ja bei unsern Federn fast ausschließlich in Betracht kommt, habe ich in der Literatur nirgends gefunden. Nur über die Festigkeit bei Zug liegen Versuche vor. Sie zeigen für besten Stahldraht Werte bis über $20 \cdot 10^6$ g/qcm („Hütte“ I, 22. Aufl., S. 501 Anm.). Als zulässige Beanspruchung des Federstahls bei Biegung haben wir früher (§ 68a) den Wert $k_b = 5 \cdot 10^6$ g/qcm angegeben gefunden. Bei gewöhnlichem Stahl wird ferner die Beanspruchbarkeit für Zug und für Biegung annähernd gleich hoch angenommen (BACH 1908, S. 55, „Hütte“ I, 22. Aufl., S. 503). Wenn diese Annahme auch für Federstahl zuträfe, so würde die Sicherheit stählerner Federn bei zulässiger Beanspruchung auf Biegung $\mathfrak{S} = \frac{20}{5} = 4$ betragen. Diese Annahme haben wir oben zugrunde gelegt. Ob sie zutrifft? Die auffallend hohen Werte, welche ich bei meinen Materialprüfungen (vgl. Tabelle 31) für die Fließgrenze und Elastizitätsgrenze von auf Biegung beanspruchten Drähten und Blechstreifen aus Federstahl gefunden habe, lassen mich vermuten, daß die Festigkeit des Federstahls bei Beanspruchung auf Biegung höher liegt als bei Beanspruchung auf Zug. Dann würde auch die Sicher-

heit unsrer Prothesenfedern höher sein als unsre obige Berechnung annehmen läßt, welche für den äußersten von uns zugegebenen Beanspruchungsgrad $\tau = 2$ nur die geringe Sicherheit $\mathfrak{S} = 2$ ergibt.

Immerhin wird die Tatsache bestehen bleiben, daß unsre Prothesen geringere Sicherheit als sonst in der Technik üblich aufweisen. Wir rechtfertigen diesen Mangel damit, daß bei den meisten technischen Konstruktionen die Gefahr eines Bruches oder auch nur starker bleibender Formänderungen unbedingt ausgeschlossen werden muß, daß bei unsern orthopädischen Apparaten dagegen eine solche Gefahr den Vorteilen der Leichtigkeit und der Raumersparnis zuliebe in den Kauf genommen werden darf und soll, wie oben schon gesagt wurde.

§ 70. Dimensionierung der Federung.

a) Mit Hilfe der für die Weichheit und die Festigkeit der verschiedenen Federarten gefundenen Formeln gilt es nun im einzelnen Fall die Abmessungen zu bestimmen, welche wir der Feder zu geben haben. Die Lösung dieser Aufgabe erfordert Überlegungen, welche von Fall zu Fall verschieden sind je nach dem orthopädischen Problem, welches gerade gestellt ist, und je nach den technischen Mitteln, welche zur Anwendung kommen. Es ist die Aufgabe und die besondere Kunst des Konstrukteurs, dieses Problem im einzelnen Fall so klar zu erfassen, daß er es mechanisch ausdrücken und mathematisch formulieren kann. Allgemeingültige fertige Formeln lassen sich nicht geben. Wohl aber kann man sich gewisse in vielen Fällen wiederkehrende typische Beziehungen an Beispielen veranschaulichen.

Das erste, was wir zu tun haben, ist, das orthopädische Problem daraufhin zu studieren, daß wir die gliedermechanischen Anforderungen, welche wir an unsre Prothese stellen wollen, mechanisch und rechnerisch erfassen. Aus unsern frühern Überlegungen über das, was wir vom Standpunkt des Arztes aus von der Prothese zu verlangen haben, ergeben sich folgende drei grundlegende Anforderungen: Erstens soll der Apparat einen bestimmten Gesamtausschlag des anatomischen Gelenks, an welchem er angreift, zulassen; zweitens soll die Kraft dieses Angriffs derart sein, daß das erzeugte Drehmoment nicht unter den Mindestwert heruntergeht, der zum Bewegen des gelähmten Gliedes nötig ist; drittens soll dieses Drehmoment auch nicht über einen Höchstwert hinausgehen, um nicht den antagonistischen Muskeln, welche dasselbe bei der Bewegung in entgegengesetzter Richtung zu überwinden haben, zu große Anstrengung zuzumuten.

Wir bezeichnen nun als Initialstellung diejenige Endstellung des Apparates, bei welcher die Sprungfeder die geringste Kraft entfaltet, nur minimal beansprucht wird, und als Abschlußstellung die entgegengesetzte Endstellung, bei welcher die Feder aufs äußerste gespannt ist und daher maximale Kraft entwickelt, wobei wir zunächst immer nur die Verhältnisse an einem einfachen Scharniergelenk im Auge haben. Dann können wir unsre obigen Anforderungen so ausdrücken, daß wir sagen, wir verlangen erstens einen genügenden Winkelunterschied zwischen Ini-

tial- und Abschlußstellung, zweitens einen Mindestwert des Drehmoments, den es bereits bei Initialstellung besitzen soll und drittens einen Höchstwert, über den es auch bei Abschlußstellung nicht hinausgehen darf.

Wir machen nun durch den Index i die Werte bei Initialstellung, durch den Index a jene bei Abschlußstellung kenntlich, außerdem kennzeichnen wir durch ein übergesetztes m die am anatomischen Gelenk (Gelenk des Menschen) gemessenen Winkelwerte und Drehmomente, während die ohne solches Zeichen geschriebenen Größen nach wie vor als am Apparat und seinen Gelenken gemessene gelten sollen. Dann haben wir für unsre drei Anforderungen folgende Symbole:

Gesamtausschlag des Gelenks $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i$
 initiales Drehmoment \check{m}_i
 abschließendes Drehmoment \check{m}_a

b) Wir nehmen nun an, daß unser Apparat ein Gerüstwerk mit physiologischer Achse sei (§ 65), d. h. daß Apparatengelenk und anatomisches Gelenk um ein und dieselbe Achse sich drehen. Dann stimmen die an beiden Gelenken gemessenen Winkel und Drehmomente überein. Auch wenn die beiden Achsen ohne völlig zusammen zu fallen nur nahe beieinander liegen, werden wir meist ohne großen Fehler zu begehen, die beiderlei Werte einander gleich setzen dürfen.

Nehmen wir nun weiter an, die unsern Apparat bewegende Feder sei eine Biegefeder und so angebracht, daß ihre Biegungswinkel, wie wir sie gemäß Fig. 58 b oder in dem Fall der an drei Stellen gehaltenen Biegefeder gemäß Fig. 80 messen, mit den Drehungswinkeln des ganzen Apparates übereinstimmen. Vgl. beispielsweise Fig. 50 b, c, S. 364. Auch die Drehmomente stimmen dann natürlich überein, und also haben wir als gegebene Anforderungen den Gesamtausschlag der Feder $\varphi_a - \varphi_i$, welcher unsrer Annahme zufolge dem Gesamtausschlag des anatomischen Gelenks $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i$ gleich ist, ihr initiales und ihr abschließendes Drehmoment m_i und m_a , welche mit den Drehmomenten am anatomischen Gelenk \check{m}_i und \check{m}_a übereinstimmen. Aus diesen Größen ergibt sich der relative Federungswinkel

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i},$$

denn wenn $\frac{\varphi}{m}$ für alle Lagen und Beanspruchungen der Feder denselben Wert hat, wie wir das gemäß § 68a annehmen, so gilt:

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a}{m_a} = \frac{\varphi_i}{m_i} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} \quad 1)$$

1) Da auch $\frac{f}{p}$ unsern Voraussetzungen gemäß konstant ist, so bestehen die beiden Reihen von Beziehungen:

$$\frac{f}{p} = \frac{f_a}{p_a} = \frac{f_i}{p_i} = \frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{f}{p^1},$$

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a}{m_a} = \frac{\varphi_i}{m_i} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} = \frac{\varphi^1}{m^1}.$$

Ferner haben wir für das zulässige Drehmoment und den zulässigen Federungswinkel unter Berücksichtigung der im vorigen Paragraphen aufgestellten Gleichungen:

$$m^\dagger = \frac{m_a}{\tau},$$

$$\varphi^\dagger = \frac{\varphi_a}{\tau} = \frac{m_a}{\tau} \cdot \frac{\varphi}{m} = \frac{m_a(\varphi_a - \varphi_i)}{\tau(m_a - m_i)}.$$

Diese drei Größen aber, den relativen Winkelausschlag $\frac{\varphi}{m}$ und die zulässigen Beanspruchungen m^\dagger und φ^\dagger haben wir für eine Reihe von Biegefedern früher berechnet und in den Formeln der Tabelle 33, S. 434 zusammengestellt; für weitere Arten von Biegefedern sie zu ermitteln, sind wir gleichfalls in der Lage. — Diese Formeln geben uns die drei in Rede stehenden Größen unsrer Federn als Funktionen ihrer physikalischen Konstanten und ihrer geometrischen Abmessungen. Wir können also umgekehrt, wenn diese drei Größen gegeben sind oder vielmehr ein bestimmter ziffernmäßiger Betrag derselben verlangt wird, die Abmessungen berechnen, welche wir unsrer Feder geben müssen, damit sie diese Anforderungen erfüllt. Damit ist unsre Aufgabe gelöst oder wenigstens der allgemeine Weg zu ihrer Lösung gefunden.

c) Über diese Lösung ist nun freilich noch allerhand zu sagen. Zunächst setzt sie voraus, daß wir die Art der Feder ebenso wie ihre Anbringung im Apparat bereits genau bestimmt haben, denn nur dann wissen wir, welche der verschiedenen Formeln unsrer Tabelle anzuwenden sind. Diese gibt uns dann jeweils drei Gleichungen, je eine für jede der drei in Rede stehenden Größen, jedoch nur zwei voneinander unabhängige Gleichungen, da die drei Größen vermöge der Gleichung:

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi^\dagger}{m^\dagger}$$

miteinander verknüpft sind (vgl. oben Anmerkung).

Aus zwei voneinander unabhängigen Gleichungen können wir zwei Unbekannte berechnen. Nun aber hat unsre Feder jedenfalls mehr als zwei Abmessungen, welche wir, um sie anfertigen zu können, kennen müssen. Für eine Schraubfeder beispielsweise finden wir in unsrer Tabelle 33 den Drahtdurchmesser d , den Windungsdurchmesser D , die Drahtlänge L oder die Federlänge l und endlich den Hebel r aufgeführt. Unsre beiden Gleichungen reichen also nicht aus, um diese alle zu ermitteln. Andererseits ergeben sich aus den Maßen des gesamten Apparates und des Gliedes, für welches er bestimmt ist, ganz bestimmte Höchstwerte innerhalb deren die Abmessungen unsrer Feder sich zu halten haben. Und zwar, wenn wir es genau überlegen, für alle Abmessungen derselben bis auf eine: nur der Drahtdurchmesser bei einer aus Draht gewickelten Feder und die Blechdicke bei einer aus einem Blechstreifen bestehenden Feder bleibt unserm Belieben überlassen, d. h. in diesem Fall: ist aus den beiden Gleichungen zu berechnen. Also zwei Gleichungen für eine Unbekannte! Danach hätten

wir nicht zu wenig, sondern zu viel Gleichungen. Dabei haben wir aber die Größe τ , den Beanspruchungsgrad, außer acht gelassen. Betrachten wir diese Größe gleichfalls als Unbekannte, so haben wir zwei Unbekannte, welche aus unsern zwei Gleichungen zu ermitteln sind und damit eine klare und korrekt lösbare algebraische Aufgabe. Und dieser Aufgabe gemäß werden wir unsre Gleichungen nachher so umformen, wie es zur Ausrechnung dieser beiden Unbekannten zweckmäßig ist.

Die so gefundenen Werte aber haben für uns sehr verschiedene Geltung und Autorität, wenn ich so sagen darf. Während wir jede Draht- oder Blechstärke, welche uns unsre Formel gibt, billigen und anerkennen und ihr gemäß unsre Feder dimensionieren, können wir uns keineswegs mit jedem Wert τ , welchen wir errechnen, abfinden. Ganz im Gegenteil haben wir den Wunsch, dieser Wert möchte nicht größer, sondern womöglich kleiner als 1 sein, und wenn er diesen Wert überschreitet, dann doch sich innerhalb der früher besprochenen Grenzen halten. Vgl. oben § 69.

Ergibt nun unsre Ausrechnung einen unzulässig hohen Wert für τ , wie das leider oft der Fall ist, dann müssen wir ihn zu vermindern suchen, wozu uns unsre Gleichungen die Wege angeben, indem sie uns sagen, von welchen Größen die Höhe von τ abhängig ist. Es gibt zwei Hauptwege: erstens den, daß wir unsre gliedermechanischen Anforderungen herabsetzen, oder aber zweitens den, daß wir mit größeren Abmessungen des Apparates als ursprünglich beabsichtigt uns abfinden, also sozusagen unsre geometrischen Anforderungen ermäßigen; endlich können wir auf beiden Wegen zugleich vorgehen. Was im einzelnen Fall das richtige ist, vermag uns die mathematische Betrachtung nicht zu sagen. Der Fall liegt vielmehr jetzt mathematisch so, daß wir nicht zwei, sondern ein halbes Dutzend unbekannte oder, wie wir in unserm Fall besser sagen würden, unbestimmte und halbunbestimmte Größen haben, deren genauer Wert erst auf Grund unsrer Gleichungen festgestellt werden soll.

Wir haben also jetzt doch wieder zu viele Unbekannte für die Zahl unsrer Gleichungen und sind mithin nicht imstande, eine ganz bestimmte Dimensionierung unsres Apparates mit mathematischer Sicherheit aus den gegebenen Bedingungen und den gestellten Anforderungen als die allein richtige zu errechnen. Wir wären dazu imstande, wenn wir Maßstäbe und Formeln besäßen, um den Wert dieser verschiedenen Anforderungen und ihrer mehr oder weniger weitgehenden Befriedigung gegeneinander abzumessen und demgemäß eine Unbekannte auf die andre zurückzuführen und durch sie zu ersetzen, beispielsweise Formeln, welche uns sagten, daß der Nachteil einer Mehrbelastung des Antagonisten um die Größe a gleich ist dem Nachteil einer Zunahme des Beanspruchungsgrades um die Größe b oder einer unerwünschten Verlängerung des Apparates um die Größe c . Solche Formeln haben wir nicht und können sie auch nicht ohne Willkürlichkeit aufstellen, weil es für diese verschiedenen Werte keine absoluten Maßstäbe und zahlenmäßige Vergleichsnormen gibt. Vielmehr sind wir darauf angewiesen, diese gegenseitigen Wertverhältnisse mit Hilfe unsres konstruktiven Gefühls, unsres technischen Taktes zu schätzen.

Wir stehen an dem Punkt, wo die Technik aufhört, exakte Wissenschaft zu sein und anfängt, Kunst zu werden. Wir könnten auch sagen an dem Punkt, wo die biologische Betrachtung die physikalische ablöst, indem wir uns erinnern, daß wir in der ersten physiologischen Hälfte unsrer Arbeit, als wir die Anforderungen besprachen, welche der Muskelapparat zu erfüllen hat, gleichfalls eine Mehrzahl von Forderungen aufgestellt haben, die wir nicht auf einen gemeinsamen Nenner bringen können. Da die Feder unsrer Prothese eine Art künstlichen Muskel darstellt, ist es nicht verwunderlich, daß wir bei ihr die gleiche Mehrfaltigkeit inkommensurabler Anforderungen finden. Techniker, Künstler und Biologe sind hier gleichermaßen dem Mann der exakten Naturforschung gegenüber im Nachteil und nicht imstande, ihre Aufgabe ebenso vollkommen wie er zu lösen. Er nämlich vermag die verschiedenen innerhalb eines mechanischen Systems wirksamen Kräfte und Strebungen in eindeutiger Weise gegeneinander aufzurechnen und miteinander zum Ausgleich zu bringen, verschiedene auf denselben physikalischen Körper einwirkende Kräfte oder Forderungen etwa nach dem Satz vom Parallelogramm der Kräfte zu einer einzigen gemeinsamen Resultierenden zusammensetzen. Die an ein Lebewesen oder an ein biologisches Organ gestellten Forderungen dagegen können wir, wenn sie entgegengesetzte Eigenschaften zu ihrer Erfüllung verlangen, nur schätzungsweise gegeneinander abwägen, und dasselbe gilt für die einander widersprechenden Anforderungen, welche wir an einen technischen Apparat, an ein architektonisches Kunstwerk stellen.

Sollen wir nun, weil wir die beste Lösung für unsre Prothese nicht glatt errechnen können, auf Rechnung ganz verzichten und uns, wie vielfach beliebt, der reinen Empirie anvertrauen? Gewiß nicht: wenn die theoretische Durchdenkung uns auch nicht bis ganz zum Ziel bringt, so führt sie uns demselben doch sehr nahe und fördert uns so rasch und sicher, wie es die bloße Empirie nie vermag.

d) Nach dieser Abschweifung kehren wir zu unsrer engeren Aufgabe zurück und führen die Berechnung zur Dimensionierung einer Biegefeder, welche wir bisher nur im allgemeinen skizziert haben, an einem Beispiel im einzelnen durch. Wir nehmen an, es handle sich um einen Handgelenk-Streckapparat, unser später genauer zu besprechendes Modell RHb (Fig. 96), bei dem die gliedermechanische Überlegung einen Winkelausschlag $\varphi_a - \varphi_i = 100^\circ$ und ein initiales Drehmoment $\ddot{m}_i = 2000$ als erwünscht, ein abschließendes $\ddot{m}_a = 6000$ als zulässig für jede der beiden anhebenden Federn ergeben habe (§ 90), die wir, die eine ulnar, die andre radial neben dem Handgelenk anbringen, so daß die Drehachse dieses Gelenks mit jener der Federn möglichst zusammenfällt und die Winkel des anatomischen Gelenks mit den Biegewinkeln der Feder gleich gesetzt werden dürfen. Wir verwenden dicht gewickelte und gestauchte Schraubenfedern, für deren Biegung wir aus der Tabelle 33 die Formeln entnehmen:

$$m^\dagger = 10^6 d^3,$$

$$\varphi^\dagger = \frac{l D \lambda}{d^2}.$$

wobei d die Drahtstärke, D den Durchmesser der Drahtwindungen, l die Länge der Feder und λ den von dem Verhältnis der Länge zum Hebel r abhängigen Koeffizienten

$$\lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3} \left(\frac{l}{r} \right)^2$$

bezeichnet.

Indem wir diese Gleichungen mit den zuvor in Abschnitt *b* für dieselben Werte m^\dagger und φ^\dagger gefundenen Formeln kombinieren, erhalten wir:

$$\frac{m_a}{\tau} = m^\dagger = 10^6 d^3,$$

$$\frac{m_a(\varphi_a - \varphi_i)}{\tau(m_a - m_i)} = \varphi^\dagger = \frac{l D \lambda}{d^2}.$$

Hieraus ergeben sich durch Auflösung nach den beiden Unbekannten d und τ die beiden weitem Gleichungen:

$$d^5 = \frac{l D \lambda (m_a - m_i)}{10^6 (\varphi_a - \varphi_i)},$$

$$\tau = \frac{m_a}{10^6 d^3} = m_a \left(\frac{\varphi_a - \varphi_i}{10^4 l D \lambda (m_a - m_i)} \right)^{\frac{3}{5}}.$$

Was die Dimensionen der Federn anlangt, so legen uns der Bau des Apparates und der Ort, an dem wir sie anbringen, folgende Schranken auf: Der Durchmesser der Drahtwindungen D darf nicht über 1,3, die Länge l der Feder nicht über 3 cm betragen; als Hebellänge ergibt sich etwa 9 cm und demgemäß ein Wert

$$\lambda = 1 - \frac{3}{9} + \frac{1}{3} \left(\frac{3}{9} \right)^2 = \frac{1}{2},$$

also ein Wert

$$l D \lambda = 3 \cdot 1,3 \cdot \frac{1}{2} = 2,74$$

und also schließlich

$$d = \left(\frac{2,74 \cdot 4000}{10^6 \cdot 100} \right)^{\frac{1}{5}} = 0,1613 \text{ cm},$$

$$\tau = \frac{6000}{10^6 (0,1613)^3} = 1,43.$$

Der Beanspruchungsgrad $\tau = 1,43$ erscheint noch allenfalls zulässig. Wollten wir ihn vermindern, so könnten wir beispielsweise den Windungsdurchmesser unsrer Feder D noch vergrößern, oder uns mit einem geringern Winkelausschlag $\varphi_a - \varphi_i$ begnügen. Der dadurch erzielbare Gewinn an Sicherheit schien mir aber bei genauer Überlegung die Nachteile, welche wir in den Kauf nehmen müssen, nicht aufzuwiegen, weshalb ich bei obiger Dimensionierung geblieben bin.

Das Gewicht der Federn haben wir bei unsern Überlegungen, weil zu unbedeutend, nicht in Rechnung gestellt. Es wäre aber leicht, dasselbe gleichfalls zu berücksichtigen. Ferner treten zu den besprochenen gliedermechanisch-technischen Gesichtspunkten einige weitere rein technischer Art: die Rücksicht auf einfache und sichere Herstellung der Federn,

ferner darauf, daß nur bestimmte Drahtstärken und Blechdicken im Handel erhältlich sind. Doch brauche ich darauf hier weiter nicht einzugehen, da es sich um Dinge handelt, die den Fachleuten genügend bekannt sind.

e) Wir gehen nun zu einem zweiten Beispiel über und nehmen an, daß die Federung durch ziehenden Angriff auf den Apparat wirkt und zwar als dicht gewickelte Zug-Schraubenfeder, für welche wir die Formeln haben (Tabelle 33):

$$\frac{f}{p} = \frac{l D^3}{10^8 \chi d^5},$$

$$p^+ = 16 \cdot 10^5 \frac{d^3}{D},$$

worin d den Durchmesser des Drahts, D den Durchmesser der Drahtwindungen, l die Länge der unbeanspruchten Feder und χ den Unvollkommenheitskoeffizienten der dichten Wicklung bezeichnet.

Auch hier nehmen wir an, habe eine vorausgegangene orthopädische Überlegung festgestellt, um welchen Gesamtwinkel $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i$ das anatomische Gelenk durch den Apparat gedreht werden soll und welches Drehmoment \check{m}_i in der Initialstellung erforderlich, welches Drehmoment \check{m}_a in der Abschlußstellung erwünscht ist. Unsre Feder aber biegt und dreht sich selber nicht, sondern streckt sich bloß, und wir müssen daher erst obige gliedermechanische Forderungen in federmechanische übersetzen, indem wir statt des Gelenkwinkels $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i$ die zugehörige Streckung der Feder $f_a - f_i$ und statt der Drehmomente \check{m}_i und \check{m}_a die von der Feder ausgeübten Zugstärken oder Spannungen p_i und p_a einführen.

Welche Streckung der Feder einem bestimmten Winkelausschlag und welche Spannung derselben einem bestimmten Drehmoment entspricht, das hängt vom Bau des Apparates und von der Anbringung der Feder in demselben, vor allem davon ab, mit welchem Hebel die Feder jeweils angreift. Das ist in jedem einzelnen Fall durch einfache geometrische Überlegungen festzustellen. Beispiele solcher Überlegungen werden wir später bei Besprechung unserer Radialisschienen Modell RHa und RHc kennen lernen. Hier nehmen wir an, daß wir bereits die von unsrer Feder zu verlangenden oben genannten drei Werte $f_a - f_i$, p_i , p_a festgestellt haben. Dann überlegen wir folgendermaßen weiter.

Die Länge der Feder bei Initialstellung ist gleich der Länge der unbeanspruchten Feder zuzüglich der bei dieser Länge bereits eingetretenen Verlängerung

$$l_i = l + f_i.$$

Der Wert f_i aber hängt einerseits ab von dem initialen Zug p_i und andererseits von der Weichheit der Feder und der Stauchung. Um nämlich Raum zu sparen, haben wir unsre Feder nicht nur dicht gewickelt, sondern auch gestaucht (vgl. oben § 66, 68k). Die Stauchung bewirkt, daß die Windungen der Feder erst dann auseinanderweichen, wenn der angreifende Zug eine bestimmte Mindesthöhe erreicht hat, eine Erscheinung, welche wir früher als verspäteten Dehnbeginn bezeichnet haben. Andererseits

hängt die Brauchbarkeit der Feder für unsre Zwecke von ihrer Weichheit ab, welche wir stets möglichst groß wünschen. Wir dürfen die Feder also nur innerhalb jener Grenzen der Länge und der Belastung verwenden, innerhalb deren sie ihre volle oder freie Dehnbarkeit besitzt. Die gestauchte Feder aber dehnt sich beim Dehnbeginn nur verhältnismäßig wenig, mit zunehmendem Gewicht und zunehmender Länge wächst die Dehnbarkeit, um bei der von uns früher als Freidehnlänge bezeichneten und durch die Freidehnbelastung bewirkten Länge ihren vollen Wert zu erlangen. Erst von diesem Moment an dürfen wir sie in unserm Apparat arbeiten lassen, d. h. bei der initialen Endstellung muß die Feder bereits ihre Freidehnlänge besitzen, der Initialzug p_i darf nicht unterhalb der Freidehnbelastung p_{frei} liegen, soll vielmehr möglichst mit ihr zusammenfallen. Es soll ferner die bis zur Erreichung dieser Länge erfolgte Dehnung f_{frei} , der Raumerparnis halber möglichst gering sein, da wir sie nicht ganz zum Verschwinden bringen können; sie fällt dann mit der initialen Verlängerung f_i zusammen. Mathematisch formuliert soll also sein

$$p_{frei} = p_i \quad \text{und} \quad f_{frei} = f_i = \text{Minimum.}$$

Nun schreiben wir früher (§ 68k):

$$f_{frei} = \eta p_{frei} \frac{f}{p}.$$

Wir haben also weiter die Gleichung:

$$f_i = \eta p_i \frac{f}{p}$$

und somit für die initiale Länge

$$l_i = l + \eta p_i \frac{f}{p}$$

und indem wir für l den aus der eingangs dieses Abschnittes angeführten Formel sich ergebenden Wert einsetzen:

$$l_i = \frac{f}{p} \left(\frac{10^8 \chi d^5}{D^3} + \eta p_i \right)$$

und endlich, da $\frac{f}{p} = \frac{f_a - f_i}{p_a - p_i}$ ist:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{l_i}{\frac{10^8 \chi d^5}{D^3} + \eta p_i}.$$

Was die beiden Unvollkommenheits-Koeffizienten in dieser Gleichung anlangt, so ist χ wie wir sahen (§ 108i) von 1 nur so wenig verschieden, daß wir es hier mit 1 gleichsetzen und also vernachlässigen dürfen, während wir für η (gemäß § 108k) den Bruch $\frac{1}{4}$ setzen können. So haben wir schließlich:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{l_i}{\frac{10^8 d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4}}.$$

Dazu kommt dann die zweite der eingangs angeführten Gleichungen für die gestauchte Zug-Schraubenfeder, in welche wir jedoch den Beanspruchungsgrad τ auf Grund der Gleichung (§ 69)

$$p_a = \tau p^*$$

eingeführen und also schreiben:

$$p_a = 16 \cdot 10^5 \frac{\tau d^3}{D}.$$

Durch Entwicklung dieser beiden Gleichungen nach den Unbekannten d und τ erhalten wir:

$$d^5 = \frac{D^3}{10^8} \left(l_i \frac{p_a - p_i}{f_a - f_i} - \frac{p_i}{4} \right),$$

$$\tau = \frac{p_a D}{16 \cdot 10^5 d^3} = \frac{p_a}{25 D^{\frac{1}{3}} \left(l_i \frac{p_a - p_i}{f_a - f_i} - \frac{p_i}{4} \right)^{\frac{5}{3}}}.$$

Wir werden von diesen beiden Gleichungen später bei Berechnung der Federn des Modells RHa und PT nützlichen Gebrauch machen (§ 88, 124).

g) Als Anhang zu vorstehenden Betrachtungen über die Dimensionierung der Federn sei noch ein Wort über ihre Justierung gesagt. Es gilt nicht nur die Zugfeder richtig herzustellen, sondern sie muß auch so in den Apparat eingesetzt oder am Körper befestigt werden, daß sie gerade die erforderliche Spannung besitzt und in der Initialstellung den verlangten Zug p_i , über dessen Ermittlung wir oben sprachen, ausübt, oder die Länge l_i besitzt, für deren Ableitung aus p_i oben die nötigen Formeln gegeben sind. Wie das jeweils zu bewerkstelligen ist, darüber werden wir im speziellen Teil zu sprechen haben (vgl. § 77b, 120b).

Handelt es sich um eine Biegefeder, so muß sie in der Initialstellung bereits um den Winkel φ_i gebogen sein, wenn wir als Winkel 0° den Winkel bei der „natürlichen Biegung“ bezeichnen, d. h. denjenigen Winkel, welchen die unbeanspruchte Feder einnimmt, wenn wir sie völlig frei sich selbst überlassen. Für den Wert von φ_i haben wir unter den im Abschnitt b gemachten Voraussetzungen die Gleichung:

$$\varphi_i = m_i \frac{q}{m} = m_i \frac{q_a - q_i}{m_a - m_i},$$

Aber welches ist nun die natürliche Biegung, die wir der Feder, beispielsweise den federnden Blechstreifen unsres Handgelenk-Streckapparates Modell RHv (Fig. 114, S. 478) zu geben haben? Offenbar jene, welche, wenn die Biegung φ_i hinzutritt, diejenige Form der Feder ergibt, die wir in der Initialstellung wünschen, also in dem eben als Beispiel erwähnten Fall, diejenige, welche ein Blechstreifen zeigt, der bei leicht überstrecktem Handgelenk der Beugeseite des Vorderarms und der Hand entlang läuft. Diese Form können wir mit ausreichender Genauigkeit an einer beliebigen Versuchsperson feststellen. Von dieser Form gelangen wir zur natürlichen Biegung, indem wir die Endpunkte um den Winkel φ_i (der im Fall unsres Beispiels nach Anweisung der Fig. 80 zu messen ist) vorrücken. Um die

übrigen Punkte und damit die ganze Linie in korrekter Weise zu verschieben, müßten wir die elastische Linie (§ 68 c, 1) und ihre Gleichung berücksichtigen, welche aussagt, um wieviel jeder einzelne Punkt einer Feder bei einer gegebenen Gesamtbiegung der Feder sich verschiebt. Im allgemeinen werden wir uns jedoch diese umständliche theoretische Untersuchung ersparen können und auf dem Weg des Experiments in kürzerer Zeit zum Ziel gelangen. Federnde Blechstreifen, wie wir sie in dem erwähnten Apparat verwenden, lassen sich nämlich leicht in jede gewünschte Form biegen und mittels einigem Probieren trifft man unschwer jene natürliche Biegung, welche man der unbeanspruchten Feder geben muß, damit sie, wenn im Apparat eingespannt und angespannt, die dann gewünschte Form annimmt (vgl. Werkstattzeichnungen Fig. 116, 117).

§ 71. Technische Prüfungen.

Die Prüfungen sind das Gewissen des Konstrukteurs. Sie müssen seine Arbeiten leiten und kontrollieren. Ohne solche ständige und streng zahlenmäßige Kontrolle tappt er im Dunkeln und erzielt nur Zufallstreffer. Das bedarf nach dem Vorhergehenden wohl nicht weiterer Worte. Vielerlei Prüfungen sind notwendig oder wenigstens erwünscht: Prüfungen des Materials der Federn auf Festigkeit (§ 69), Prüfungen der Federn auf Weichheit (Nachgiebigkeit, § 66), Prüfungen der fertigen Apparate auf Weichheit sowohl wie Festigkeit.

a) Prüfungen des Federmaterials auf Festigkeit (Fig. 81, 82) Die in der Technik üblichen Verfahren der Materialprüfung erfordern solid und exakt gebaute und daher große und teure Apparate. Für unsre Zwecke aber können wir uns mit einer sehr einfachen Versuchsanordnung begnügen, welche überall ohne besondere Unkosten improvisiert werden kann. Das Prinzip ist dieses: ein Streifen des zu prüfenden Stahlblechs oder ein Stück des zu prüfenden Federdrahts, genau gerade gestreckt und etwa 25 cm lang, wird auf Biegung mit steigenden Belastungen beansprucht und nach jeder neuen Belastung wieder entlastet, und seine mehr oder weniger vollkommene Rückkehr in die ursprüngliche Form beobachtet. Als bleibende Durchbiegung bezeichnen wir diejenige Durchbiegung, welche nach der Entlastung nicht mehr sich ausgleicht.

Die beiden Enden des Prüfstücks sind in zwei kleine Walzen eingespannt und durch deren Vermittlung an langen Schnüren oder Drähten aufgehängt. Diese bewegliche Aufhängung bewirkt, daß, auch wenn die Enden des Prüfstücks bei starker Durchbiegung nahe zusammenrücken, der Aufhängezug doch immer in annähernd gleicher Richtung wirkt. Die Last wird in der Mitte des Prüfstücks angehängt. Die Durchbiegung und danach folgende Rückfederung dieser Mitte wird an einer Skala abgelesen, welche an einem Stab hängt, der auf den beiden Walzen liegt. Die Skala ruht also auf dem Prüfstück selber auf und diese Anordnung macht die sonst erforderlichen Vorkehrungen zum unbeweglichen Festhalten des Prüfstücks und des Maßstabs entbehrlich. Die Ablesung geschieht in der Weise, daß man vom Draht nach der Skala visiert und dabei den Draht

mit seinem Spiegelbild, das von einem hinter der Prüfvorrichtung aufgehängten Spiegel zurückgeworfen wird, zur Deckung bringt. Bei dieser Spiegelablesung werden Fehler durch parallaktische Verschiebung vermieden und eine bis auf nahezu $\frac{1}{10}$ mm genaue Ermittlung der bleibenden Durchbiegung wird ermöglicht.

Die Berechnung des Versuchsergebnisses ist einfach. Wir hatten früher (§68d) für die zulässige Beanspruchung einer in gewöhnlicher Weise einseitig eingespannten Feder die Gleichung benützt

$$p^{\dagger} = \frac{k_b W}{r}$$

also

$$k_b = \frac{p^{\dagger} r}{W} = \frac{m^{\dagger}}{W}.$$

Für die jeweilige Beanspruchung σ der stärkst gefährdeten Querschnittsfaser gilt die analoge Gleichung (vgl. „Hütte“ I, 1915, S. 524)

$$\sigma = \frac{p r}{W} = \frac{m}{W}.$$

Wenn wir statt die Feder einseitig einzuspannen und am Ende zu belasten (Fig. 58b) sie an beiden Enden aufrufen lassen und die Last in der Mitte anhängen (Fig. 82), so gilt:

$$\sigma = \frac{m}{W} = \frac{p r}{4 W}.$$

Das Widerstandsmoment W des runden Drahts ist bekanntlich $\frac{\pi d^3}{32}$, das des federnden Blechstreifens $\frac{b h^2}{6}$. Danach wird die Berechnung auf Tabelle 31, S. 412f., leicht verständlich sein.

Das für die Feder zu verwendende Stahlmaterial auf Nachgiebigkeit (Weichheit) zu prüfen ist nicht nötig, da die Abweichungen der verschiedenen Sorten in bezug auf die Elastizitätsmoduln E und G für uns nicht von Belang sind.

b) Prüfungen der Feder auf Weichheit. Die Prüfung der Zugfeder geschieht mittels der in Fig. 83 dargestellten Anordnung, welche so einfach ist, daß sie wohl kaum der Erläuterung bedarf. Am untern Ende

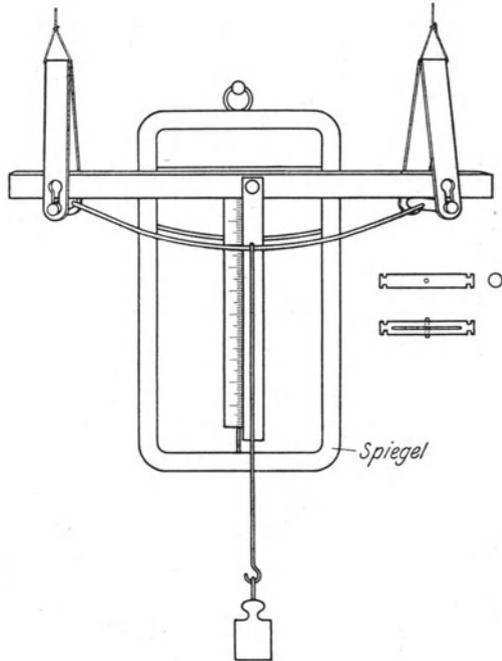


Fig. 81. Prüfungsvorrichtung für Drähte und Blechstreifen zur Prüfung auf Biegefestigkeit. Zwei Walzen, die obere zum Einspannen von Drähten, die untere zum Einspannen von Blechstreifen dienend, sind besonders gezeichnet.

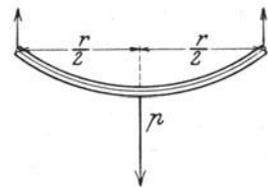


Fig. 82. Prinzip der Prüfung von Drähten und Blechstreifen auf Festigkeit bei Biegung. Es gilt die Gleichung:

$$m = \frac{r p}{4}.$$

der frei herabhängenden Feder ist ein langer Stab angehängt, dessen unteres Ende die Prüfungsgewichte trägt. Um den Draht drehbar, aber nicht in der Höhe verschiebbar, ist ein Zeiger angebracht, dessen Spitze über eine Skala streicht. Der Zeiger wird jeweils so gedreht, daß die Spitze die Skala leise berührt. Auf Tabelle 34, S. 436, sind Beispiele solcher Prüfung mitgeteilt.

c) Prüfung der Biegefeder und des fertigen Apparates auf Weichheit (Fig. 84 und Werkstattzeichnungen Fig. 85—88). Diese Prüfung

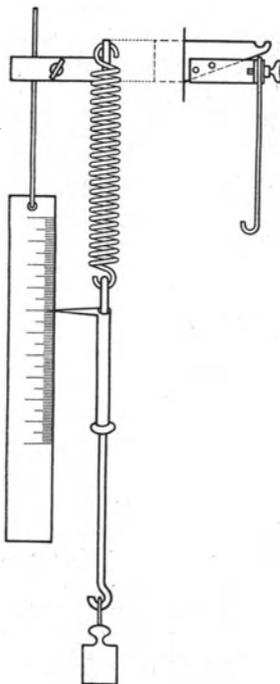


Fig. 83. Prüfungsvorrichtung für Zugfedern zur Prüfung auf Weichheit.

ist die einzige, welche einen etwas komplizierten Apparat erfordert. Das Prinzip der Prüfung ist, daß wir die zu untersuchende Feder am einen Ende so einspannen, daß wir sie um eine wagerechte Achse, welche durch den Einspannort geht, drehen können, während die Achse der Feder senkrecht zur Drehachse steht, und das freie Ende der Feder beim Drehen einen möglichst großen Kreis beschreibt. Wir stellen zunächst den Apparat so ein, daß die Feder wagrecht schwebt und das freie Ende mit der Drehachse in gleicher Höhe liegt, drehen sodann um einen bestimmten Winkel, so daß es in die Höhe steigt, und ziehen es dann, ohne im übrigen die Stellung des Apparates zu ändern, durch Anhängen von Gewichten an diesem freien Ende, das damit den Angriffspunkt unserer Feder darstellt, soweit herunter, daß es wieder genau in die alte Höhe, d. h. die Höhe der Drehachse kommt, was natürlich nur dadurch möglich ist, daß die Feder sich durchbiegt.

Der Biegungswinkel ist derjenige Winkel, um welchen wir den Apparat samt Feder gedreht haben (Fig. 84 und 58b). Das die Biegung bewirkende Drehmoment berechnen wir, indem wir das Gewicht, welches wir anhängen mußten, um den Angriffspunkt genügend herabzuziehen, mit dem Abstand desselben von der Drehachse multiplizieren. Die Division des Drehmoments durch den Biegungswinkel liefert uns den Wert des relativen Drehmoments $\frac{m}{\varphi}$ und damit das (reziproke) Maß der Weichheit, welches wir suchen.

Falls es sich um die Prüfung einer fertigen Prothese handelt, deren Wirkung auf ein gelähmtes Gelenk ermittelt werden soll, kann die Einspannung so vorgenommen werden, daß die Achse, um welche wir drehen, mit der Drehachse des anatomischen Gelenks zusammenfällt, die Prothese also auf den Prüffapparat genau dieselben Drehmomente ausübt wie auf das Leibesgelenk.

Die Einzelheiten des Apparates sind aus den Werkstattzeichnungen Fig. 85—88 ersichtlich. Zur Erläuterung derselben bemerke ich noch folgendes. Als drehbare Achse dient ein zölliges Gasrohr, das in einem noch weiteren Rohr läuft, welches auf einem Gestell von passender Höhe festgemacht ist. Auf das drehbare Rohr ist am vorderen wie am hinteren

Ende eine Scheibe (Flansche) aufgesetzt. Die hintere Scheibe dient als Stellscheibe. An ihrer Peripherie sind 24 Einschnitte in gleichen Abständen angebracht. In den jeweils zu höchst stehenden Einschnitt kann man eine als Messer gebildete Arretierung einschnappen lassen und dadurch den drehenden Teil des Apparates feststellen. Dreht man diesen um 15° , so schnappt das Messer in den nächsten Einschnitt ein.

Das Messer seinerseits sitzt in einer andern Scheibe, der Justierscheibe, fest, welche um die gleiche Achse wiewohl nur in einem beschränkten Winkelausschnitt gedreht und innerhalb dieses Ausschnittes in jeder Lage festgestellt werden kann.

Zu diesem Zweck ist die Justierscheibe mit einem bogenförmigen Schlitz versehen und durch diesen eine Schraube hindurchgesteckt, die mit ihrem freien Ende ins Gestell, genauer gesagt in eine auf dem festliegenden Rohr festsitzende Scheibe (Flansche), eingeschraubt wird. Ist die Schraube gelockert, so kann man die Justierscheibe innerhalb des durch die Länge des Schlitzes zugelassenen Winkelausschlags drehen, ist die Schraube angezogen, so ist die Justierscheibe unbeweglich mit dem Gestell verbunden. Der Zweck dieser Justier Vorrichtung ist, bei Beginn der Prüfung den Apparat so einstellen zu können, daß der Angriffspunkt der zu prüfenden Feder oder Prothese genau in die Höhe der Drehachse zu liegen kommt.

Um diese Höhe zu markieren, ist am Gestell ein Zeiger angebracht, der mit seiner Spitze nach allen Richtungen verschoben werden kann, außerdem um eine senkrechte Achse gedreht werden kann, ohne daß die Höhe der Spitze sich ändert.

Auf der vorderen Scheibe des drehbaren Rohrs, der Aufbringscheibe, kann ein kräftiges Winkelstück mit seinem einen Schenkel aufgeschraubt werden. Dieser Schenkel ist geschlitzt und kann daher, wenn die haltende Schraube gelockert ist, um diese nicht nur gedreht werden, sondern auch unter ihr geradlinig verschoben werden. Der andere Schenkel des Winkels ist mit Löchern versehen, durch welche Schrauben hindurchgesteckt werden. Diese halten die zu prüfenden Gegenstände oder vielmehr die Futterstücke, in welchen sie festgemacht sind. In den Futterstücken wird die Prothese so gebettet, daß beim Prüfen die Drehung um die jeweils gewünschte Achse erfolgt, d. h. entweder um die Apparatenachse oder um die Federachse oder um die anatomische Achse; in letzterem Fall muß die Achse des Prüfapparates an die gleiche Stelle zu liegen kommen wie später die Achse des anatomischen Gelenks. Im allgemeinen bedarf es für jedes Prothesenmodell eines andern und eigens angefertigten Futterstücks.

Für alle Handgelenk-Streckapparate jedoch, welche eine Hand- oder Vorderarmbrücke besitzen, genügt ein und dasselbe Futterstück. Dieses besteht aus einem kräftigen Band-eisen, dessen eines Ende zu einem Bügel von etwas stärkerer Wölbung wie die Brücke gebogen ist, während das andere Ende gerade und parallel zur Achse der Wölbung verläuft. Es ist geschlitzt und wird beim Gebrauch auf den gelochten Schenkel des Winkelstücks so festgeschraubt, daß Schlitz und Schenkel sich rechtwinklig schneiden; auf dem Bügel wird die Brücke mit einer Zwinde angeschraubt.

Die Lage der Achse des Prüfapparates kann man jederzeit dadurch bequem feststellen, daß man durch das drehbare Rohr hindurchvisiert oder eine gerade runde Stange als Zentrierstab in dasselbe einsteckt. Die Lichtung des Rohrs ist zu diesem Zweck an beiden Enden bis auf eine Seelenweite von 4 mm verengert.

Ehe wir diesen Prüfapparat gebaut hatten, benützten wir den der medikomechanischen Abteilung des Lazarets zugehörigen Pendelapparat zu gleichem Zweck. Dieser Pendelapparat besitzt eine solide horizontale eiserne Stange, welche um ihre eigene Achse gedreht und in Winkelabständen von jeweils 15° festgestellt werden kann. An dem frei hervorragenden Ende der Stange, an welchem sonst die die pendelnden Füße oder Arme aufnehmenden Schienen angebracht werden, befestigten wir unsere Prüfstücke mittels Schraubenzwingen und geeigneten Zwischenstücken. Die Tabellen 35, 36, 37, S. 437 ff., geben Beispiele von ausgeführten Prüfungen.

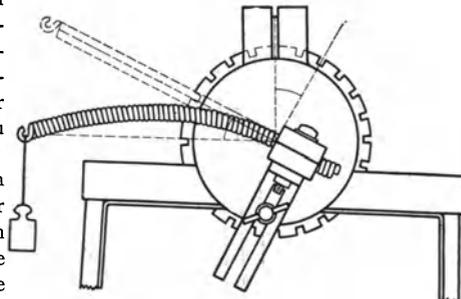


Fig. 84. Prinzip der Prüfung von Biegefedern und fertigen Prothesen auf Weichheit.

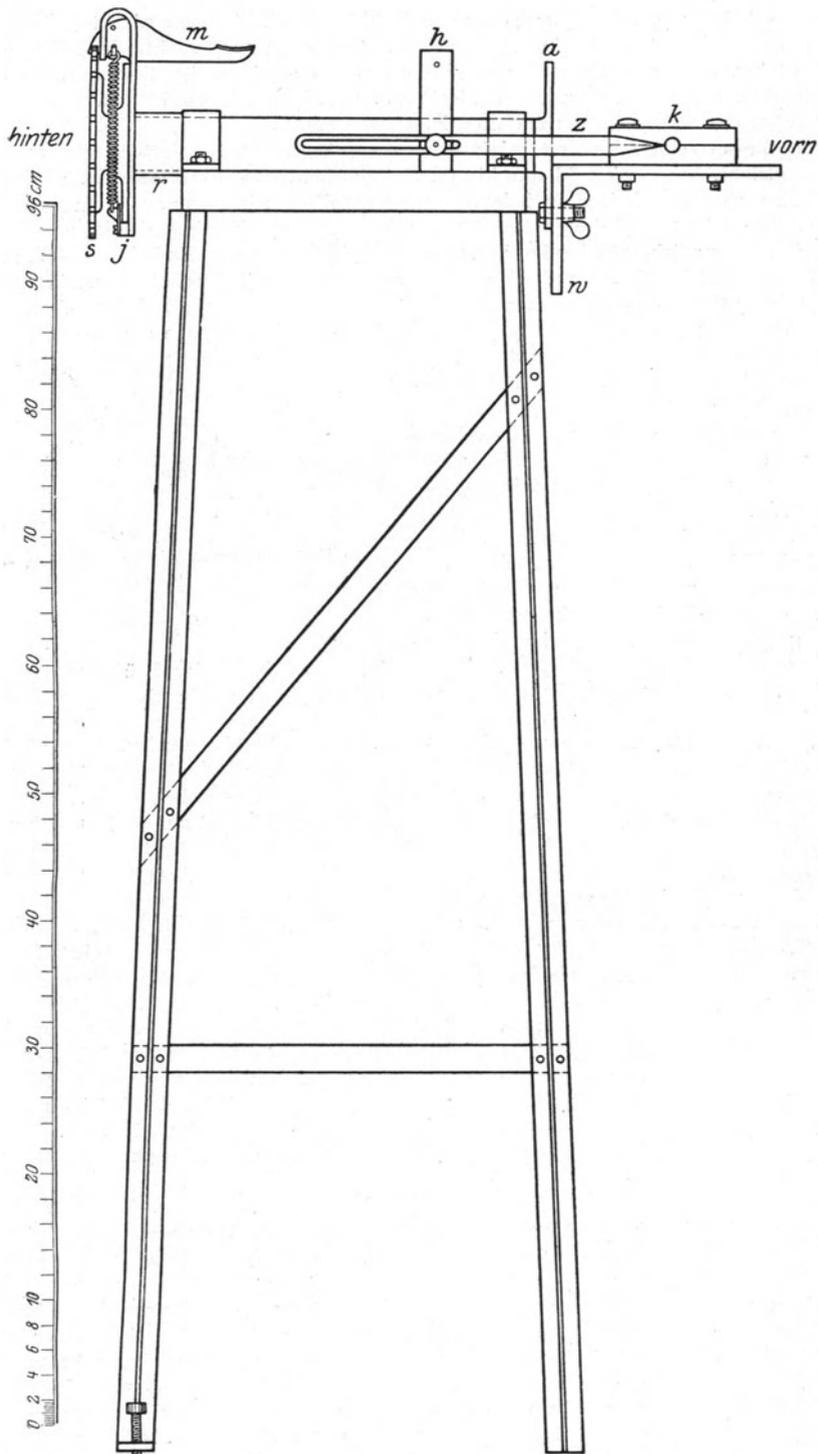


Fig. 85. Prüfapparat von links. Vgl. nebenan.

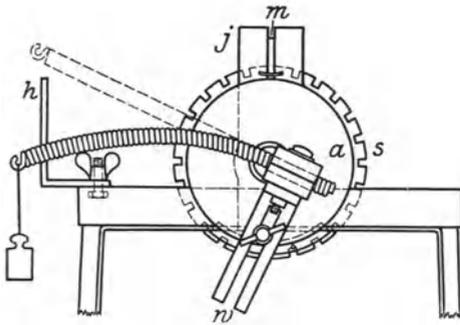
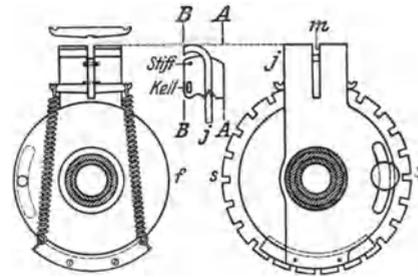


Fig. 86. Prüfapparat von vorn.



Schnitt nach *BB*, Schnitt nach *AA*,
vordere Hälfte. hintere Hälfte.

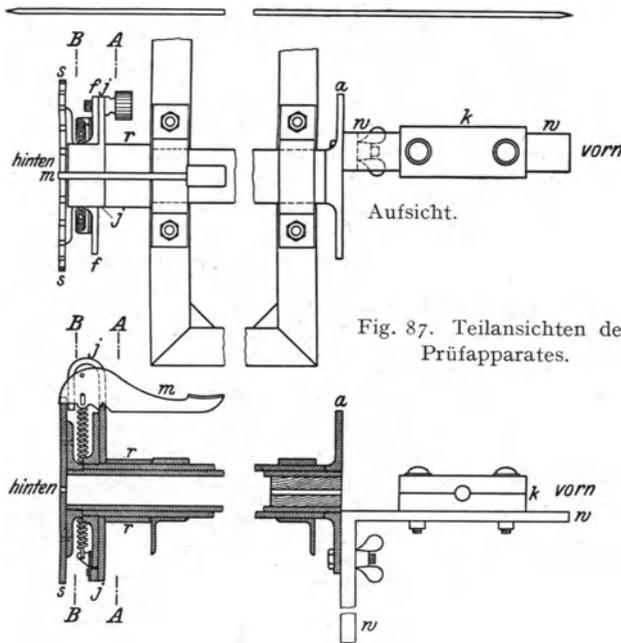


Fig. 87. Teilansichten des Prüfapparates.

Schnitt, senkrecht und median.



Fig. 85 bis 88. Prüfapparat zur Prüfung von Biegefedern und Prothesen auf Weichheit. Werkstattzeichnungen in $\frac{1}{6}$ natürlicher Größe.

- s* Stellscheibe,
- f* feste (unbewegliche) Scheibe,
- j* Justierscheibe,
- d* Aufbringscheibe,
- m* Messer,
- r* loser Ring,
- w* Winkelstück,
- k* Futter (Backen) zum Festklemmen der zu prüfenden Feder,
- z* Zeiger,
- h* Halter des Zeigers.

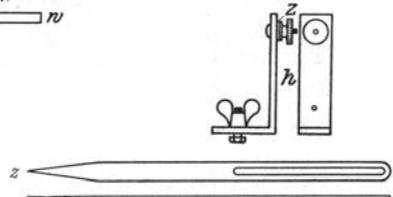


Fig. 88. Zeiger des Prüfapparates und Halter des Zeigers.

Über das Prüfungsverfahren bemerke ich noch folgendes: Wir pflegen jeden Apparat oder jede zu prüfende Feder erst aufsteigend, dann absteigend zu prüfen, d. h. so, daß wir vom Biegungswinkel 0° und der Belastung 0 ausgehend zum Biegungswinkel 15° , dem nächsten, welchen der Apparat genau einzustellen gestattet, und der diesem entsprechenden Belastung übergehen, dann zum Biegungswinkel 30° , 45° , und so weiter fortschreiten, sodann umkehrend und rückwärts in umgekehrter Reihenfolge prüfend wieder zum Anfangspunkt zurückgelangen.

Bei Apparaten, deren Bewegung nicht durch Reibung fester Teile behindert ist, also bei Prothesen mit unechten Gelenken (vgl. § 65) und ferner bei allen Federn findet man aufsteigend und absteigend denselben Wert, falls nicht die Elastizitätsgrenze überschritten und dauernde Verbiegung gesetzt wurde.

Anders wenn feste Reibung die Beweglichkeit des Apparates beeinträchtigt, wie das stets der Fall ist, wenn die Bewegung in echten Gelenken stattfindet (Tabelle 36, Nr. 1, 3 und 4, Modell RHa und RHc). Dann findet man ein verschiedenes Drehmoment für ein und dieselbe Winkelstellung, je nachdem ob man den Apparat von der einen oder der andern Seite her, aufsteigend oder absteigend, in die Stellung einrücken läßt. Dazu kommt bei den beiden eben genannten Modellen noch die weitere Eigentümlichkeit, daß bei Beuge- und Streckbewegung mit gleichmäßig wachsenden Winkelwerten die entsprechende Last erst zu-, dann abnimmt. Infolgedessen gestaltet sich die Prüfung folgendermaßen: Es wird zunächst aufsteigend, d. h. von der stärksten Streckstellung ausgehend dasjenige Gewicht bestimmt, welches eben genügt, um nach vorgenommener Drehung des Apparates den Angriffspunkt in die Ausgangshöhe zurückzubringen. Ist man auf diese Weise bis zu derjenigen Winkelstellung gelangt, bei der das Drehmoment der Prothese maximal ist, so stellt sich bei weiterem Fortschreiten die Neigung ein, zu kippen, d. h. sofort bis in die extreme Beugestellung zu fallen. Man bestimmt jetzt das Gewicht, welches der Prothese eben noch aufgeladen werden darf, ohne daß sie unter die Höhe, auf welche sie eingestellt werden soll, herunterfällt. Nachdem man in dieser Weise prüfend bis zur äußersten Beugestellung gelangt ist, kehrt man wieder schrittweise zur Streckstellung zurück, bestimmt aber jetzt das Gewicht, welches sie noch bis zu der Einstellhöhe emporzutragen vermag und, nach Überschreitung des Winkels des maximalen Drehmoments, dasjenige Gewicht, welches man ihr mindestens aufladen muß, damit sie nicht in die volle Streckstellung emporschnellt. Die zuerst und die zu zweit festgestellten Gewichte würden die gleichen sein, wenn unsre Prothese ohne Reibung arbeiten würde. So aber ist der Unterschied zwischen beiden das Maß der Reibung.

Bei Prothesen, deren Federung in zwei Hauptrichtungen, nämlich erstens streckend und zweitens seitlich abduzierend wirkt, können zwei Prüfungen ausgeführt werden, für jede der beiden Hauptrichtungen eine; jedesmal wird die Bewegung in der andern Richtung durch eine passend angebrachte Hemmung (Sperrkeil, zurückhaltende Schnur od. dgl.) unmöglich gemacht.

d) Prüfung fertiger Apparate auf Festigkeit. Wir prüfen unsre mit einer Feststellvorrichtung versehenen Handgelenk-Streckapparate auf Festigkeit, indem wir den tragenden Teil des Apparates (§ 65) auf einem passenden Holzgestell in derselben Weise festmachen wie beim Gebrauch auf dem tragenden Leibesglied und dann bei eingeschalteter Feststellvorrichtung am getragenen Teil eine Kraft so angreifen lassen, daß das erzeugte Drehmoment dem höchsten Drehmoment gleichkommt, dem der Apparat voraussichtlich Widerstand zu leisten haben wird. Bei einem Handgelenk-Streckapparat ist das jenes Drehmoment, welches zustande kommt, wenn der Patient bei festgestelltem Apparat seine sämtlichen Fingerbeugmuskeln mit größtmöglicher Kraft betätigt. Bei Apparat RHa beispielsweise hängen wir an den horizontal frei herausstehenden festgestellten Handbügel ein Gewicht von 15 kg an. Dadurch kommt im Apparatengelenk ein Drehmoment von etwa $r \cdot p = 7 \cdot 15 = 105 \text{ cm kg}$ zustande. Dieses Drehmoment ist etwa dasjenige, welches durch stärkste Beanspruchung der zur Faust geschlossenen Finger am Handgelenk bewirkt wird und von dem an Stelle der gelähmten Handgelenkstreckere Faustschlußhilfe leistenden Apparat aufgenommen und aufgehoben werden muß (vgl. Fig. 23, ferner § 46, insbesondere auch Abschnitt d).

Es folgen nunmehr einige Tabellen mit Prüfungsergebnissen, welche mittels der vorstehend beschriebenen Methoden gewonnen wurden, ferner eine Kurventafel, welche einige dieser Ergebnisse graphisch veranschaulicht. Ihnen voran gehen zwei tabellarische Zusammenstellungen der in den vorhergehenden drei Paragraphen zwecks Berechnung unsrer Federn entwickelten mathematischen Begriffe und wichtigeren Formeln.

Tabellen zum allgemeinen Teil.

Tabelle 32.

Bezeichnungen und grundlegende Formeln zur Berechnung der Sprungfedern.

Federungsgrößen (Fig. 58, § 68 a):

Last (Belastung: Zug oder Druck) p	Hebel der Last am Einspannort . . . r	Zulässige Belastung (Last) p^\dagger
Drehmoment am Einspannort m	Relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$	Zulässiges Drehmoment m^\dagger
Federungsweg f	Relativer Federungswinkel $\frac{\varphi}{m}$	Zulässiger Federungswinkel φ^\dagger
Drehungswinkel (Winkelausschlag) φ		
Derselbe im Bogenmaß $\cdot \hat{\varphi}$		

Umrechnungsformeln (§ 68 a).

$$\text{Die drei Grundformeln} \quad \left\{ \begin{array}{l} f = \hat{\varphi} r \\ m = r p \\ \varphi = \frac{180}{\pi} \hat{\varphi} \end{array} \right. \quad \left\{ \begin{array}{l} \hat{\varphi} = \frac{f}{p} \frac{1}{r^2} \\ \frac{\varphi}{m} = \frac{f}{p} \frac{180}{\pi r^2} \end{array} \right. \quad \left\{ \begin{array}{l} f^\dagger = p^\dagger \frac{f}{p} \\ m^\dagger = p^\dagger r \\ \varphi^\dagger = p^\dagger \frac{180}{\pi r} \frac{f}{p} = p^\dagger r \frac{\varphi}{m} = m^\dagger \frac{\varphi}{m} \end{array} \right.$$

Kombinationsformeln, d. s. Formeln für kombinierte Federn (Fig. 75, 76, § 68 e),

für zwei nebeneinander geschaltete Federn:

$$\begin{array}{ll} f = f_1 = f_2 & \frac{p}{f} = \left(\frac{p}{f}\right)_1 + \left(\frac{p}{f}\right)_2 \\ p = p_1 + p_2 & r = r_1 = r_2 \\ f_1^\dagger \geq f^\dagger \geq f_2^\dagger & \frac{m}{\varphi} = \left(\frac{m}{\varphi}\right)_1 + \left(\frac{m}{\varphi}\right)_2 \\ & \varphi_1^\dagger \geq \varphi^\dagger \geq \varphi_2^\dagger \end{array}$$

für zwei hintereinander geschaltete Federn:

$$\begin{array}{ll} p = p_1 = p_2 & \frac{f}{p} = \left(\frac{f}{p}\right)_1 + \left(\frac{f}{p}\right)_2 \\ f = f_1 + f_2 & r = r_1 > r_2 \\ p_1^\dagger \geq p^\dagger \geq p_2^\dagger & \frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_1 \left(\frac{r_1}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_2 \left(\frac{r_2}{r}\right)^2 \\ & m_1^\dagger \frac{r}{r_1} \geq m^\dagger \leq m_2^\dagger \frac{r}{r_2} \end{array}$$

Formeln zur Berechnung der an drei Stellen gehaltenen Biegefeder aus ihren beiden Halbfedern (Fig. 80, § 681):

$$m = m_1 = m_2, \quad m_1^\dagger \geq m^\dagger \leq m_2^\dagger$$

$$\varphi = \varphi_1 + \varphi_2 \left| \frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m} \right)_1 + \left(\frac{\varphi}{m} \right)_2 \right| \varphi_1^\dagger \left(1 + \left(\frac{\varphi}{m} \right)_2 \right) / \left(\frac{\varphi}{m} \right)_1 \geq \varphi^\dagger \leq \varphi_2^\dagger \left(1 + \left(\frac{\varphi}{m} \right)_1 \right) / \left(\frac{\varphi}{m} \right)_2$$

Physikalische Konstanten (§ 68 a, 69):

	für Federstahl	bei Hochbeanspruchung
Elastizitätsmodul (Elastizitätsmaß)	$E = 2200 \cdot 10^6 \text{ g/qcm}$	
Schubelastizitätsmodul (Gleitmaß)	$G = 800 \cdot 10^6 \text{ g/qcm}$	
Zulässige Beanspruchung (Spannung) auf Zug k_z		
Zulässige Beanspruchung auf Biegung . . .	$k_b = 5 \cdot 10^6 \text{ g/qcm}$	τk_b
Zulässige Beanspruchung auf Drillung . . .	$k_d = 4 \cdot 10^6 \text{ g/qcm}$	τk_d

Geometrische Konstanten (Fig. 64 bis 73, Seite 392).

Länge der (unbeanspruchten) Feder in der Richtung vom Einspann- zum Angriffsort (Richtung des Hebels) l

I. Federn aus rundem Draht, d. h. Querschnitt Q kreisförmig:

Durchmesser des Drahts d
 Länge des Drahts L oder Ω
 Durchmesser der runden Windungen bzw. der größten Spiralwindung (von Drahtmitte zu Drahtmitte). D
 Länge einer geraden Halbwindung (Serpentine) = Breite der flachen Feder . . b
 Zahl der runden oder spiralförmigen Vollwindungen bzw. der geraden Halbwindungen n

II. Federn aus Blech, d. h. Querschnitt rechteckig:

Durchmesser = Höhe = Dicke des Blechs h
 Länge des Blechs L oder Ω ; sie ist meist gleich der Länge der Feder l , d. h. $L = \Omega = l$
 Breite des Blechs bzw. Breite desselben am Einspannort b
 Zahl der Bleche n

Mechanische Konstanten (§ 68 c):

	für kreisförmigen Querschnitt	für rechteckigen Querschnitt
Trägheitsmoment äquatoriales	$J = \frac{\pi d^4}{64} \approx \frac{d^4}{20}$	$J = \frac{b h^3}{12}$
Trägheitsmoment polares	$J_\pi = 2J = \frac{\pi d^4}{32}$	
Widerstandsmoment gegen Biegung	$W = \frac{\pi d^3}{32} \approx \frac{d^3}{10}$	$W = \frac{b h^2}{6}$
Widerstandsmoment gegen Drillung	$W_d = 2W = \frac{\pi d^3}{16}$	

Technische Konstanten (§ 68 i, k):

Unvollkommenheitskoeffizient der dichten Wicklung $\chi = 1,01$ bis $1,06$ $l = \chi n d$
 Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung . . . $\eta = \text{etwa } \frac{1}{4}$
 Freidehnbelastung p_{frei}
 Freidehnweg = Federungsweg bis zur freien Dehnung = $f_{frei} = \eta p_{frei} \frac{f}{p}$

Größen der im Apparat eingebauten Feder (§ 70):

bei Initialstellung (Feder minimal beansprucht): $f_i, p_i, \varphi_i, m_i, l_i,$

bei Abschlußstellung (Feder maximal beansprucht): $f_a, p_a, \varphi_a, m_a, l_a$

Länge der unbeanspruchten Feder $l = l_i - f_i$

Im Fall der Stauchung gilt $l = l_i - \eta p_i \cdot f / p$

$$\frac{f}{p} = \frac{f_a}{p_a} = \frac{f_i}{p_i} = \frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{f^\dagger}{p^\dagger} \qquad \frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a}{m_a} = \frac{\varphi_i}{m_i} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} = \frac{\varphi^\dagger}{m^\dagger}$$

$$\text{Beanspruchungsgrad } \tau = \frac{p_a}{p^\dagger} = \frac{m_a}{m^\dagger} = \frac{\varphi_a}{\varphi^\dagger}$$

Winkel und Drehmomente am anatomischen Gelenk (Gelenk des Menschen): $\check{\varphi}, \check{m},$

$\check{\varphi}_i, \check{m}_i, \check{\varphi}_a, \check{m}_a$

Gliedermechanische Hauptanforderungen an die Federung: Gesamtausschlag $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i,$

erforderliches initiales Drehmoment $\check{m}_i,$

erwünschtes oder noch zulässiges abschließendes Drehmoment \check{m}_a

Grundformeln der Federung (§ 68c, d, 71a, Fig. 58)	J und W konstant (weil der Querschnitt auf der ganzen Länge der Feder derselbe ist)				Querschnitt derart veränderlich, daß J und W vom Einspann- zum Angriffsort gleichmäßig abnehmen			
Beanspruchung des Feder-elementes findet statt auf	Gruppe	Relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$	Zulässige Belastung p^\dagger	Spannung der stärkst beanspruchten Faser σ	Gruppe	Relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$	Zulässige Belastung p^\dagger	
Zug oder Druck	a	$\frac{l}{EQ}$	$k_z Q$					
Biegung	b	$\frac{Q r^2 \lambda}{EJ}$	$\frac{k_b W}{r}$	$\frac{m}{W} = \frac{r p}{W}$	b'	$\frac{l r^2 \lambda'}{EJ}$	$\frac{k_b W}{r}$	J und W sind am Einspannort genommen
Drillung	d	$\frac{Q r^2 \lambda}{GJ_\pi}$	$\frac{k_d W_d}{r}$					
halb Biegung, halb Drillung (kombiniert) .	c	$\frac{Q r^2 \lambda}{2} \left(\frac{1}{EJ} + \frac{1}{GJ_\pi} \right)$	$\frac{k_b W}{r}$					
		wobei gilt: $\lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3} \left(\frac{l}{r} \right)^2$				wobei gilt: $\lambda' = 1 - \frac{1}{2} \frac{l}{r}$		
		Der Höchstwert $\lambda = 1$ findet statt, falls $l = 0$; der Mindestwert $\lambda = \frac{1}{3}$, falls $l = r$				Der Höchstwert $\lambda' = 1$ findet statt, falls $l = 0$; der Mindestwert $\lambda' = \frac{1}{2}$, falls $l = r$		

Formeln für Federn (vgl. die Erklärung der Bezeichnungen in Tab. 32 und die Ableitungen in § 67, 68 c, d, g)			aus beliebigem
			Nachgiebigkeit (Weichheit)
Gruppe	Abbild. S. 392 Figur	Name der Feder	relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$
I. Federn aus rundem Draht (Querschnitt kreisrund)			
A d	65 A	Zug-Schraubenfeder oder Druck-Schraubenfeder	$\frac{8 L D^2}{\pi G d^4} = \frac{8 n D^3}{G d^4}$
A d		Zug-Schraubenfeder, dicht gewickelt (§ 68 i)	$\frac{8 l D^3}{\chi G d^5}$
A d	66 A	Druck-Spiralfeder, Kegelfeder	$\frac{4 L D^2}{\pi G d^4} = \frac{2 n D^3}{G d^4}$
B b	64 B	Biege-Stabfeder, falls $l = r$	$\frac{64 l^3}{3 \pi E d^4}$
B b	67 a	Biege-Serpentin oder } über die Kante gebogen	$\frac{64 L r^2 \lambda}{\pi E d^4} = \frac{64 n b r \lambda}{\pi E d^4}$
B d	67 b } 68 }	Biege-Flachwickelfeder } über die Fläche gebogen	$\frac{32 L r^2 \lambda}{\pi G d^4} = \frac{32 n b r^2 \lambda}{\pi G d^4}$
B c	65 B	Biege-Schraubenfeder	$\frac{16 L r^2 \lambda}{\pi d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right) = \frac{16 n D r^2 \lambda}{d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right)$
B c	66 B	Biege-Spiralfeder, flach, d. h. $l = 0$	$\frac{16 L r^2}{\pi d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right) = \frac{8 n D r^2}{d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right)$
B c		Biege-Schraubenfeder.	$\frac{8 L r^2 \lambda}{\pi d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right) = \frac{8 n D r^2 \lambda}{d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right)$
B c		Biege-Schraubenfeder, dicht gewickelt } mit gestützten Windungen (§ 68 h)	$= \frac{8 l D r^2 \lambda}{\chi d^5} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right)$
B c		Biege-Spiralfeder, flach	$\frac{8 L r^2}{\pi d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right) = \frac{4 n D r^2}{d^4} \left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G} \right)$
D d	64 D	Drill-Stabfeder	$\frac{32 L r^2}{\pi G d^4}$
D b	65 D	Drill-Schraubenfeder	$\frac{64 L r^2}{\pi E d^4} = \frac{64 n D r^2}{E d^4}$
D b		Drill-Schraubenfeder, dicht gewickelt	$\frac{64 L r^2}{\pi E d^4} = \frac{64 l D r^2}{\chi E d^5}$
D b	66 D	Drill-Spiralfeder	$\frac{64 L r^2}{\pi E d^4} = \frac{32 n D r^2}{E d^4}$
II. Federn aus Blech (Blechfedern, Querschnitt rechteckig)			
B b	69	Rechteckfedern	$\frac{12 l r^2 \lambda}{E b h^3}$
B b		Rechteckfedern, falls $l = r$	$\frac{4 l^3}{E b h^3}$
B b'	70	Dreieckfeder abgestumpft	$\frac{12 l r^2 \lambda'}{E b h^3}$
B b	71	Blattfederwerk, } aus gleichen Rechteckfedern	$\frac{4 l^3}{E n b h^3}$
B b'	72	falls $l = r$ } aus gestuften Rechteckfedern	$\frac{6 l^3}{E n b h^3}$
B b	73	Drill-Spiralfeder	$\frac{12 L r^2}{E b h^3}$

Bemerkungen zu den vorstehenden Formeln: Bei gestauchten Federn gelten die Werte $\frac{f}{p}$ und $\frac{\varphi}{m}$ nur für die frei dehnbare oder frei biegbare Federungsstrecke, die Werte f^\dagger und φ^\dagger nur bei Hinzurechnung der durch die Stauchung ersparten Federungsstrecke. Im Fall der Hochbeanspruchung sind die für die Beanspruchbarkeit angegebenen Werte mit dem Koeffizienten τ zu multiplizieren. Die für die Drill-Schraubenfedern und Drill-Spiralfedern gegebenen Formeln gelten nur, falls der Durchmesser D klein ist, im Verhältnis

Tabelle 33.
Sprungfedern.

Material		aus Federstahl gefertigte Sprungfedern, alle Abmessungen in cm genommen				
Beanspruchbarkeit		Nachgiebigkeit (Weichheit)		Beanspruchbarkeit		
Belastung p^\dagger	relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$	relativer Federungswinkel $\frac{\varphi}{m}$	zulässige Belastung p^\dagger	zulässiges Drehmoment m^\dagger	zulässiger Federungswinkel φ^\dagger	zulässiger Federungsweg f^\dagger
	cm/g	°/cm g	g	cm g		cm
$\frac{\pi k_d d^3}{8 D}$	$\frac{n D^3}{10^8 d^4}$		$\frac{16 \cdot 10^5 d^3}{D}$			$0,016 \frac{n D^2}{d}$
$\frac{\pi k_d d^3}{8 D}$	$\frac{l D^3}{10^8 d^5}$		$\frac{16 \cdot 10^5 d^3}{D}$			$0,016 \frac{l D^2}{d^2}$
$\frac{\pi k_d d^3}{8 D}$	$\frac{16 L D^2}{10^{10} d^4}$		$\frac{16 \cdot 10^5 d^3}{D}$			$0,025 \frac{L D}{d}$
$\frac{\pi k_b d^3}{32 l}$	$\frac{31 l^3}{10^{10} d^4}$	$\frac{18 l}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{l}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0,09 \frac{l}{d}$	Bie.-Stabf.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{93 n b r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{53 n b \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0,26 \frac{n b \lambda}{d} = 0,26 \frac{L \lambda}{d}$	Bie.-Serp.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{127 n b r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{73 n b \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0,36 \frac{n b \lambda}{d} = 0,36 \frac{L \lambda}{d}$	
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{345 n D r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{197 n D \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$1,0 \frac{n D \lambda}{d} = 0,31 \frac{L \lambda}{d}$	Bie.-Schr.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{110 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{63 L}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0,31 \frac{L}{d}$	Bie.-Spir.
$\frac{\pi k_b d^3}{16 r}$	$\frac{173 n D r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{99 n D \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{10^6 d^3}{r}$	$10^6 d^3$	$1,0 \frac{n D \lambda}{d} = 0,31 \frac{L \lambda}{d}$	Biege- Schr. } gestützt
$\frac{\pi k_b d^3}{16 r}$	$\frac{173 l D r^2 \lambda}{10^{10} \chi d^5}$	$\frac{l D \lambda}{10^6 \chi d^5}$	$\frac{10^6 d^3}{r}$	$10^6 d^3$	$1,0 \frac{l D \lambda}{d^2}$	
$\frac{\pi k_b d^3}{16 r}$	$\frac{55 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{32 L}{10^8 d^4}$	$\frac{10^6 d^3}{r}$	$10^6 d^3$	$0,31 \frac{L}{d}$	B.-Sp. }
$\frac{\pi k_d d^3}{16 r}$	$\frac{127 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{73 L}{10^8 d^4}$	$\frac{8 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$8 \cdot 10^5 d^3$	$0,6 \frac{L}{d}$	Drill-Stabf.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{29 n D r^2}{10^9 d^4}$	$\frac{167 n D}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0,8 \frac{n D}{d}$	Drill-Schr.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{29 l D r^2}{10^9 \chi d^5}$	$\frac{167 l D}{10^8 \chi d^5}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0,8 \frac{l D}{d^2}$	Drill-Schr.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{93 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{53 L}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0,26 \frac{L}{d}$	Drill-Spir.
$\frac{k_b b h^2}{6 r}$	$\frac{55 l r^2 \lambda}{10^{10} b h^3}$	$\frac{31 l \lambda}{10^8 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 b h^2}{r}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0,26 \frac{l \lambda'}{h}$	Rechteckf.
$\frac{k_b b h^2}{6 l}$	$\frac{18 l^3}{10^{10} b h^3}$	$\frac{104 l}{10^9 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 \cdot b h^2}{l}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0,09 \frac{l}{h}$	„
$\frac{k_b b h^2}{6 r}$	$\frac{55 l r^2 \lambda'}{10^{10} b h^3}$	$\frac{31 l \lambda'}{10^8 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 b h^2}{r}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0,26 \frac{l \lambda}{h}$	Dreieckf.
$\frac{k_b n b h^2}{6 l}$	$\frac{18 l^3}{10^{10} n b h^3}$	$\frac{104 l}{10^9 n b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 \cdot n b h^2}{l}$	$8 \cdot 10^5 n b h^2$	$0,09 \frac{l}{h}$	Blattf.- werk }
$\frac{k_b n b h^2}{6 l}$	$\frac{27 l^3}{10^{10} n b h^3}$	$\frac{156 l}{10^9 n b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 \cdot n b h^2}{l}$	$8 \cdot 10^5 n b h^2$	$0,13 \frac{l}{h}$	
$\frac{k_b b h^2}{6 r}$	$\frac{55 L r^2}{10^{10} b h^3}$	$\frac{31 L}{10^8 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 b h^2}{r}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0,26 \frac{L}{h}$	Drill-Spir.

zum Hebel r bzw. bei Führung (vgl. § 68 g, Schluß). Die Formeln für die Nachgiebigkeit der über die Fläche gebogenen Serpentin- und Flachwickelfeder gelten nur, falls die Breite b wesentlich geringer ist als der Hebel r (vgl. § 68 c, 5). Gleichungen der gestauchten und im Apparat eingespannten Zug-Schraubenfeder (§ 70 e):

$$d^5 = \frac{D^3}{10^8} \left(\frac{l_i (p_a - p_i)}{l_a - l_i} - \frac{p_i}{4} \right) \quad \tau = \frac{p_a D}{16 \cdot 10^5 \cdot d^3}$$

Tabelle 34.

Federprüfungen I: Federungswege gestauchter Zug-Schraubenfedern.

(Fig. 83, Text § 71b, 68k.)

		Belastung der Feder										
		0	500	1000	1500	2000	2500	3000	3500	4000	4500	g
Zug-Schraubenfeder gestaucht, Fig. 65 A. $d = 0,125$ cm $D = 0,875 - 0,125$ $= 0,75$ cm	Gemessen (bei zunehmender Last): Federungsweg	0	0	1	2	4	10	16	22	29	35	mm
	Gemessen (bei abnehmender Last): Federungsweg	0	0	1	1	4	10	16	22	29	←	mm
	Berechnet: Unterschiede des Federungsweges	0	1	1	2	6	6	6	7	6	↑	mm
	Freidehnbeginn bei Freidehnlast $p_{frei} = 2000$ g — [^] Zulässige Belastung $p^\dagger > 4500$											
	Berechnet: Relativer Federungsweg	$\frac{f}{p} = \frac{3,5 - 0,4}{4500 - 2000} = 0,00124$ cm/g										
	Berechnet: Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung	$\eta = \frac{f_{frei}}{p_{frei}} / \frac{f}{p} = \frac{0,4}{2000} / 0,00124 = 0,16$										
Zug-Schraubenfeder gestaucht. $d = 0,125$ cm $D = 0,875 - 0,125$ $= 0,75$ cm $l = 10,57$ cm $n = 82\frac{1}{2}$	Gemessen (bei zunehmender Last): Federungsweg	0	0	0	0	2	7	14	21	28	35	mm
	Gemessen (bei abnehmender Last): Federungsweg	0	0	0	0	2	7	14	21	28	←	mm
	Berechnet: Unterschiede des Federungsweges	0	0	0	2	5	7	7	7	7	↑	mm
	Freidehnbeginn bei Freidehnlast $p_{frei} = 2500$ g — [^] Zulässige Belastung $p^\dagger > 4500$											
	Berechnet: Relativer Federungsweg	$\frac{f}{p} = \frac{3,5 - 0,7}{4500 - 2500} = 0,0014$ cm/g										
	Berechnet: Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung	$\eta = \frac{f_{frei}}{p_{frei}} / \frac{f}{p} = \frac{0,7}{2500} / 0,0014 = 0,2$										
Berechnet: Unvollkommenheitskoeffizient der dichten Wicklung . . .		$\chi = \frac{l}{nd} = \frac{10,75}{82,5 \cdot 0,125} = 1,025$										
Theoretisch vorhergesehen (Tab. 33):		$\frac{f}{p} = \frac{n D^3}{10^8 d^4} = \frac{82,5 \cdot 0,75^3}{10^8 \cdot 0,125^4} = 0,00143$ cm/g $p^\dagger = \frac{16 \cdot 10^5 \cdot d^3}{D} = \frac{16 \cdot 10^5 \cdot 0,125^3}{0,75} = 4166$ g										

Tabelle 35. (Zweite Fortsetzung.)

Prüfung Nr.	Gruppe Tab. 33	Name, Maße und Formel (Tab. 33)	Am Prüfapparat abgelesener Winkel										
			0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°			
7. I Bd u. II Bb		Gerollte Flachwickel-Blattfeder (§ 67, 94, Fig. 57), I Flachwickelfeder (Fig. 68): $d = 0,117 \text{ cm}$, $n = 19$, $b = 1,9 \text{ cm}$. II Blattfeder (Fig. 69): $h = 0,01 \text{ cm}$, $b = 1,35 \text{ cm}$.	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	0	56	107	157	210	273	340	406		
			Gemessen: (absteigend) Zug p		55	107	155	209	273	340	←		
			Berechnet: Unterschied des Zugs			51	49	54	63	67	66		
			Berechnet: Drehmoment $m = r p = 9,4 p$		526	1006	1466	1974	2550	3187	3816		
			Vorhergesehen: Drehmoment $m = 11,7 q$. .		527	1054	1580	2106	2633	3159	3686		
			Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente . . .		-1	-48	-114	-132	-83	+28	+130		
			Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts		0	-5	-7	-6	-3	+1	+4		
			I und II: $l = 2,6$, $r = 9,4$, also $\lambda = 1 - \frac{2,6}{9,4} + \frac{1}{3} \left(\frac{2,6}{9,4} \right)^2 = 0,749$										
			Theoretische Formel (§ 68 e, Tab. 33):										
			$m = \left(\left(\frac{m}{q} \right)_{I} + \left(\frac{m}{q} \right)_{II} \right) q = \left(\frac{10^8 d^4}{73 n b \lambda} + \frac{10^8 b h^3}{31 l \lambda} \right) q = \left(\frac{10^8 \cdot 0,117^4}{73 \cdot 19 \cdot 1,9 \cdot 0,749} + \frac{10^8 \cdot 1,35 \cdot 0,01^3}{31 \cdot 2,6 \cdot 0,749} \right) q = 11,7 q$										

Tabelle 36.

Apparateprüfung I: Drehmomente einiger Handgelenk-Streckapparate.

Maße in cm, g. Als Winkel 0 gilt derjenige Winkel, auf welchen sich die unbeanspruchte Prothese einstellt. Die Reihenfolge der Prüfungen, durch Pfeile angedeutet, begann jeweils bei Winkel 0°, stieg bis zum höchsten Winkelausschlag (stärkste Beugung) auf und ging von da wieder zum Winkel 0° zurück. Die Prothesen wurden bald so zentriert, daß die Drehachse des Prüfapparates mit der Achse des Prothesengelenks, bald so, daß sie mit der Achse des Handgelenks oder auch mit beiden Achsen zusammenfiel (Text § 71 c, Fig. 84, 89).

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel								
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°	
I. Modell RHa	Streckende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk und am Apparatengelenk $r = 7 \text{ cm}$	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	690	780	880	900	860	780	—	
		Beobachtet: Gewicht, das eben noch herausgehoben wird	660	730	810	840	830	710	←	
		Berechnet: Unterschied dieser beiden Gewichte	30	50	70	60	30	70		
		Berechnet: Mittel derselben = Zug p	675	755	845	870	845	745		
		Berechnet: Drehmoment $m = r p$. .	4725	5285	5915	6090	5915	5215		
		Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		+560	+630	+175	-175	-700		
		Theoretisch vorausgesehenes Drehmoment (§ 88)	4850	5844	6480	6584	6004	4760		

Tabelle 36. (Erste Fortsetzung.)

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel								
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°	
1. Modell RHa Radial abduzierende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk und am Apparatengelenk $r = 7 \text{ cm}$	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	320	300	280	260	┌ └				
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	270	230	220	210		←			
	Berechnet: Unterschied dieser beiden Gewichte	50	70	60	50					
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p	295	265	250	235					
	Berechnet: Drehmoment $m = r p$	2065	1855	1750	1645					
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente	-210	-105	-105						
2. Modell RHb Streckende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk $r = 8,2 \text{ cm}$	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	300?	470	640	770	870	990	1100		
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	300?	470	640	770	870	990			
	Berechnet: Drehmoment am Handgelenk $m = r p$	2460	3854	5248	6314	7134	8118	9020		
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente	+1394	+1394	+1066	+820	+984	+902			
3. Modell RHc Streckende und leicht radial abduzierende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Apparatengelenk $r = 16\frac{2}{3} \text{ cm}$	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	300	350	365	375	395	410	400	360	
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	300	340	350	360	385	390	380	←	
	Berechnet: Unterschied dieser beiden Gewichte	0	10	15	15	10	20	20		
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p	300	345	357,5	367,5	390	400	390		
	Berechnet: Drehmoment am Apparatengelenk $m = r p$	5000	5750	5958	6125	6500	6667	6500	6000	
	Verhältnis der Hebel $\frac{R^*}{R}$ gemäß Tabelle 38, Seite 514	1,000	0,948	0,904	0,869	0,844	0,829	0,825		
	Berechnet: Drehmoment am Handgelenk $m^* = m \frac{R^*}{R}$ bei vollkommener Verschiebungskorrektur	5000	5450	5384	5324	5487	5528	5362	4975	
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente	+450	-66	-60	+163	+41	-166	-387		
	4. Modell RHcc Streckende Wirkung bei radio-ulnarer Mittelstellung	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	310?	320	330	330	310	310		
		Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	300?	310	310	300	280	280	←	
Berechnet: Unterschied der beiden Gewichte		10	10	20	30	30	30			
Berechnet: Mittel derselben = Zug p		305?	315	320	315	295	295			
Gemessen: Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk r		20	19	18	17	16	15½			
Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r p$		5700	5985	5760	5355	4720	4573			
Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		+285	-225	-405	-635	-147				

Tabelle 36. (Zweite Fortsetzung.)

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
4. Modell RHcc Streckende Wirkung bei stärkster radialer Abduktion	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	210?	290	320	350	330	400		
		Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	190?	280	300	330	350	380	←
		Berechnet: Unterschied der beiden Gewichte	20	10	20	20	30	20	
	Radial abduzierende Wirkung	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	150	140	140	140			
		Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	120	120	120	120	←		
		Berechnet: Unterschied der Gewichte	30	20	20	20			
		Berechnet: Mittel derselben = Zug p	135	130	130	130			
		Gemessen: Hebel des Prüfungsgewichts am Handgelenk r	19	19	19	19			
		Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r p$	2565	2470	2470	2470			
		Berechnet: Unterschiede der Dreh- momente	-95	0	0				
	5. Modell RHD Streckende und leicht radial abdu- zierende Wir- kung. Hebel des Prüf- gewichts am Apparaten- gelenk (Federachse) $r = 14,2$ cm	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird		410	460	500	550	600	640
		Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird		390	430	480	520	570	←
		Berechnet: Unterschied beider Ge- wichte		20	30	30	30	30	
		Berechnet: Mittel derselben = Zug p		400	445	485	535	585	
Berechnet: Drehmoment am Appa- ratengelenk $m = r p$			5680	6319	6887	7597	8307		
Verhältnis der Hebel $\frac{R^*}{R}$ gemäß Tabelle 38, Seite 514			0,948	0,904	0,869	0,844	0,829		
Berechnet: Drehmoment am Hand- gelenk $m^* = m \frac{R^*}{R}$ bei vollkommener									
Verschiebungskorrektur			5383	5713	5984	6411	6887		
Berechnet: Unterschiede der Dreh- momente				+330	+271	+427	+476		
6. Modell RHv Streckende und radial abdu- zierende Wir- kung. Hebel des Prüfungsgewichts am Zusammen- stoß der beiden Halbfedern (Fig. 80) $r = 13,5$		Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	0	340	700	1200	1759	2450	
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	0	340	700	1200	1750	←		
	Berechnet: Drehmoment am Appa- ratengelenk $m = r p$	0	4590	9450	16200	23625	33075		
	Berechnet: Drehmoment am Hand- gelenk $m^* = \frac{2}{3} m$	0	3060	6300	10800	15750	22050		
	Berechnet: Unterschiede dieser Dreh- momente		+3060	+3240	+4500	+4950	+6300		

Tabelle 36. (Dritte Fortsetzung.)

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
7. SPITZYS Hebe- apparat für Hand und Finger bei Ra- dialislähmung. Modell der Firma „Orto- proban“, Wien	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	0	970	1880					
	Beobachtet: Gewicht, das eben her- aufgehoben wird		920	←					
	Beobachtet: Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk r	10,5	10,7	10,8					
	Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r p$		10379	20304					
	Berechnet: Unterschiede der Dreh- momente			+ 9925					
8. Radialisschiene der Firma Georg Haertel, Breslau und Berlin („Ser- pentinschiene“)	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	0	820	1950					
	Beobachtet: Gewicht, das eben her- aufgehoben wird		720	←					
	Beobachtet: Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk r	12,8	12,7	12,4					
	Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r p$		10414	24180					
	Berechnet: Unterschiede der Dreh- momente			+ 13766					

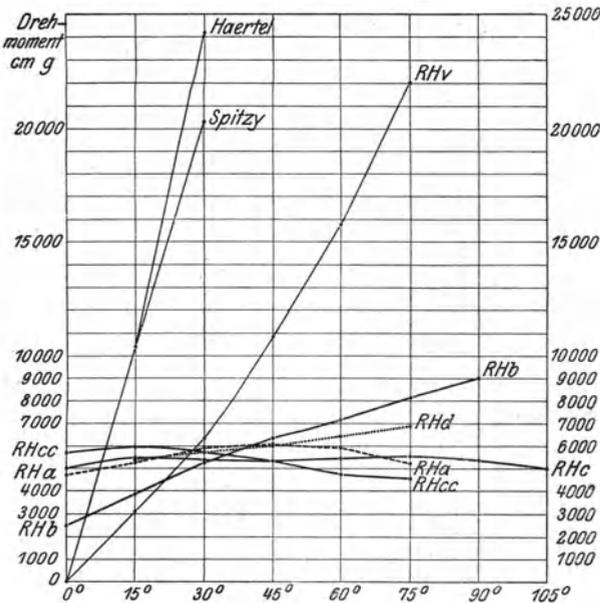


Fig. 89. Winkel-Momentenkurven einiger Handgelenk-Streckapparate (Radialisschienen) gemäß Tabelle 36. Die Kurven lassen erkennen, wie gut ausgeglichen die Federungen unsrer neuen Modelle sind.

Bemerkungen:

Zu 2 u. 5. Bei den Berechnungen der Federungen der Modelle RHb und RHd in § 70d und § 92, ist mit m das Drehmoment der einzelnen Feder bezeichnet, das verdoppelt werden muß, um das Drehmoment des ganzen Apparates, wie es diese Tabelle unter m angibt, zu erhalten.

- Zu 4. Die am Modell RHcc bei stärkster Streckung (Winkel 0°) gemessenen Werte sind infolge des toten Ganges des Apparates unsicher. Daher wurde der Berechnung des Drehmoments bei Beugewinkel 0 statt des bei Beugewinkel 0° und radio-ulnarer Mittelstellung gemessenen Zugs der bei Beugewinkel 15° und stärkster radialer Abduktion gefundene Zug $p = 285$ (Mittel zwischen 290 und 280) zugrunde gelegt, woraus $m = rp = 20 \cdot 285 = 5700$ folgt. In beiden Fällen ist nämlich die Spannung der Federn annähernd dieselbe.
- Zu 6. Bei Berechnung der Drehmomente m^* des Apparates RHv am Handgelenk wurde der Umstand außer acht gelassen, daß die Winkelausschläge am Handgelenk bei starker Beugung größer sind als am Apparatengelenk (§ 93). Die zuletzt aufgeführten Drehmomente gelten daher eigentlich für höhere Winkel als die Tabelle angibt, insbesondere das letzte und höchste Drehmoment 22050 für einen Winkel von etwa $75 + 30 = 105^\circ$. Die Unterschiede der Drehmomente sind also geringer, die Federung ist erheblich weicher und mithin günstiger als die Tabelle aussagt.
- Zu 7 u. 8. Die beiden letzteren Apparate der Tabelle zeigen bereits nach einer Beugung von 30° eine bedeutende bleibende Verbiegung, welche darin zum Ausdruck kommt, daß absteigend ein erheblich geringeres Gewicht zur Herstellung des Winkels 15° benötigt wird als aufsteigend. Die Apparate sind bei 30° bereits überbeansprucht. Der ähnliche Einstellungsrückstand bei den Modellen RHa, RHc, RHcc dagegen ist durch feste Reibung bedingt, daher kein Zeichen von Überbeanspruchung und unbedenklich.

Tabelle 37.

Apparateprüfung II. Drehmomente des Vierfinger-Streckapparates Modell Rff.

Als Winkel 0 gilt der Winkel, bei welchem der Apparat gerade gestreckt ist, als +90° der Winkel bei rechtwinkliger Beugung, als -90° jener bei rechtwinkliger Überstreckung

	beobachtet: Last p , welche nötig ist um einen Winkel herzustellen von				berechnet: Drehmoment am Grundgelenk $m = p \cdot r$, der Hebel $r = 4 \text{ cm}$			
	-180°	-90°	0°	+90°	-180°	-90°	0°	+90°
Der blanke Apparat d. h. die Metallteile allein								
Zeigefinger { Drahtstärke $d = 0,09 \text{ cm}$ Blechstärke $h = 0,008 \text{ cm}$	60	130	190	260	240	520	760	1040
Unterschied		70	60	70				280
Mittelfinger { Drahtstärke $d = 0,10 \text{ cm}$ Blechstärke $h = 0,008 \text{ cm}$	160	220	280	360	640	880	1120	1440
Unterschied		60	60	80				320
Ringfinger { Drahtstärke $d = 0,09 \text{ cm}$ Blechstärke $h = 0,008 \text{ cm}$	55	110	160	230	220	440	640	920
Unterschied		55	50	70				280
Klein.Finger { Drahtstärke $d = 0,08 \text{ cm}$ Blechstärke $h = 0,008 \text{ cm}$	30	80	120	170	120	320	480	680
Unterschied		50	40	50				200
Derselbe Apparat nach dem Einnähen								
Zeigefinger	40	150	240	320	160	600	960	1280
Unterschied		110	90	80				320
Mittelfinger	120	240	340	430	480	960	1360	1720
Unterschied		120	100	90				360
Ringfinger	20	160	220	300	80	640	880	1200
Unterschied		140	60	80				320
Klein.Finger		100	150	240		400	600	960
Unterschied			50	90				360

Spezieller Teil.

Hand und Finger. Die Strecklähmung (Radialislähmung).

Klinischer Teil.

Die Motilität des Radialisgelähmten.

§ 72. Die Motilität der einzelnen Glieder.

a) Über die Lähmung derjenigen Muskeln, welche die oberhalb der Hand gelegenen Gelenke bewegen, können wir uns kurz fassen, da sie für unsre Zwecke ohne große Bedeutung sind. Schwäche des *Musculus triceps*, kenntlich an der verminderten Kraft der Ellenbogenstreckung und dem weniger kräftigen Hervortreten der Muskelbäuche der vier *Musculi anconaei*, habe ich bei hochsitzenden Schüssen oft gesehen, komplette Lähmungen nie, und auch die Parese war nie so stark, daß sie für sich allein Anzeige zu einer Operation oder einer Prothese gegeben hätte. Letzteres gilt auch für die häufig gesehene Lähmung des *Musculus brachioradialis*, die leicht festzustellen ist: man läßt den Patienten seinen Arm in rechtwinkliger Beugung des Ellenbogens, die Hand mit dem Daumen oben, kräftig feststellen; dann springt der Muskelbauch beim Gesunden weit vor, beim Gelähmten bleibt er schlaff liegen. Die Funktion des Muskels wird in ausreichendem Maße von andern Muskeln, insbesondere vom *Musculus biceps* übernommen; allerdings bleibt die Kraft der Ellenbogenbeugung dabei hinter der normalen zurück. Der gleiche Muskel tritt auch für den gelähmten *Musculus supinator* soweit ein, daß die Supination ausführbar bleibt, allerdings mit verminderter Kraft insbesondere gegen Ende der Bewegung und bei gestrecktem Arm.

b) Wir kommen nunmehr zu den für uns so wichtigen Ausfallserscheinungen an Hand und Fingern. Der Patient bringt uns die Hand schlaff aus dem stärkst gebeugten Handgelenk herabhängend entgegen, die Finger hängen gleichfalls bei leicht gebeugten Gelenken, der Daumen ist meist in die Hohlhand eingeschlagen; das Bild der Tropfhand, das wir oben bereits geschildert und in seiner Entstehung erklärt haben (§ 41, Fig. 90, 91, 99 e). Bei genauerem Zusehen zeigt sich neben der starken Flexion des Handgelenks meist eine geringe Ulnarabduktion.

Bei passiver Bewegung erweisen sich die langen Fingerbeugesehen häufig als verkürzt: Fingergelenke und Handgelenke können nicht gleichzeitig so ausgiebig gestreckt werden wie beim Gesunden. Beim Versuch dazu kommt es zu jener Bewegung des einen Gelenks durch das andre, die wir

als verfrühte passive Insuffizienz kennen gelernt haben (§ 34). Unabhängig von dieser Veränderung ist außerdem häufig noch eine geringe Streckbeschränkung des Handgelenks für sich festzustellen, während der Beugeausschlag nicht selten größer ist als auf der gesunden Seite.

c) Prüfen wir nun die aktive Beweglichkeit zunächst des Handgelenks! Eine normale Streckung des Handgelenks (Dorsalflexion) ist infolge des Ausfalls der *Musculi extensores carpi* ausgeschlossen. Viele Patienten aber verstehen es trotzdem, die Hand um eine beträchtliche Strecke anzuheben, indem sie sich des Kunstgriffs bedienen, daß sie die Finger

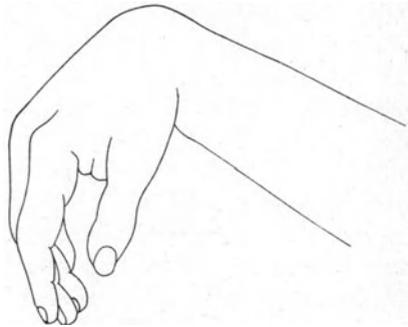


Fig. 90. Ruhelage der ausgestreckten Hand des Radialisgelähmten: Tropfhand.

kräftig zur Faust schließen und dadurch den uns bekannten Mechanismus der Bahnverlängerung in Tätigkeit setzen und die relative passive Insuffizienz der gelähmten Muskeln ausnutzen (§ 29a, 35, Fig. 91). Sobald die Finger wieder geöffnet oder auch nur weniger fest ineinander gekrampft

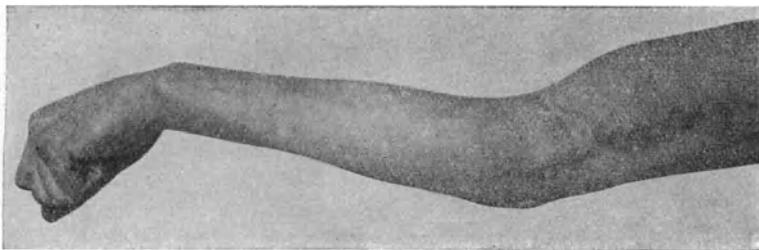
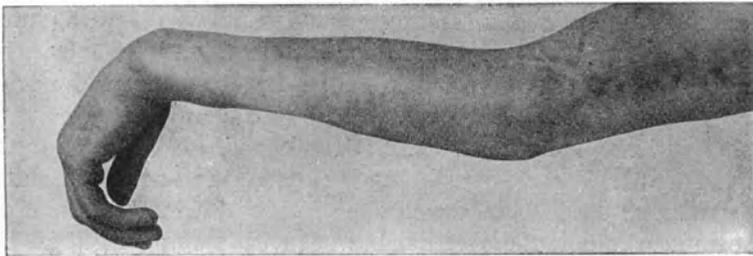


Fig. 91. Handgelenkstreckung durch Fingerbeugung beim Radialisgelähmten (Patient B, § 75). Oben Finger lose, unten Finger fest zusammengekrallt.

werden, sinkt die Hand herab. Einen praktischen Wert hat diese Kunstfertigkeit für den Patienten wohl nicht, denn eine Handbewegung, bei welcher nichts festgehalten werden kann, nützt ihm nichts. Auch noch in anderer Weise wissen manche Patienten eine Hebung des Handrückens vorzutauschen: indem sie mit Daumen und Kleinfingerballen kräftige Oppositionsbewegungen ausführen, wird die Mittelhand zur Rinne verengt und der mittlere Teil derselben emporgedrängt. Auch der Gesunde kann

bei stark gebeugtem Handgelenk diese scheinbare Anhebung an sich selbst ins Werk setzen. Dazu kommt endlich noch als dritte Methode zur Anhebung der Hand die Rückfederung: der Patient beugt sein Handgelenk aktiv mit äußerster Anstrengung und entspannt dann plötzlich; die Hand schnell zurück, d. h. sie streckt sich etwas. Auch diesen Kunstgriff vermag der Gesunde sich selber leicht vorzudemonstrieren. Durch ihn kann, weil er mit keiner Nebenbewegung verknüpft ist, der nicht gewitzigte Beobachter besonders leicht getäuscht werden. Im übrigen ist, wie schon früher bemerkt, die Rückfederung als Ersatzbewegung bei jeder Art Lähmung möglich, weshalb ich sie sonst nicht mit aufzählen werde. Aus alledem folgt, daß eine geringe Handhebung nur dann als Wirkung der Streckmuskeln und als Beweis für eine Tätigkeit des Nervus radialis angesprochen werden darf, wenn dabei ein Hervortreten der Strecksehnen am Handgelenk festgestellt werden kann.

Ist das Handgelenk auf irgendeinem Wege in Streckstellung übergeführt worden, so vermag es der Patient in normaler Weise zu beugen. Dagegen kann er Seitwärtsbewegungen mit der hängenden Hand selbstverständlich nicht oder nur andeutungsweise ausführen, da stärkste Beugung des Gelenks die Seitwärtsbewegung fast ganz ausschließt. Unterstützt man aber die Hand so weit, daß sie nahezu gestreckt ist, ohne daß dabei der Seitwärtsbewegung ein Widerstand entgegengesetzt wird — am einfachsten so, daß man die Hand mit der Innenfläche nach unten in eine an einer langen Schnur hängende Schlinge legen läßt — so ist, — zumal nach etwas Übung, ausgiebige Ulnarabduktion und manchmal auch wenig ausgiebige, aber doch deutliche Radialabduktion ausführbar, allerdings nur mit bescheidener Kraft. Läßt man den Patienten seine Hand mit dem Handteller nach oben halten, so daß sie durch ihr eigenes Gewicht das Handgelenk streckt, so kann er es gleichfalls seitlich bewegen, aber weniger gut als bei dem Versuch mit der Schlinge. Der Grund ist der, daß die *Musculi flexores carpi ulnaris* und *radialis* nur dann ihre abduzierende Wirkung deutlich zeigen, wenn man die flektierende Komponente aufhebt. Andernfalls ist das Endergebnis ihrer Anspannung immer nur Beugung, um so ausgesprochener je kräftiger sie sich anspannen, wie wir das früher (§ 43) des näheren gesehen haben. Daraus entsprang ja DUCHENNES Irrtum, daß diese Muskeln überhaupt keine seitwärtsbewegende Wirkung hätten, und noch heute wird von klinischer Seite die Fähigkeit des Radialisgelähmten zu abduzieren ausdrücklich geleugnet (LEWANDOWSKY-KRAMER I, 2, S. 544). Die Kraft, mit welcher unser *Musculus flexor carpi ulnaris* eine reine Seitwärtsbewegung zu leisten vermag, hängt davon ab, welche Kraft zur Verfügung steht, um die beugende Komponente des Muskels aufzuheben. Stellen wir der Beugung nur das Eigengewicht der Hand entgegen, so kann er nur mit einem geringen Teil seiner Kraft arbeiten, machen wir jedoch die Beugung durch die Schlinge oder durch eine geeignete Prothese ganz unmöglich, mit seiner vollen Kraft. Daß die seitwärtsbewegende Kraft des *Flexor ulnaris* erheblich, die des *Flexor radialis* gering ist und manchmal ganz fehlt, kommt daher, daß letzterer fast median, ersterer stark lateral am Handgelenk angreift (vgl. Fig. 36, 37, Seite 200, 207).

d) Indem wir nun zu den Bewegungen der vier Finger übergehen, stellen wir zunächst fest, daß die Streckung des Grundgelenks infolge des Ausfalls der *Musculi extensores digitorum* fehlt. Sie kann aber in bescheidenem Umfang ersetzt werden durch Ausnutzung der relativen passiven Insuffizienz der gelähmten Muskeln: ausgiebige Beugung des Handgelenks bewirkt leichte Streckung des Grundgelenks. Der gleiche Mechanismus wirkt auch auf die Mittel- und Endgelenke; außerdem aber können diese durch die *Musculi interossei* und *lumbricales* jederzeit aktiv gestreckt werden, wobei die Grundgelenke sich etwas beugen. Diese dem Gelähmten verbliebene „Ulnarisstreckung“, vermöge deren er auch bei festgehaltenem Handgelenk die Interphalangealgelenke streckt, während das Grundgelenk sich unwillkürlich, wenn auch nur ganz wenig beugt, ist sehr charakteristisch. Daraus, daß die Finger nur noch unter der Wirkung der genannten kurzen Muskeln und der langen Beuger stehen, erklärt sich die gewöhnliche Haltung der Finger, welche wir früher besprochen und als Schaufelstellung bezeichnet haben (§ 37).

Die Finger können seitlich gespreizt werden, allerdings infolge der Beugung der Grundgelenke nur unvollkommen. Zu ausgiebiger Spreizung wäre die hier versagende Mitwirkung der langen Fingerstreckmuskeln erforderlich, nicht sowohl wegen der nur geringen spreizenden Komponente des *Musculus extensor digitorum communis*, als vielmehr weil die Gelenke nur bei gestreckten Fingern ausgiebige Spreizung zulassen.

Die Beugung der Finger ist normal, aber solange sie bei stark gebeugtem Handgelenk erfolgt — und das ist ja infolge des Ausfalls der Handstrecker bei unsrer Tropfhand die Regel — fehlt dem Faustschluß die volle Kraft, die, wie wir wissen, nur bei gestrecktem oder überstrecktem Handgelenke vorhanden ist (§ 43, 46).

Andrerseits hat jedes etwas kräftigere Zufassen mit den Fingern eine Beugung des vorher gestreckt gewesenen Handgelenks zur Folge, die Hand „kippt um“, da die beugende Wirkung der langen Fingerbeuger auf das Handgelenk nicht wie beim Gesunden durch die Handgelenkstrecker aufgehoben werden kann.

Dem Daumen fehlt gleichfalls die durch seine *Musculi extensores* normalerweise bewirkte Streckung. Aber ihm stehen sogar dreierlei stellvertretende Bewegungsmöglichkeiten zu Gebote: Verlängerung der Bahnen für die Strecksehnen erstens durch Beugung des Handgelenks oder zweitens durch Abduktion vermittels des *Musculus abductor pollicis brevis*; ich kann leicht an mir selbst feststellen, daß kräftige Anspannung dieses Muskels ebenso wie ein Druck, der von außen in der Zugrichtung dieses Muskels gegen die Basis des Daumengrundgliedes ausgeübt wird, bei erschlafften Strecksehnen eine Streckung des Daumens in seinen beiden distalen Gelenken bewirkt. Drittens besitzen die den *Musculi interossei* der vier Finger analogen kurzen Daumenmuskeln wie diese eine Verbindung mit der Sehne des langen Streckmuskels und dadurch eine streckende Wirkung auf das Daumenendglied (§ 40). Diese stellvertretenden Daumenstreckungen sind von den normalen stets leicht zu unterscheiden, die letzt-

genannte durch ihre Beschränkung auf das Endglied, die beiden andern dadurch, daß die Abduktion die Streckung überwiegt. Die übrigen Bewegungen des Daumens sind nicht wesentlich beeinträchtigt.

§ 73. Verrichtungen und Hantierungen des Radialisgelähmten.

Was nun die zusammengesetzten Bewegungen und Verrichtungen der Hand anlangt, so ist Faustschluß und Fingerspitzenschluß erhalten, ersterer aber, wie wir schon sahen, mit sehr verminderter Kraft. Vermindert ist ferner die Geschicklichkeit in der Handhabung der Fingerspitzenzange insofern die Querführung des Daumens und damit das Wälzen des gefaßten Gegenstandes in der Richtung vom Kleinfinger hinweg mit dem Ausfall der langen Daumenstrecker unmöglich wird, was sich beispielsweise beim Knöpfen bemerklich macht (§ 42).

Die Hauptschwierigkeit für unsern Patienten ist das Öffnen der Finger. Da er weder die vier Finger noch den Daumen im proximalen Gelenk zu strecken vermag, kann er trotz seiner Fähigkeit zur Streckung der distalen Gelenke bei normaler, d. h. gestreckter Haltung des Handgelenks die Finger überhaupt nicht öffnen. Wohl aber bei gebeugtem Handgelenk und um so besser, je stärker es gebeugt ist, da jetzt die Bahnverlängerung die für den Spielraum ihrer Gelenke relativ insuffizienten Strecksehnen anspannt (§ 29). Diese dem Gesunden ungewohnte Handgelenkhaltung aber ist, wie wir wissen, für ihn die gewöhnliche Stellung. Die fehlerhafte Handgelenkhaltung ist also für den Patienten in dieser Beziehung ein Vorteil, was der Prothesenkonstrukteur wohl zu bedenken hat, wenn er daran geht, diese fehlerhafte Haltung zu korrigieren. Allerdings ist die so erzielte Greifweite sehr viel geringer als die normale — sie beträgt kaum ein Drittel derselben — aber der Gelähmte weiß sie durch eine weitere Ersatzbewegung zu vergrößern; er drückt die beiden Hälften seiner Fingerszange an dem Gegenstand selber, den er fassen will auseinander. Der ganze Greifmechanismus ist daher ein völlig anderer als beim Gesunden. Während dieser die Öffnung der Hand wesentlich dadurch besorgt, daß er die vier Finger im Grundgelenk streckt und so vom Daumen entfernt, bewegt der Radialisgelähmte in der Hauptsache den Daumen von den übrigen Fingern hinweg, indem er ihn abduziert, streckt sodann diese in den Interphalangealgelenken und beugt gleichzeitig das Handgelenk; endlich hilft er nötigenfalls noch durch den Druck des zu fassenden Gegenstandes selber nach.

Aus dem Umstand, daß beim Öffnen der Finger der Daumen, der ja in der Ruhestellung bereits halb opponiert und in die Hand eingeschlagen steht, abduziert statt extendiert wird, kann dem Faustschluß eine eigentümliche und höchst störende Schwierigkeit erwachsen. Es kommt nämlich vor, daß die Abduktionsbewegung den Daumen nicht genügend aus der Greifbahn des Zeigefingers entfernt und daß nun dieser, wenn er beim Faustschluß zufaßt, den Daumen mitgreift.

Wir kommen nun zu den Hantierungen des Radialisgelähmten. Der Patient vermag die gewöhnlichen Fertigkeiten des täglichen Lebens fast alle auszuüben, mit dem Kamm, mit Gabel und Messer, mit dem Trink-

glas, mit dem Suppenlöffel zu hantieren, allerdings durchweg etwas ungeschickt und meist dann am besten, wenn er das Instrument mit der vollen Hand faßt. Gewisse Schwierigkeiten bereitet das Knöpfen (das überhaupt ein Prüfstein der Fingerfertigkeit ist), da die Querwältzung nach der einen Richtung, wie wir bereits wissen, unmöglich ist. Doch lernt er sich mit der ihm verbliebenen andern Richtung und der Längswältzung behelfen. Über das Schreiben des Radialisgelähmten haben wir früher gesprochen. Er kann auch feine Schrift schreiben, doch fehlt, wie bei allen feineren Bewegungen jene letzte Sicherheit, welche nur die Mitarbeit der Gegenspieler (Moderatoren) und die durch sie bewirkte Feststellung geben kann (§ 42). Eine besondere Unbequemlichkeit beim Schreiben erwächst daraus, daß die auf dem Papier aufliegende Hand, wenn sie der Unterarm weiterschieben will, auf dem Papier hängen bleibt und im Handgelenk nachgebend sich beugt, statt zu rücken, so daß sie jedesmal erst vom Papier abgehoben werden muß, um von der Stelle zu kommen. Beim Nähen verstünde der Patient wohl die Nadel zu halten, aber es fehlt die Möglichkeit, den fingerhutbewehrten Mittelfinger hochzuheben um mit ihm die Nadel nachzustoßen. Ebenso wenig gelingt die Handhabung der Schere, da der Daumen ohne Extensionsbewegung die Blätter nicht zu öffnen vermag, eine Schwierigkeit, welche allerdings durch Gebrauch eines selbsttätig sich öffnenden Instruments beseitigt werden kann.

Der Patient kann schwere Werkzeuge, welche mit einer oder beiden Fäusten gefaßt werden, wie Hacke, Schaufel, Feile, Hobel, Säge, Meißel mehr oder weniger gut regieren. Dabei ist die allgemeine Regel die, daß er, wo es gilt, das Werkzeug an den Körper heranzuziehen, keine Schwierigkeiten findet, wo es aber fortgestoßen werden soll, in Gefahr steht, daß die Hand plötzlich umkippt, d. h. in extreme Beugestellung gedrückt wird. Die Aufgabe, den Werkzeugstiel, z. B. der Schaufel zu drehen, muß der gesunden Hand überlassen werden. Weitere Einzelheiten werden uns im nächsten Paragraphen beschäftigen.

§ 74. Die Wichtigkeit der Handgelenksbewegungen insbesondere für den Radialisgelähmten.

Die Therapie der Radialislähmung stellt uns mit Eindringlichkeit die Frage: starre Schiene und dadurch Haltungsverbesserung und insbesondere vermehrte Kraft des Faustschlusses bei verhältnismäßig einfacher Konstruktion oder aber bewegliche Schiene und komplizierte Konstruktion? Daß die Erhaltung aller Bewegungen, insbesondere des Handgelenks erwünscht, daß ihre Aufhebung ein Nachteil ist, bezweifelt niemand. Doch habe ich den Eindruck, daß Chirurgen und Orthopäden sich von der Größe dieses Nachteils vielfach noch nicht genügend Rechenschaft geben. Weil die Handgelenksbewegungen weniger ausfahrend und daher weniger auffällig als jene in Schulter und Ellenbogen sind, erscheinen sie weniger bedeutungsvoll und verführen zu der Ansicht: „Das Handgelenk ist nebensächlich“ (HILDEBRAND). Aber man bedenke, daß der Patient im allgemeinen nicht mit der bloßen Hand, so wie er sie dem Arzt zur Unter-

suchung hinhält, arbeitet, sondern daß er mit ihr ein Werkzeug faßt, einen Stock, eine Gabel, einen Hammer, einen Pinsel, und daß die Hand nur den Gelenkkopf darstellt, um welchen herum das Werkzeug sich bewegt. Aber auch, wenn ein solches nicht benutzt, sondern ein Gegenstand nur vorübergehend gefaßt wird, wenn wir Steine vom Boden aufheben, Samenkörner zusammenlesen, wenn wir ein Buch, eine Türklinke anfassen und bewegen, wenn wir ein Stück Brot zum Munde führen, stets ist die Handgelenksbeweglichkeit von größter Bedeutung; denn sie befähigt erst die Hand, von der richtigen Seite her an den Gegenstand heranzukommen und nach der richtigen Seite hin ihn zu bewegen. Das gleiche gilt, wenn wir einen Gegenstand nicht fest packen, sondern nur mit der offenen Hand angreifen, wenn der Kellner das Servierbrett balanciert, wenn wir einen großen Topf, eine Schüssel, einen Tisch mit beiden Händen tragen oder einen Karren schieben, wenn wir schwimmen. Am besten bekommt man als Gesunder von der Bedeutung des Handgelenks eine Vorstellung, wenn man selber einmal einen Tag lang eine starre Schiene trägt; überall ist man schwer behindert und ungeschickt, überall fehlt der Bewegung das Letzte und Beste. Für nichts ist andererseits der Gelähmte nach meiner Beobachtung dankbarer als für die Wiedererlangung dieser Beweglichkeit.

Wie aber, wenn er nun dafür den kraftvollen Faustschluß und die Möglichkeit, die Hand in gestreckter Stellung mit jeder Kraft festzuhalten, welche ihm die starre Schiene gab, opfern muß, da wir ja unsern frühern Überlegungen gemäß ihm nicht alles, was er verloren hat, wiedergeben können und also auf eine Auswahl des Wertvollsten angewiesen sind? Vor solche Wahl gestellt, zieht er stets die volle Beweglichkeit des Handgelenks, wenn auch mit geringer Kraft der Unbeweglichkeit vor. Dies wird verständlich, wenn wir bedenken, daß für die allgemeinen Verrichtungen des täglichen Lebens: Ankleiden, Essen, Schreiben und dergleichen ein fester Faustschluß nicht erforderlich, Beweglichkeit im Gelenk aber, wie eben geschildert, sehr wesentlich ist.

Was die Ausführung von berufsmäßigen schweren Arbeiten betrifft, so konnte ich unsre Patienten bei grober Gartenarbeit und bei Schreinerarbeit beobachten. Wenn ich sie dabei unsre später zu besprechenden beweglichen Radialisschienen tragen ließ, welche einerseits das Handgelenk, wenn auch nur mit geringer Kraft, zu bewegen, andererseits dasselbe durch eine einfache Umschaltung in gestreckter Stellung festzustellen gestatten, dann bemerkte ich zu meiner anfänglichen Verwunderung, daß die Feststellvorrichtung fast gar nicht gebraucht wurde. Doch erkannte ich bald den Grund: wer Hobel und Säge, Meißel und Feile, Schaufel und Hacke zu führen versteht, der benutzt dabei zwar kräftig seine Handbeuger, die Streckung im Handgelenk aber besorgt er wesentlich passiv dadurch, daß er das Werkzeug gegen die Hand andrängen läßt. An aktiver Streckung braucht er bloß soviel als nötig ist, um die Hand beim Ergreifen des Instrumentes in die gewünschte Stellung zu führen, und um zu verhindern, daß sie plötzlich nach der Beugstellung hin umkippt. Diese Gebrauchsweise der Hand ist auch von der Natur dadurch vorgezeichnet, daß sie den Beugemuskeln des Handgelenks ein so großes Übergewicht über die

Strecker gegeben hat. Vgl. unsre Tabelle 7, sowie unsre früheren Erörterungen über die passive Faustschlußhilfe § 46e.

Ich habe nur eine Ausnahme von dieser Regel gefunden; bei der Führung des Hammers ist Haupterfordernis ein kräftiges Strecken des Handgelenks, dem aber sofortiges Erschlaffen und Beugen folgen muß. Daher ist unserm Patienten hierbei weder mit der starren Schiene gründlich zu helfen, bei welcher ihm die Beugung fehlt, noch mit der beweglichen, bei welcher das kraftvolle Anheben in Streckung ihm abgeht. Allerdings wenn es sich nur um ein leichtes Hämmerchen, etwa einen ärztlichen Perkussionshammer handelt, so kann dieser von dem beweglichen Apparat mit hoch genommen und so von der kranken Hand ganz gut gehandhabt werden. Einen schweren Hammer andrerseits kann der Patient mittels der starren Schiene regieren, indem er den Hammerstiel so lose faßt, daß er sich in der Hand etwas drehen kann. Aber dieses Hämmern mit losem Griff und steifem Handgelenk ist ungeschickt und wenig fördernd. Im allgemeinen wird der Patient daher das Hämmern der gesunden Hand überlassen müssen. Vom Hämmern abgesehen, ist die einzige Verrichtung, bei welcher nach meiner Beobachtung die besagte Feststellung öfter benutzt wird, das Einfahren in einen engen Ärmel. Nur in solchen Momenten ist also der Mann mit der starren Schiene gegenüber jenem mit der beweglichen im Vorteil. Noch besser aber ist natürlich der daran, der seine bewegliche Schiene jeden Augenblick in eine starre verwandeln kann, wie ihm das eben unsre beweglichen Schienenmodelle erlauben.

Besonders betont muß werden, daß die volle Beweglichkeit des Handgelenks bei Handhabung der erwähnten schweren Werkzeuge auch schon dann äußerst wertvoll ist, wenn sie nur passiv ist. Es wurde eben schon erwähnt, daß der Arbeiter, der ein solches Instrument mit voller Faust gefaßt hält, sich so einrichtet, daß die Streckung im Handgelenk wesentlich passiv durch des Gegendrängen des Instruments erfolgt. Dasselbe gilt von der Seitwärtsbewegung: die Schaufel, die Feile, die Säge, der Hobel, nehmen die Hand, die den Griff umklammert hält, mit und abduzieren sie dabei so weit als nötig, ohne daß die abduktorischen Muskeln mitzuhelfen brauchen — falls nicht eine unzweckmäßige Prothese dies Spiel behindert. Ganz besonders wichtig ist die abduktorische Haltung der Hand beim Führen des Meißels und Stemmeisens. Gerade hier allerdings ist auch eine gewisse aktive Mithilfe am meisten erwünscht. Auch diese aktive Seitwärtsbewegung wird dem Patienten durch unsre doppelt beweglichen Schienenmodelle ermöglicht.

Zusammenfassend können wir sagen, daß alle erwähnten schweren Werkzeuge von dem Radialisgelähmten gehandhabt werden können, obwohl mit einiger Schwierigkeit. Die Handhabung wird erleichtert durch eine gute, insbesondere doppelt bewegliche Prothese, ja durch diese so sehr, daß Sägen und Stemmen, Hacken und Schaufeln fast ebensogut wie vom Gesunden ausgeführt werden und eigentlich nur das Hämmern der andern Hand überlassen werden muß.

Die starre Schiene dagegen ist für die meisten Arbeiten, zumal für alle die, welche eine gewisse Geschicklichkeit erfordern, eher hinderlich als

fördersam. Man beobachtet daher immer wieder, daß der Patient, dem sie der Arzt verordnet hat, sie bei der Arbeit ablegt. Sie ist in der Hauptsache nur eine die Haltung verbessernde Prothese, aber keine Arbeitsprothese.

Dazu hat sie für den Gelähmten oft noch einen besonderen Nachteil. In den häufigen Fällen nämlich, wo außer der Radialislähmung eine Beschränkung der Ellenbogenbeugung oder der Vorderarmrotation vorhanden ist, ersetzt bei gewissen Gelegenheiten die starke Beugung im Handgelenk dem Patienten die ihm fehlenden Beweglichkeiten des Arms und ermöglicht es ihm beispielsweise beim Essen und bei der Toilette mit der Hand an den Mund zu gelangen, sich zu kämmen, sich den Schlips zu binden. Die starre Schiene aber hebt diese Möglichkeit auf.

Trotz aller dieser vielfachen Behinderungen bedeutet die starre Schiene für den Patienten alles in allem eine Verbesserung seiner Leistungsfähigkeit unter der Bedingung, daß er die Schiene schnellstens ablegen und ebenso rasch wieder anziehen kann, so daß er sich ihrer jedesmal erledigt, falls er Verrichtungen vollbringen will, bei denen sie mehr stört als fördert.

§ 75. Krankengeschichte: traumatische Radialislähmung,

die Nervennaht bleibt ohne Erfolg, dagegen werden Ersatzbewegungen ausgebildet, welche irrtümlich als wiederkehrende Innervation angesprochen werden.

Patient B., Nr. 234, ist 25 Jahre alt, Schmied. Vor 22 Monaten (30. 8. 14) wurde der linke Vorder- und Oberarm durchschossen, dabei Radius und Humerus durchschlagen, während das Ellenbogengelenk verschont blieb. Große Ausschußwunde am Oberarm. Der Arm war 4 Wochen im Schienenverband, dann waren die Knochen konsolidiert. Am 4. 11. 14 erfolgte Verlegung in ein Heimatlazarett und dort am 6. 11. 14 die erste Operation:

„Vernähung des Nervus radialis. Dieser in seinem oberen Teil durchschossen, unterer Teil stark atrophisch. Beide Enden kolbig angeschwollen und in Schwielen eingebettet. — 8. 11. 14.: Da leichte Wundrose, Öffnung einiger Nähte, Entleerung von Eiter aus subcutanem kleinem Abszeß“ . . .

„18. 12. 14: Das Gefühl im Daumen, welches im Anfang gar nicht vorhanden war, kehrt langsam wieder zurück . . . — 11. 1. 15: Patient vermag das erstmal den Radialis leicht zu innervieren. Die Hand wird um etwa 20° gehoben. — 15. 1. 15. Der Daumen wird das erstmal mühelos auf und ab bewegt. — 8. 2. 15: Kleine Retention am Ende der Naht. Inzision, Entleerung des Eiters, keine Beschwerden. — 16. 12. 15. Die Hand wird im Handgelenk kräftig und mühelos auf und ab bewegt. Desgleichen innerviert der Nervus radialis bereits den Daumen normal, Mittel- und Zeigefinger etwas weniger, vierter und fünfter Finger am wenigsten. Sensibilität allenthalben normal . . . — 17. 2. 15: Überm linken Ellenbogen noch eine kleine granulierende Wunde.“

Diese war am 2. 4. 15 noch nicht ganz verheilt. Verlegung in ein anderes Lazarett, in welchem folgender Befund aufgenommen wird:

„2. 4. 15: Das Handgelenk kann gebeugt, aber nur bis zu zwei Dritteln gestreckt werden. Die vier äußeren Finger können vollständig zur Faust eingeschlagen werden. Der Daumen kann etwas zur Hohlhand eingeschlagen werden und festgehalten und von den übrigen Fingern getrennt werden und ein klein wenig in seinen beiden Gelenken gebeugt werden.“ Verlegung in ein weiteres Lazarett.

„15. 7. 15. Auf der Streckseite des Unterarms und auf der Streckseite des Daumens ist das Gefühl herabgesetzt. Das Handgelenk kann gebeugt aber nicht gestreckt werden, Finger werden gut gebeugt, aber nur schlecht gespreizt. Lähmung des Nervus radialis“ . . .

Abermalige Verlegung. In dem neuen Lazarett wird am 20. 8. 15 „vollständige Radialislähmung“ festgestellt. Daher abermalige Operation: „Schnitt durch die große frühere Operationsnarbe. Es zeigt sich, daß die frühere Nahtstelle mit dem Knochen verwachsen ist. Nach Lösung des Nerven ist die verwachsene Stelle nur Narbengewebe. Narbe völlig

schlapp, wird in der Ausdehnung von 2 cm exzidiert; dann zeigen sich an beiden Enden Nervenbündel. Naht des Nerven . . .“ Nach etwas Eiterung am 30. 9. 15: „Wunden verheilt. Nervenfunktion unverändert, in das Revier entlassen.“

Späteren Gutachtern fällt der Widerspruch in den über den Zustand des Nervus radialis erhobenen Befunden auf. Es wird die Vermutung aufgestellt, „daß das anfängliche Resultat der Nervennaht dadurch wieder verlorenging, daß die Nahtstelle in den Knochenkallus eingezogen und dadurch die Nervenleitung wieder vernichtet wurde.“ Diese Annahme ist angesichts des bei der zweiten Operation erhobenen Befundes unhaltbar. Vielmehr ist die Erklärung höchstwahrscheinlich die, daß der erste Operateur sich durch die Ersatzbewegungen welche bei diesem Patienten in ausgesprochenem Maße ausgebildet sind, hat täuschen lassen. Ich glaube, wir dürfen in dieser Hinsicht den ganz bestimmten Aussagen des verständigen Patienten Glauben beimessen, daß er nämlich die gleich zu schildernden Streckbewegungen, genau so wie er sie heute besitzt, bereits vor der ersten Operation besaß, daß er sie dann, als der ganze Arm nach dieser Operation, welche langwierige Eiterung nach sich zog, sehr schwach war, vorübergehend verlor, sie aber später in dem Maße, in welchem das Glied sich wieder kräftigte, zurückerlangte und seit dieser Zeit unverändert ausübt.

Der gegenwärtige Befund ist folgender:

9. 6. 16. Große, überall gut verschiebliche, leicht eingezogene Narbe an der Außenseite des linken Oberarms etwa 20 mm lang, $2\frac{1}{2}$ cm breit mit seitlichen Ausstrahlungen. Das unterste Ende erstreckt sich außen neben dem Olekranon bis auf den Vorderarm. An diesem kleine Einschußwunde, mitten über der Ulna. Dieser Knochen oberhalb seiner Mitte auf etwa 5 cm Länge etwas verdickt zu fühlen, desgleichen der Humerus in seinem mittleren und unteren Drittel auf etwa 10 cm Länge. Umfang des Oberarms in der Mitte $26\frac{1}{2}$ cm (rechts $27\frac{1}{2}$ cm), des Vorderarms im oberen Drittel 23 cm (links $26\frac{1}{2}$ cm): Ausgesprochene Atrophie der Streckmuskeln am Vorderarm. Radialpuls links schwächer als rechts.

Motilität: Ellenbogen wird von $+16^\circ$ bis $+125^\circ$ (rechts $+6^\circ$ bis $+135^\circ$ mit MOELTGENS Winkelmesser gemessen)¹⁾ mit guter Kraft gestreckt jedoch fehlt die Anspannung des M. brachioradialis und des M. anconaeus quartus. Rotation passiv 90° (rechts 120°). Supination unter Anspannung der Bicepssehne bei gebeugtem Arm kräftig, bei gestrecktem Arm wenig kraftvoll, zuletzt versagend.

Handgelenk passiv gut beweglich: Beugung und Streckung in dem Bezirk von $+72^\circ$ bis -58° (rechts $+52^\circ$ bis -57°); Abduktion radialwärts 30° , ulnarwärts 27° (rechts 30° und 25°). Tropfhand. Aktiv kräftige Beugung unter Anspannung aller drei Handbeuge- sowie der oberflächlichen Fingerbeugeschienen, ulnare Seitwärtsbewegung bei gebeugter Hand unter Verstärkung der Beugung eben angedeutet mit etwa 5° Ausschlag. Radiale Abduktion fehlt, es fehlt jeder Steckung im Handgelenk bei hängenden Fingern. Wenn dagegen die Finger zur Faust eingeschlagen werden, so hebt sich der Handrücken von $+72^\circ$ auf $+54^\circ$; werden jetzt die Finger fest zusammengekrallt, so findet eine weitere Hebung auf $+44^\circ$ statt, indem sich gleichzeitig die Grundgelenke stärker beugen (vgl. Fig. 91). Aktive Seitwärtsbewegung der in einer Schlinge aufgehängten Hand ist in einem Bezirk von 14° ulnarwärts und 5° radialwärts möglich.

Finger passiv normal, bloß die Abduktion im Metakarpalgelenk I ein ganz klein wenig (5° ?) geringer als rechts. Finger werden im Grundgelenk stets mehr oder weniger stark gebeugt gehalten: Hängende Finger.

Aktive Fingerbewegungen: Finger 2—5 können gut gebraucht werden, nur berühren beim Faustschluß die Fingerspitzen die Hohlhand etwas weiter proximalwärts als an der gesunden Hand. Die Finger können im Grundgelenk nicht gestreckt werden. Streckanstrengungen führen nur in den Interphalangealgelenken zum Erfolg, wobei sich die Grundgelenke gleichzeitig etwas stärker beugen. Dagegen hat eine Beugung des Handgelenks

¹⁾ Bei den ärztlichen Messungen mit MOELTGENS Winkelmesser pflege ich die beiden Schenkel des Instruments an die Streckseiten der im Gelenk zusammenstoßenden Leibesglieder anzulegen. Der dann abgelesene Winkel stimmt daher beim Handgelenk mit dem durch die Längsachsen dieser beiden Glieder gebildeten Winkel der physiologischen Messung nicht genau überein (vgl. § 60a). — Der Winkel Null wird bei gerader Streckung angenommen. Von dieser ausgehend werden Ausschläge im Sinn der Beugung mit positivem, solche im Sinn der Überstreckung mit negativem Vorzeichen versehen.

eine leichte Streckung der 4 Fingergrundgelenke zur Folge; beim überstreckten Handgelenk beträgt der Grundgelenkwinkel des Mittelfingers $+72^\circ$, bei völlig gebeugtem $+47^\circ$ (MOELTGEN) Spreizen unvollkommen, aber nicht viel unvollkommener als an der rechten Hand, falls dort die Grundgelenke gleich stark gebeugt gehalten werden.

Der Daumen kann adduziert, abduziert und opponiert, ferner in beiden Gelenken gebeugt werden. Bei kräftiger Abduktion findet Streckung in beiden Daumengelenken statt. Dabei kontrahieren sich die kurzen Daumenmuskeln kräftig, aber die Strecksehnen spannen sich nicht an. Beugung des Handgelenks hat leichte Streckung des Daumens zur Folge: bei hochgehaltener Hand beträgt der Winkel des Daumengrundgelenks $+36^\circ$, bei völlig gebeugter $+24^\circ$, ohne daß die Daumenmuskeln angespannt werden.

Elektrische Untersuchung: Die Streckmuskeln am Vorderarm sind mit dem faradischen Strom nicht zu erregen, mit dem galvanischen Strom ist bloß in den Handgelenkstreckern ein Erfolg zu erzielen. Die Zuckung ist ausgesprochen träg und erheblich schwächer als an der gesunden Seite: $A \approx SZ > K \approx SZ$.

Sensibilität: Es besteht Unempfindlichkeit für leichte Berührung in einem typisch umgrenzten Bezirk, der den Rücken des Daumengrundgelenks, sowie den zum Daumen und zum Zeigefinger gehörigen Rücken der Mittelhand umfaßt, ferner in einem kleinen Bezirk distal von der großen Narbe am Oberarm.

Technischer Teil.

Prothesen für Radialisgelähmte.

Unsre neuen Modelle.

§ 76. Die Ziele und das System unsrer Prothesen für Radialisgelähmte.

Die rationelle Konstruktion einer Lähmungsprothese muß sich wie wir erkannt haben aufbauen auf der Erkenntnis der pathologischen Mechanik des gelähmten Gliedes. In dieser Hinsicht entnehmen wir aus unsrer klinischen Betrachtung der Radialislähmung folgende praktisch wichtigen Feststellungen. Was dem Radialisgelähmten vor allem fehlt und was ihm daher unser Apparat vor allem verschaffen muß, das ist die aktive Streckung im Handgelenk und die Anhebung der Hand. Auch die Streckung der Fingergrundgelenke fehlt ihm, aber trotzdem ist eine gewisse Öffnung der Finger möglich und eine für viele Zwecke genügende Greifweite vorhanden, sobald das Handgelenk stark gebeugt wird. Diese starke Beugung also dürfen wir ihm nicht beeinträchtigen; andernfalls sind wir genötigt, für die Streckung der Grundgelenke der vier Finger und des Daumens gleichfalls Apparatenhilfe zu schaffen, die sonst meist entbehrt werden kann, oder doch in besonders einfacher Weise, sozusagen beiläufig und als Nebenwirkung der Handgelenkstreckung, geleistet werden kann. Kraftvolle Festhaltung des Handgelenks in Streckstellung ist erwünscht, um energischen Faustschluß zu erzielen, aber doch nicht von allzu großer Bedeutung, da die aktive Faustschlußhilfe, wie wir sahen (§ 46, 74) in weitgehendem Maße durch die passive ersetzt werden kann.

Weit wichtiger als die Besserung der groben Kraft ist die Mehrung der Geschicklichkeit der Hand. Die Geschicklichkeit macht den eigentlichen Wert der Hand aus. Sie beruht auf der allseitigen passiven und aktiven Beweglichkeit derselben. Die passive besitzt der Patient noch, und wir müssen uns nur hüten, sie etwa durch den Apparat, den wir ihm geben,

zu beeinträchtigen, die aktive ist ihm zum Teil verlorengegangen und sie gilt es, zu ersetzen.

Die aktive Beweglichkeit beruht beim Gesunden auf dem Zusammenspiel von Muskeln und Gegenmuskeln. Beim Kranken muß an die Stelle der Gegenmuskeln der künstliche Muskel treten. Dieser ist daher als Antagonist der noch arbeitenden Muskeln auszubilden (§ 63). Die noch vorhandenen Handgelenksbeweger können Beugung und ulnare Abduktion bewirken. Wir müssen ihnen also einen Gegenspieler verschaffen, der streckt und radial abduziert in passend abgestuftem Stärkeverhältnis. Dieses Stärkeverhältnis ist annähernd 2 : 1 denn gemäß Tabelle 6 der ersten Hälfte unsrer Arbeit beträgt das gesamte beugende Drehmoment der dem Radialisgelähmten verbliebenen eigentlichen Handgelenksbeweger, der *Musculi flexores carpi radialis* und *ulnaris* sowie *palmaris longus* $M = 6,27 + 8,06 + 1,30 = +15,63$ cmkg, das vom *Musculus flexor ulnaris* ausübbares ulnare Drehmoment $M = 7,65$ cmkg, also etwa die Hälfte von jenem. Allenfalls dürfen wir die radial abduzierende Kraft unsres Apparates noch etwas schwächer wählen, da ja der noch arbeitende *Musculus flexor radialis* leicht radialwärts zieht. Sein seitliches Drehmoment beträgt laut Tabelle $M = +1,33$ cmkg.

Da die Geschicklichkeit wesentlich davon abhängt, daß die Bewegungen nicht nur ausführbar, sondern mit spielender Leichtigkeit vollziehbar sind, so ist überall möglichst für physiologische Bewegung und ausgeglichene wohl abgepaßte Federung zu sorgen.

Bei so hohen Anforderungen ist eine gewisse Kompliziertheit des Apparates unvermeidlich. Um aber den Patienten nicht mehr als unbedingt nötig mit Apparatur zu belasten, sind die für die einzelnen Gelenke bestimmten Mechanismen so zu bauen, daß jeder für sich verwendet werden kann, und also jeweils nur die einer Nachhilfe wirklich bedürftigen Gelenke einen Apparat erhalten; d. h. etwaige Finger- und Daumenapparate sind von der Handgelenksprothese zu trennen oder leicht trennbar zu machen. Sodann sind die Prothesen so einzurichten, daß sie möglichst mit einem Griff angelegt und wieder ausgezogen werden können, also nur solange getragen werden müssen, wie sie mehr fördern als behindern. Drittens und hauptsächlich habe ich mich nicht mit Herstellung jeweils eines Apparates für jedes gelähmte Glied begnügt, sondern eine Reihe von Apparaten vor allem für das besonders wichtige Handgelenk konstruiert, von welchen der eine dieser, der andre jener Forderung besser Rechnung trägt. Eines schickt sich nicht für alle. Dem einen Patienten ist mit einem einfachern, dem andern mit einem kunstvollern Modell, diesem mit einem leichtern und zarten, jenem mit einem kräftigen wiewohl schweren Apparat besser gedient. Ferner werden wir vielfach ein und demselben Patienten, wenn wir wirklich seine Bedürfnisse in bestmöglicher Weise befriedigen wollen, zwei verschiedene Apparate geben müssen für die verschiedenen Arten seiner Arbeit oder auch einen für die Arbeit, einen für den Ausgang auf die Straße.

Bei der Konstruktion dieser verschiedenen Apparate bin ich insofern ganz systematisch zu Werk gegangen, als ich die aus unsern früheren theoretischen Erörterungen (vgl. § 65) sich ergebenden Hauptmöglichkeiten

eine nach der andern verwirklicht und miteinander kombiniert habe. Die einzelnen Apparate sind daher auch rein technisch gesehen keine Zufallsfunde, sondern Ergebnisse einer planvollen Durcharbeitung des ganzen Gebietes, soweit die vorhergegangene theoretische Durchdenkung es mir erschlossen hatte. Das auf diesem Wege entstandene System von Apparaten ist also in doppelter Weise abgestuft: erstens nach den Leibesgliedern und Gelenken, die gestreckt werden sollen: Handgelenk, Grundgelenke der vier Finger, Daumen, zweitens nach der technischen Art und Vollkommenheit des Apparates.

Für den Bau des Handgelenkapparates wurden dabei folgende Hauptmöglichkeiten und Prinzipien zugrunde gelegt. Wir können den Apparat starr oder beweglich machen. In letzterem Fall können wir entweder den

Übersicht der Radialisprothesen eigener

Benennung	Federung	Sonstiges besonderes Kennzeichen	Tra- gendes Glied	Gelenk des Apparates	Lage der Achse
Handgelenk-Streckapparate:					
Modell RHst	—	Starre Radialisschiene	—	—	—
Modell RHa	Zug-Schraubenfedern	Cardanische Auf- hängung der Hand ¹⁾	Arm	Doppel- scharnier	physiolog.
Modell RHb	Biege-Schraubenfedern	von der Hand ge- tragen ¹⁾	Arm	unechtes G.	physiolog.
Modell RHc	Zug-Schraubenfedern	von der Hand ge- tragen ¹⁾	Hand	Doppel- scharnier	unphys.
Abart RHcc	dasselbe mit seitlich	angreifendem Zug ¹⁾	Hand	Doppel- scharnier	unphys.
Modell RHd	Drill-Schraubenfedern	von der Hand getragen	Hand	unechtes G.	unphys.
Modell RHv	Blattfeder (volare federnde Latte)	beugeseitig getragen	Arm	unechtes G.	unphys.
Abart RHvv	dasselbe mit ausgiebiger	Verschiebungskorrektur	Arm	unechtes G.	unphys.
Streckapparate für die Grundglieder der vier Finger:					
Modell RFf	Flachwickel-Blattfeder		Knöchel	unechtes G.	unphys.
Abarten RFf(a) und RFf(c)		zur Kombination mit RHa, RHc, RHd	Knöchel	unechtes G.	unphys.
Modell RFr	Rechteckfeder, zurück- gebogen	für jeden Finger ein eigener Apparat	Finger	Scharnier	unphys.
Daumen-Streckapparate:					
Modell RDs	Drill-Schraubenfeder		Arm	unechtes G.	unphys.
Abarten RDs(b), RDs(c), RDs(d)		zur Kombination mit RHb usf.	} Hand- ge- lenks- Ap- parat	unechtes G.	unphys.
Modell RD2s(a)	doppelte Drill- Schraubenfeder	zur Kombination mit RHa		unechtes G.	unphys.
Modell RDf(a)	Flachwickel-Blattfeder	zur Kombination mit RHa		unechtes G.	unphys.

¹⁾ Die Modelle RHa, RHc, RHcc besitzen eine Festellvorrichtung, welche das Handgelenk

Vorderarm zum tragenden Glied machen, auf ihm den Apparat mit zwei Ansatzstellen befestigen und von ihm aus die nur an einer Ansatzstelle dem Apparat verbundene Hand angreifen lassen, oder wir können umgekehrt den Apparat auf der Hand als tragendem Glied festmachen, damit er von dort aus auf den lose verbundenen Arm zurückwirkt. In jedem der beiden Fälle können wir entweder echte Gelenke und von ihnen gesonderte Sprungfedern anwenden oder unechte Gelenke, bei welchen die Feder zugleich als Gelenk dient, anordnen. So ergeben sich die vier Hauptmodelle, welche ich durch die Buchstaben a, b, c, d unterschieden habe. Alle diese Modelle liegen auf der Streckseite von Arm und Hand. Ein fünftes Modell ergibt sich, wenn wir den Apparat auf die Beugeseite verlagern; es wird durch den Buchstaben v (= volar) gekennzeichnet. Als sechstes

Konstruktion und ihrer Haupteigenschaften.

Ver-schiebungs-korrektur	Aktiver Ausschlag (Bewegungsmöglichkeit) (Winkel 0° bei gerader Streckung)		Ausgeglichenheit der Federung		Sicher- heit	Unge- fähres Ge- wicht g	Mo- dell
	Beugung +	Über- Streckung -	Seitwärtsbewegung radial + ulnar -	Das Drehmoment (bei zunehmender Beugung)	Be- anspru- chungs- grad τ		
—	0	0	—	—	190	RHst	
—	+55 bis -25 = 80°	+25 bis -25 = 50°	bleibt etwa gleich	0,82	300	RHa	
—	+75 bis -25 = 100°	fast nur passiv	steigt etwas an	<1,43	190	RHb	
Rollbahn	+80 bis -25 = 105°	+30 bis -30 = 60°	bleibt gleich	0,84	330	RHc	
Rollbahn	+80 bis -25 = 105°	+30 bis -30 = 60°	bleibt gleich	0,84	330	RHcc	
Schleifbahn	+75 bis -25 = 100°	ausgiebig	steigt etwas an	1,59	190	RHd	
} Zugbahn u. Schleuder	+40 bis -30 = 70°	gering	steigt stark an	<1,58	150	RHv	
	+50 bis -30 = 80°	gering	steigt stark an	1,58	180	RHvv	
2 Zugbahnen	+75 bis 0°	möglich	steigt wenig an	1,78	80	RFf	
2 Zugbahnen	+75 bis 0°	möglich	steigt wenig an	1,78	50		
Schleifbahn	+75 bis -15 = 90°	möglich	nimmt etwas ab		15	RFr	
} Zugbahn u. kleine Schleifbahn	} 30° im Wurzel- gelenke	unbehindert	steigt wenig an	1,2	90	RDs	
		unbehindert	steigt wenig an	1,2	10		
		unbehindert	steigt wenig an		20	RD2s	
		unbehindert	steigt wenig an			RDf	

in Überstreckung starr festzuhalten ermöglicht.

Modell tritt der starre Apparat, durch die Buchstaben st bezeichnet, hinzu.

Die vorstehenden mechanischen Grundprinzipien können natürlich im einzelnen auf verschiedene Weise technisch verwirklicht werden. Ich habe mancherlei Lösungen im Lauf dieser Jahre durchprobiert und durch-

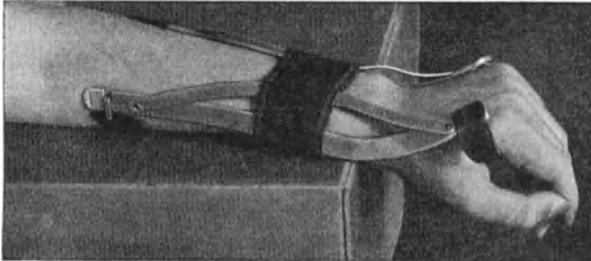


Fig. 92. Starre Radialisschiene Modell RHst.

konstruiert. Ich teile hier natürlich nur die jeweils als beste erfundene Lösung mit, gebe jedoch manchmal zwei Varianten, von welchen jede ihre besonderen Vorzüge hat.

Von den starren Schienen, die ich zu benutzen pflege, gebe ich bloß die Abbildung (Fig. 92); eine

Beschreibung ist wohl nicht vonnöten. Ein Griff genügt zum Anziehen und Wiederablegen dieser Schiene.

Es ist noch eine Besonderheit unsres Themas zu erwähnen. Es gibt einen Bestandteil jedes Handgelenksapparates, das ist der die Hohlhand durchquerende Steg, welcher sozusagen ein Problem für sich darstellt, insofern die Wahl des Stegs — und es gibt mancherlei Arten, unter welchen wir zu wählen haben — in weitem Umfang davon unabhängig ist, wie wir den Apparat sonst konstruieren; im allgemeinen kann jede der zuvor besprochenen Lösungen des Gesamtproblems mit jeder Art des Stegs kombiniert werden. Wir werden daher das Problem des Stegs in einem besondern Abschnitt für sich besprechen.

Eine Übersicht unsrer Neukonstruktionen gibt die Zusammenstellung auf den beiden vorangehenden Seiten.

Einzelbeschreibungen.

Handgelenk-Streckapparate.

§ 77. Modell RHa: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte mit Doppelbügel in Cardanischer Aufhängung, Doppelscharniergelenk und Zug-Schraubenfedern, mit physiologischen Achsen, am Vorderarm getragen. (Fig. 93, 94, 148, 152, Werkstattzeichnung Fig. 95; vgl. auch Fig. 50 b).

a) Allgemeine Beschreibung. Um die hängende Hand unter Erhaltung ihrer vollen Beweglichkeit anzuheben und hochzuheben, benützen wir ein System zweier gegeneinander und gegen den tragenden Teil des Apparates beweglicher Bügel, wodurch eine Art von Cardanischer Aufhängung entsteht. Der eine Bügel steht über dem Rücken des Handgelenks; seine volarwärts schauenden Enden sind in dem am Vorderarm festhaftenden tragenden Teil des Apparates so eingelenkt, daß die Drehachse radio-ulnar verläuft und mit der Achse der physiologischen Handgelenksbeugung zusammenfällt. Mitten auf der Höhe dieses hinteren Bügels ist der vordere Bügel eingelenkt, und zwar um die dorso-volare

Achse der physiologischen Seitwärtsbewegung drehbar. Die Schenkel des vorderen Bügels laufen zu beiden Seiten der Mittelhand nach vorn. Zwischen ihren Enden ist der die Hohlhand durchquerende Steg befestigt. So wird der Zug, welchen zwei am hinteren Bügel oberhalb seiner endständigen Gelenke angreifende Zug-Schraubenfedern ausüben auf die Hand übertragen und hebt diese an.

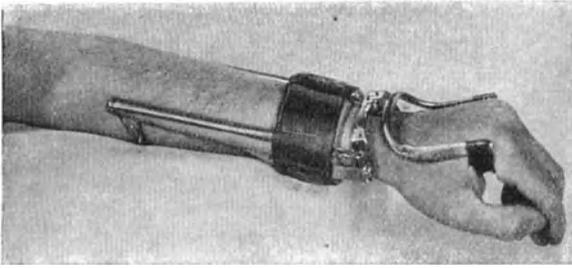
Der tragende Teil des Apparates besteht im wesentlichen aus zwei Stangen, welche, die eine ulnar, die andere radial, am Vorderarm entlang laufen und vorn (distal) durch eine feste Brücke, welche die Streckseite überquert, hinten durch einen Gurt, welcher um die Beugeseite herumgeführt wird, verbunden sind. Der Gurt ist nur an der einen Seite bleibend festgemacht, an der andren wird er mittels eines Hakens beim Anlegen des Apparates eingehängt. Die vorderen Enden der Stangen bilden mit dem hinteren Bügel die erwähnten Gelenke. Die Stangen sind aus Blech gefertigt, das zu einer Rinne gebogen ist, in welcher die beiden Zugfedern einen wohlgeschützten Platz finden.

Eine besondere Feststellvorrichtung ermöglicht es, jederzeit den beweglichen Apparat in bezug auf die Beugung in einen festen zu verwandeln. Auf der Höhe des hinteren Bügels nämlich springt ein Haken nach hinten vor und an der Brücke ist ihm gegenüber ein Kettchen festgemacht, das in diesen Haken eingehängt werden kann und dann die Beugung verhindert. Eine kleine Sprungfeder, welche das Kettchen brückenwärts zieht, sorgt dafür, daß es stets gespannt liegt und sich nicht von selbst aushängen kann. Das Kettchen kann so eingerichtet werden, daß der Apparat in jeder gewünschten Beuge- oder Streckstellung feststellbar ist. Für gewöhnlich dürfte die Feststellung in möglichst starker Streckung genügen.

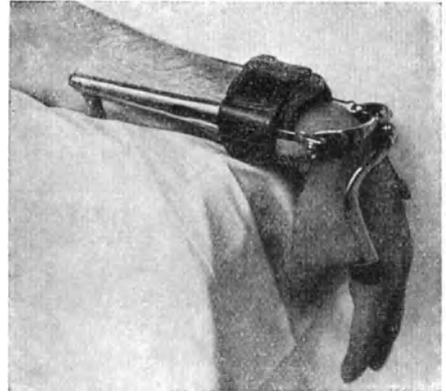
Der Apparat ermöglicht bei Beugung und Streckung einen passiven und aktiven Gesamtausschlag von annähernd 80° , und zwar von einer Überstreckung von reichlich -25° anfangend bis zu einer Beugung von beinahe $+55^\circ$. Das ist an Beugung nahezu alles, was der Gesunde noch mit Bequemlichkeit leisten kann und im gewöhnlichen Leben zu leisten pflegt, an Streckung etwas weniger; doch ist eine noch weitergehende passive Streckung möglich. Die Kraft der durch die Zugfeder bewirkten Anhebung ist bei jeder Winkelstellung nahezu dieselbe, wovon noch zu sprechen sein wird (§ 88).

An Seitwärtsbewegung im Handgelenk gestattet der Apparat einen passiven Gesamtausschlag von reichlich 50° , also etwa so viel, als der Gesunde normalerweise auszuüben pflegt. Der Betrag, bis zu welchem der Radialisgelähmte diesen Ausschlag aktiv auszunützen vermag, ist individuell sehr verschieden, meist kann er die wagrecht im Apparat liegende Hand ulnarwärts bis ans Ende des möglichen Ausschlags, radialwärts dagegen nicht wesentlich über die Mitte heraus bewegen, was sich aus den früher besprochenen Verhältnissen (vgl. oben § 72 c) erklärt. Dies gilt für den Fall, daß wir die Seitwärtsbewegung ungedeutet lassen. Wir können aber für sie ebenso wie für die Beugung und Streckung eine Federung anbringen, und zwar in Gestalt einer Drill-Schraubenfeder, welche um den radialen Schenkel des hinteren Bügels herumgewunden liegt und mit ihrem freien Ende den vorderen Bügel radialwärts zu drehen strebt. Auf diese Weise gelingt es meist, den ganzen oder nahezu den ganzen passiv möglichen seitlichen Ausschlag auch aktiv begehbar zu machen. Zugleich wird der Neigung zu einer ulnaren Verschiebung der Ruhelage wirksam entgegengearbeitet. Die meisten Patienten empfinden daher die seitliche Federung als einen Vorteil, welchen sie nicht mehr missen wollen, wenn sie ihn einmal kennen gelernt haben. Aber auch die rein passive Möglichkeit der Seitwärtsbewegung ist bereits von großem Wert, wie wir früher betont haben (vgl. oben § 74).

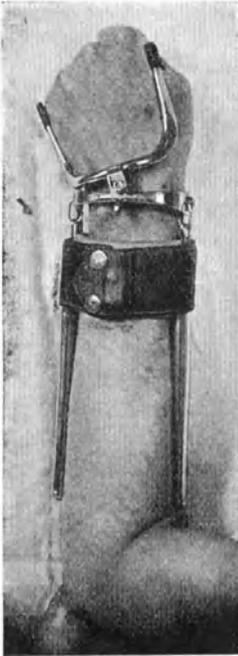
Prüfungen des Apparates auf Weichheit und Festigkeit wurden nach der Anleitung von § 71 c, d ausgeführt. Prüfungsergebnisse sind in Tabelle 36 mitgeteilt.



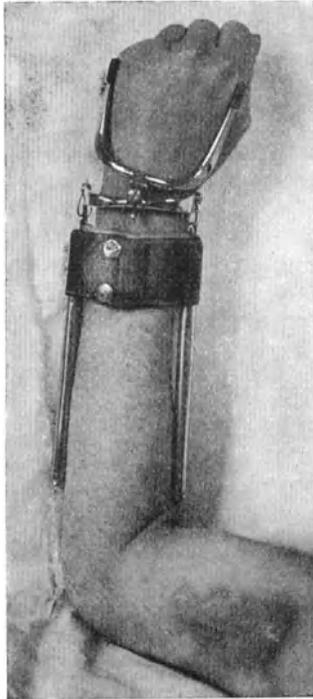
a) Streckung (Ruhelage).



b) Beugung (man beachte die dabei mögliche erhebliche Greifweite!).



c) Ulnare Abduktion.



d) Radiale Abduktion.

In der Hohlhand ein querer weicher Steg (Modell Steg r), der unter der Hauptfläche liegt, also keine die Finger streckende Nebenwirkung hat (§ 82). Trotzdem wird bei starker Beugung des Handgelenks eine erhebliche Greifweite erzielt. Der Apparat ist nicht mit Seitwärtsfederung versehen. Trotzdem vermag der Patient nicht nur ulnarwärts, sondern auch radialwärts ausgiebig aktiv zu abduzieren, was allerdings ungewöhnlich ist. Die die Streckung bewirkenden Zug-Schraubenfedern des Apparats liegen in den seitlichen Stangen (Rinnen) verborgen. Unter der durch zwei Druckknöpfe verschlossenen Klappe der Vorderarmbrücke liegt das Kettchen verborgen, das zur Feststellung des Apparates in Streckstellung dient.

Fig. 93. Handgelenk-Streckapparat Modell RHa bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung, die aktiven Bewegungsmöglichkeiten zeigend.

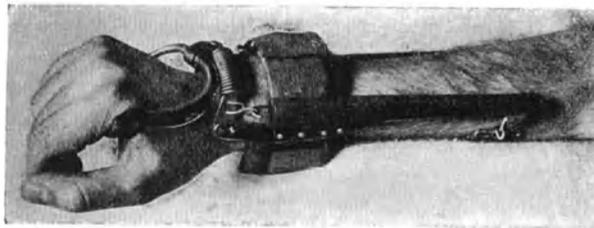


Fig. 94. Handgelenk-Streckapparat Modell RHa mit Seitwärtsfederung.

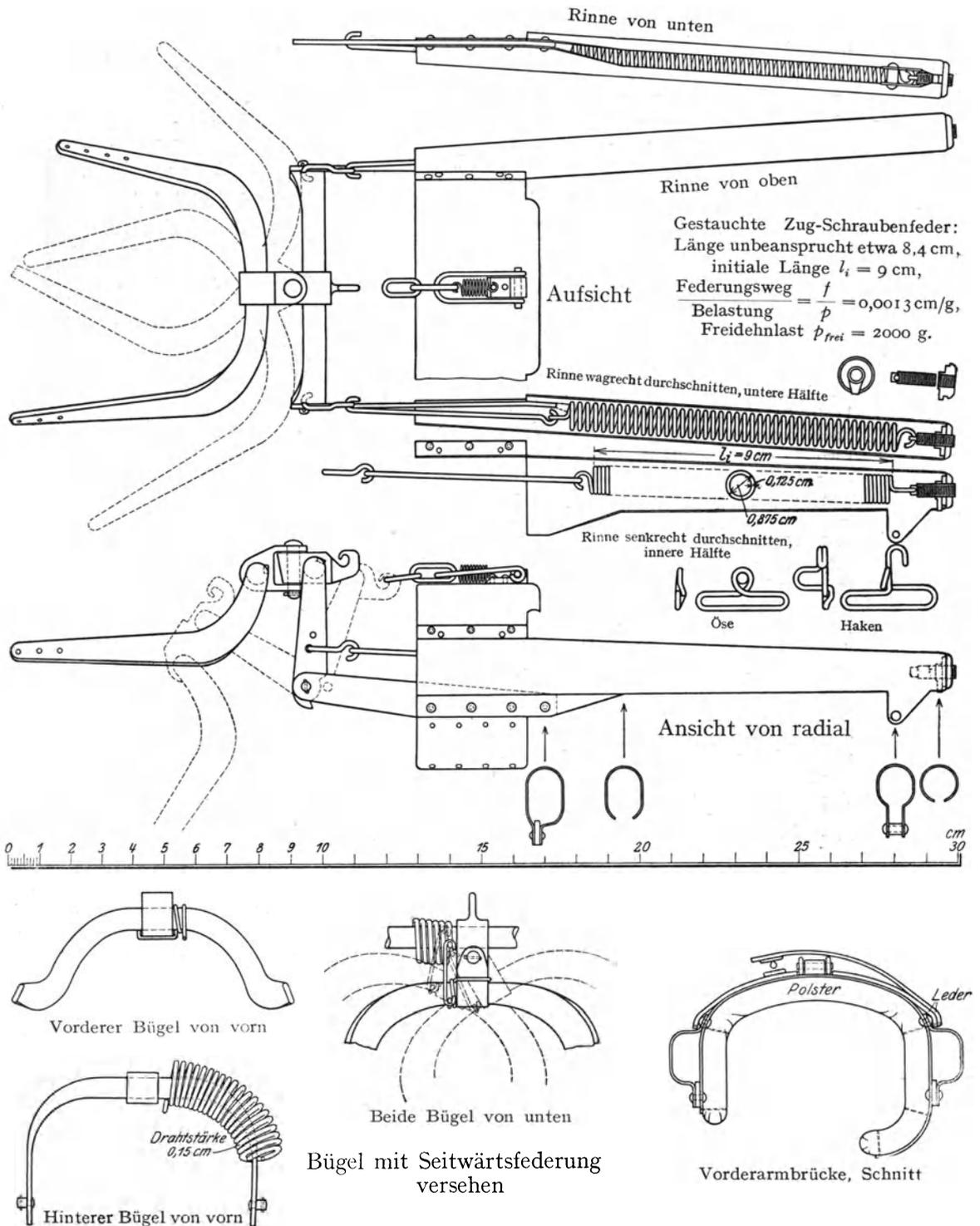


fig. 95. Handgelenk-Streckapparat Modell RHa. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe

Der Apparat ist etwas kompliziert, genügt aber hohen Anforderungen an Beweglichkeit und ist zugleich kräftig und haltbar. Freilich habe ich den Eindruck daß er, besonders was Freiheit der Bewegung anlangt, den auf der Hand getragenen Modellen nicht gleichwertig ist, so daß ich ihn diesen zuliebe in letzter Zeit vernachlässigt habe. Doch bietet er diesen gegenüber auch einige Sondervorteile, um derentwillen ich ihn nicht ganz fallen lassen möchte. Insbesondere könnte er sich in solchen Fällen nützlich erweisen, in welchen eine komplizierende Verletzung der Hand Apparat anzuwenden verbietet, welche auf dem Handrücken aufruhend und drücken.

b) Verpassung und Handhabung. Nur bei durchaus richtigem Sitz des Apparates ist tadelloses Arbeiten zu erwarten. Auf diesen Punkt ist daher große Sorgfalt zu verwenden. Vor allem ist dafür zu sorgen, daß Apparatenachse und physiologische Beugeachse zusammenfallen. Die physiologische Achse durchsetzt die Haut auf der radialen Seite kurz vor der Spitze des Processus styloideus radii in der sogenannten Tabatière anatomique, auf der ulnaren Seite über dem Os triquetrum. Ob die Apparatenachse richtig liegt, erkennt man am besten, wenn man den Patienten beugen und strecken läßt und dabei parallel der Beugeachse nach der Hand visierend beobachtet, ob diese ihre Lage im vorderen Bügel beibehält. Insbesondere soll erstens die Kuppelung der beiden Bügel immer annähernd gleich hoch über dem Handrücken schweben, und zwar soll der freie Zwischenraum zwischen Haut und Kuppelung 1 bis $1\frac{1}{2}$ cm betragen. Zweitens sollen die freien Enden des vorderen Bügels immer annähernd die gleiche Lage zu den Knöcheln der Fingergrundgelenke beibehalten und nicht etwa beim Beugen und Strecken vor- und zurückrutschen. Ist die Lage der Apparatenachse nicht richtig, so ist der Apparat zu verrücken, und zwar entweder in der Richtung der Vorderarmachse (proximal-distal) oder aber senkrecht dazu in dorso-volarer Richtung. Letzteres geschieht entweder durch Mehrung oder Minderung der unter dem horizontalen Brückenabschnitt befindlichen Polsterung oder aber durch Verkürzen oder Verlängern des Vorderarmgurts. Im allgemeinen wird die Lage dann richtig sein, wenn die durch die Oberkanten der seitlichen Stangen gelegte Ebene der Rückenlinie parallel läuft und wenn der vordere Rand der Vorderarmbrücke bis an die durch das Vorspringen der Griffelfortsätze bedingte Verbreiterung der Vorderarmknochen herangeht. Im übrigen ist die Polsterung der Brücke so abzapfen, daß der Arm ohne stark gedrückt zu werden, doch fest umschlossen wird und der Apparat auch bei heftigen Rotationsbewegungen seinen Sitz nicht verläßt. Der Filz der Polsterung wird mit der Zeit zusammengedrückt. Damit der richtige Sitz des Apparates erhalten bleibt, ist die Polsterung von Zeit zu Zeit neu zu justieren.

Das ulnare Ende der Brücke ragt ein wenig, das radiale ein gutes Stück über die Stangen nach unten (volarwärts) hinaus, so daß der Arm zu zwei Dritteln umschlossen ist. Beim Anlegen des Apparates muß, nachdem die Hand zunächst in den Hohlhandsteg eingelegt ist, der Arm mit der radialen Seite voran unter leichter Rotationsbewegung in die Brücke hineingeschoben werden. Zuletzt wird der Vorderarmgurt eingehängt.

Die beiden seitlichen Gelenke sollen bei gerade gehaltener Hand gleich weit, und zwar beide etwa $\frac{1}{2}$ cm weit von der benachbarten Haut entfernt sein. Ist dies nicht der Fall, so hilft man dadurch nach, daß man die Polsterung der Brücke auf der einen Seite verstärkt und auf der anderen entsprechend vermindert.

Den hinteren Bügel haben wir bisher in zwei Breiten gefertigt, einer schmalen von 7 cm im Lichten wie auf der Werkstattzeichnung angegeben, und einer breiteren von 8 cm. Der Breite des hinteren Bügels ist die Breite der Brücke angepaßt. Die Länge und Breite des vorderen Bügels richtet sich nach der Größe der Hand und außerdem nach der Art des Hohlhandsteges, der zur Anwendung kommt. Bei den übrigen Metallteilen sind wir bisher mit einer einzigen für alle gleichen Größe ausgekommen.

Die Feststellvorrichtung liegt unter einer durch zwei Druckknöpfe verschließbaren Klappe aus Tuch oder Leder, welche bloß dann geöffnet wird, wenn die Vorrichtung in oder außer Gebrauch gesetzt werden soll.

In betreff der Federung ist folgendes zu beachten. Die beiden seitlichen Stangen sind in dem größten Teil ihrer Länge zu einer Rinne umgeformt, welche neben der Brücke nur schmal,

dahinter ziemlich breit ist. In diesem weiten Teil findet die Schraubenfeder ihren Platz. Sie steht durch Vermittlung zweier Zwischenglieder mit dem hintern Bügel in Verbindung. Die ganze aus der Schraubenfeder und den beiden Zwischengliedern bestehende Zugkette soll frei in der Mitte der Rinne schweben, ohne daß sie irgendwo die Wand berührt. Die Zwischenglieder sind zu diesem Zweck in ganz besonderer aus der Werkstattzeichnung ersichtlichen Weise gebogen und in die Rinne eingepaßt. Bei den Bewegungen des Apparates darf kein Reibegeräusch hörbar werden.

Die Kraft, mit welcher die Schraubenfedern den hintern Bügel anziehen und mit welcher dann der vordere Bügel die Hand anhebt, ist abhängig von den Abmessungen und sonstigen Eigenschaften der Federn und der Zwischenglieder. Es ist aber eine Einrichtung vorgesehen, um ohne diese Teile umzugestalten den Zug innerhalb gewisser Grenzen regulieren zu können. Die Schraubenfedern sind nämlich mit ihrem hintern Ende in einer kleinen Schraube festgemacht, welche in der die Rinne abschließenden Kappe sitzt und in dieser gedreht und dadurch etwas vor- oder zurückgestellt werden kann. Um diese Verstellvorrichtung zu betätigen, muß man zunächst die Federung aushängen. Dies geschieht, indem man mit einer passend gebogenen Drahtschlinge den vorderen Haken des hintern Zwischengliedes aus dem hintern Haken des vordern Zwischengliedes heraushebt und das hintere Glied in die Rinne zurückschlupfen läßt. Nun kann man die Kappe von der Rinne abheben und an ihr die Feder hervorziehen. Indem man nun Feder und Schraube festhält, dreht man die Kappe nach Wunsch vor oder zurück. Drei volle Drehungen bewirken jeweils eine Verlängerung oder Verkürzung von etwa 2 mm und, wenn auf beiden Seiten ausgeführt, eine Verminderung oder Vermehrung des die Hand anhebenden Drehmoments am Handgelenk von etwa 600 cmg. Man mache immer nur ganze Umdrehungen, damit die Nase der Kappe, welche in die Rinne eingreifend unbeabsichtigte Drehungen der Kappe verhindert, immer nach unten sieht und beim Wiedereinsetzen Feder und Zwischenglieder nicht verdreht werden, das freie Schweben der Zugkette in der Rinne und ihre reibungsfreie Bewegung nicht gefährdet wird.

Die ulnare und die radiale Feder sollen stets gleich stark ziehen. Nach Aushängen der Federung soll der hintere Bügel sich in seinen Gelenken spielend bewegen und stets der Schwere nach fallen.

§ 78. Modell RHb: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte mit Biege-Schraubenfedern,

welche als unechte Gelenke wirkend, Beugung in der physiologischen Achse zulassen, am Vorderarm getragen (Fig. 96, 97, Werkstattzeichnung Fig. 98. Vgl. auch Fig. 50 c).

a) Allgemeine Beschreibung. Die Anhebung der Hand geschieht durch zwei gestauchte Biege-Schraubenfedern, welche die eine radial, die andre ulnar neben dem Handgelenk liegen. Die letzte Strecke des Drahts, aus welchem jede Feder gewickelt ist, ragt als gerade Stange hervor. Die beiden Stangen laufen vom Handgelenk fingerwärts und tragen an ihrem Ende den die Hohlhand durchquerenden Steg, auf welchem die Hand aufruht. Hinten sind die Federn in dem tragenden Teil des Apparates festgemacht. Dieser besteht aus zwei Latten, welche die eine radial, die andre ulnar, am Vorderarm entlang laufen und distal durch eine die Streckseite überquerende Brücke fest verbunden sind, proximal beim Anlegen der Prothese durch einen um die Beugeseite geführten Gurt verknüpft werden. An der radialen Seite ist dieser Gurt mit einem Haken befestigt, welcher beim An- und Ausziehen des Apparates ein- und ausgehängt wird. Als Latten dienen zwei Aluminiumflachstangen. An deren vorderem Ende sind die Federn festgemacht, und zwar so, daß sie, wenn nicht beansprucht, nach vorn und oben laufen und mit den Latten einen

Winkel von $1\frac{1}{2}$ R bilden. Wenn sich nun die Hand in den Steg legt, geben sie soweit nach, daß das Handgelenk nur noch etwa 25° überstreckt ist. Durch Anspannung der Handbeugemuskeln kann der Patient das Handgelenk bis nahezu zum rechten Winkel beugen, wobei allerdings die Kraft der Federung, welche er überwinden muß, ständig zunimmt. Die Federn lassen auch seitliche Handgelenksbewegungen zu, jedoch können diese nur in beschränktem Maße von unserm Gelähmten ausgeführt werden, da dabei ein nicht unerheblicher Widerstand überwunden werden muß. Die

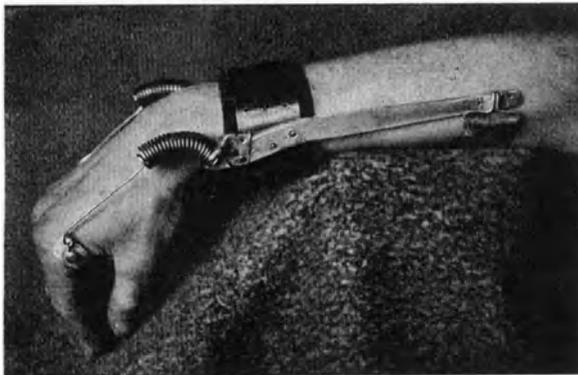
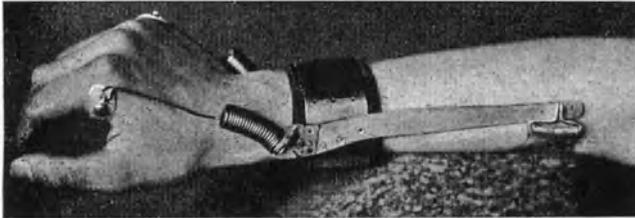


Fig. 96. Handgelenk-Streckapparat Modell RHb.
Oben Streckung (Ruhelage), unten Beugung.
Starrer Steg unter der Randfläche (Modell Steg s).

Federn sind so gestellt, daß sie nicht gerade nach vorn, sondern etwas radialwärts laufen. Dadurch wird der Neigung des Radialisgelähmten zu ulnarer Abduktion im Handgelenkentgegengearbeitet.

Der Apparat ist sehr einfach, leicht und verhältnismäßig billig. Trotzdem gibt er dem Patienten eine große Bewegungsfreiheit, wiewohl keine so große wie unsere andern beweglichen Modelle a, c, d. Er wird daher mit Vorteil als Übungsapparat verwendet und dem Patienten gegeben, sobald er den festen Verband abgelegt hat, um später, wenn das Glied kräftiger geworden

ist, und der Beruf wiederaufgenommen werden soll, durch einen leistungsfähigeren ersetzt zu werden. Außerdem empfiehlt er sich in Fällen von rasch sich bessernden Paresen des Radialis, bei welchen ein Apparat voraussichtlich nur für kurze Zeit erforderlich ist und die Anschaffung eines kostspieligeren Mechanismus nicht lohnt. Eine Prüfung des Apparats auf Weichheit gibt Tabelle 36.

b) Über Einzelheiten des Apparates ist noch folgendes zu sagen. Die Biege-Schraubenfedern unseres Apparates sind aus Draht von 0,16 cm Durchmesser mit einem äußeren Federdurchmesser von etwa 1,5 cm gewunden und stark gestaucht. Die Länge der frei arbeitenden Feder beträgt etwa 3 cm, darüber hinaus läuft der Draht noch weiter bis er in dem den Hohlhandsteg tragenden Ohr endet. Wenn man eine derartige Feder statt in den Apparat in eine geeignete Zange oder Kluppe einspannt und dann gegen das freie Ende von der Seite her drückt und dadurch die Feder in gleicher Weise biegt, wie sie im Apparat gebogen wird, und wenn man dabei die Linie, welche das freie Ende bei zunehmender Biegung beschreibt, auf ein untergelegtes Papier aufzeichnet, so erhält man annähernd einen Kreisbogen, dessen

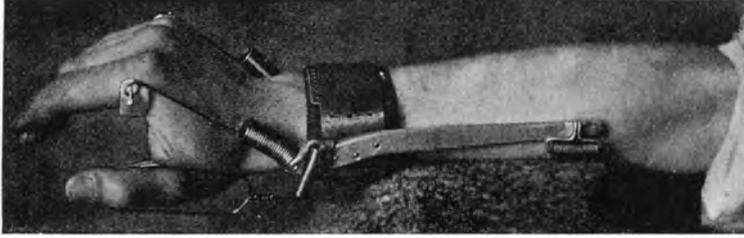


Fig. 97. Handgelenk-Streckapparat Modell RHb
kombiniert mit Daumen-Streckapparat Modell RDs(b).

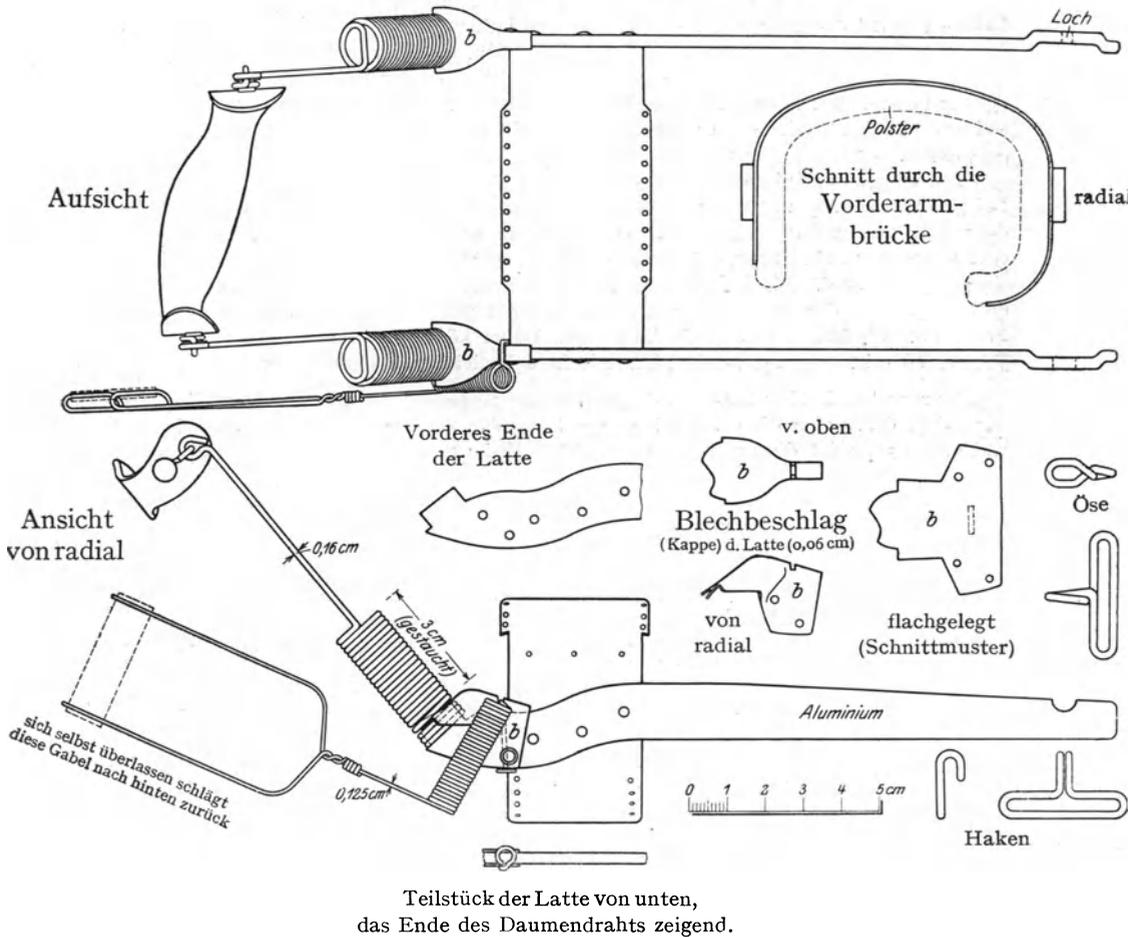


Fig. 98. Handgelenk-Streckapparat Modell RHb, kombiniert mit Daumen-Streckapparat Modell RDs(b). Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe.

Mittelpunkt etwa 1 cm von der Einspannstelle an dem beim Biegen konkaven Federrand liegt.

Bei der Verfassung ist nun der Apparat am Arm so zu justieren, daß dieser ideelle Mittelpunkt des von der Feder beschriebenen Kreises in die physiologische Beugeachse des Handgelenks fällt. Dies ist der Fall, wenn er auf der Daumenseite in der anatomischen Tabakdose, auf der Kleinfingerseite über dem Os triquetrum liegt. Es empfiehlt sich beim Verpassen, diese Stellen auf der Haut mit dem Dermatographen zu markieren. Außerdem ist die richtige Lage dadurch gekennzeichnet, daß beim Beugen und Strecken des Handgelenks der Steg in der Hohlhand bei gleichbleibender Fingerhaltung seine Lage kaum verändert, an der Hand sich kaum verschiebt. Die Verschiebung ganz aufzuheben oder auch nur so geringfügig zu machen wie etwa bei dem zuvor beschriebenen Apparat, ist anscheinend deshalb nicht möglich, weil die vom freien Ende der Biege-Schraubenfedern bei dieser Bewegung beschriebene Linie doch von einer richtigen Kreislinie verschieden ist. Andererseits ist die Verschiebung zu gering, um beim Gebrauch der Hand zu stören. Sitzt der Apparat nicht richtig und gilt es, den ideellen Mittelpunkt der besagten Kreislinie zu heben, d. h. dorsalwärts zu verschieben, so überpolstert man die Mitte der Brücke stärker oder aber verkürzt den Vorderarmgurt etwas.

Von letzterem Mittel ist nur sparsam Gebrauch zu machen; im allgemeinen sollen die Latten parallel der Längsachse des Vorderarms laufen. Die Brücke soll den Arm fest umfassen und mit dem vorderen Rand dort abschließen, wo die Vorderarmknochen sich distalwärts zu den Griffelfortsätzen verbreitern. Der radiale Teil der Brücke reicht tiefer herunter als der ulnare. Der Apparat muß daher beim Anziehen leicht rotiert werden. In dieser Beziehung gilt das bereits beim vorigen Apparat Gesagte, dessen tragender Teil ganz ähnlich gebaut ist.

Die Länge der federnden Stangen ist der Hand und dem gewählten Steg anzupassen. Bei Benützung eines unter der Randfläche der Hohlhand liegenden starren Stegs (§ 84) ist die radiale Stange durchschnittlich 10 cm lang zu machen, die ulnare etwa $8\frac{1}{4}$ cm. Die Federn wirken um so kräftiger, d. h. heben die Hand um so höher, je kürzer sie sind und je stärker sie gestaucht sind. Die Federn können leicht ausgewechselt und so ausprobiert werden, daß ihre Stärke den individuellen Bedürfnissen entspricht. Im allgemeinen soll die radiale Feder etwas kräftiger wirken als die ulnare. Daher könnte erstere vielleicht aus ein wenig stärkerem Draht gefertigt werden, der mir freilich nicht zu Gebote stand.

Variante. Früher habe ich die Federn des Apparates bei gleicher Drahtstärke enger gewickelt, dafür aber die ganze Länge der tragenden Stangen als Schraubenfeder gestaltet. In Tabelle 35, 2 ist die Prüfung einer solchen Feder mitgeteilt, Fig. 50c gibt ein Bild vom Aussehen des ganzen Apparates. Auch diese Konstruktion hat sich ganz gut bewährt. Ich habe sie hauptsächlich deshalb verlassen, weil infolge der zu hohen Beanspruchung gelegentlich Verbiegungen der Federn vorkamen.

§ 79. Modell RHc: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte, von der Hand getragen, mit Doppelscharniergelenk,

mit Zug-Schraubenfedern und mit Rollbahn als Verschiebungskorrektur bei unphysiologischer Beugeachse (Fig. 100, 101 Werkstattzeichnungen Fig. 105, 110, vgl. auch Fig. 50d).

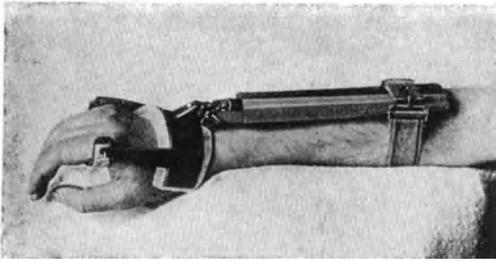
a) Allgemeine Beschreibung. Dieser Apparat (ebenso wie das Modell RHd) unterscheidet sich von allen andern mir bekannten Prothesen dadurch, daß es nicht der Vorderarm, sondern die Hand ist, auf welcher der Apparat festliegt und getragen wird. Die Basis des Apparates ist die den hinteren Teil des Handrückens überquerende Handbrücke. Von dieser laufen die beiden Stangen nach vorn, welche an ihrem freien Ende den die Hohlhand durchquerenden Steg halten. Zwischen den Ansatzpunkten der beiden Stangen steht auf der Handbrücke der Bock, der die Verbindung mit dem über dem Vorderarm schwebenden Teil des Apparates, dem

Vorderarmstab, herstellt. Diese Verbindung oder Kupplung stellt ein Doppelscharniergelenk dar und verleiht dem Vorderarmstab eine entsprechende doppelte Beweglichkeit gegen die Handbrücke.

Zwischen dem Vorderarmstab und dem Handteil des Apparates besteht noch eine zweite Verbindung, welche einen federnden Zug ausübt und den Vorderarmstab gegen die Hand zu drehen sucht, und zwar so, daß sie ihn vom Arm streckwärts und etwas radialwärts abhebt. Wird diese Abhebung durch den Gurt, welcher am proximalen Ende des Stabes um die Beugeseite des Vorderarms herumläuft, verhindert, so wird die Hand in eben diesen Richtungen gegen den Vorderarm gedreht und dadurch die Wirkung der gelähmten Muskeln ersetzt. Daß die Drehung gleichzeitig streckwärts und etwas radialwärts geschieht, also etwa der Wirkung des vorzugsweise zu ersetzenden *Musculus extensor carpi radialis brevis* entspricht, wird einfach dadurch bewirkt, daß der Bock auf der Handbrücke nicht etwa über der Mitte des Handrückens, sondern etwas daumenwärts, gerade der Ansatzstelle des besagten Muskels entsprechend, angebracht ist.

Der Vorderarmstab besteht aus drei Hauptteilen: dem Rahmen, welcher in die Kupplung eingelenkt ist, der Zugkette, welche aus einer federnden Strecke und einigen nicht federnden Kettengliedern gebildet und hinten am Rahmen, vorne an der Kupplung festgemacht ist, im übrigen frei im Rahmen schwebt, und endlich der Hülse, welche Rahmen samt Zugkette umschließt und durch den Gurt am Arm festgehalten wird. In der Hülse rollt der Rahmen vor und zurück, und zwar auf vier losen Kugeln. Oder wenn man will, unter vier Kugeln, denn bei gewöhnlicher Armhaltung: Streckseite des Vorderarms nach oben, hat ja der Rahmen die Neigung hoch zu steigen, drückt also von unten nach oben gegen den überliegenden Teil der Hülse oder vielmehr gegen die zwischen ihm und der Hülse liegenden Kugeln. Vermöge dieser Kugeln kann der Rahmen innerhalb der Hülse sich fast ohne Reibung bewegen; die Rollbahn stellt eine ideale Verschiebungskorrektur dar. Über die Notwendigkeit einer solchen Korrektur, die durch die unphysiologische Lage des Apparategelenks gegeben ist, haben wir früher gesprochen (§ 65).

Der Apparat gestattet Beugung und Streckung im Handgelenk im Umfang von über 100° , Seitwärtsdrehung im Umfang von etwa 60° . Die Streckbewegung reicht bis zu einer Überstreckung von etwa 25° . Der Bewegungsausschlag ist also ein recht erheblicher. Der Umstand, daß der Apparat von der Hand getragen wird, mit dem Arm aber durch den Vorderarmstab nur lose verbunden ist, hat den Vorteil, daß die Rotation des Vorderarms, die bei dem üblichen Sitz des Apparates am Arm doch stets etwas behindert ist, so gut wie ganz frei bleibt. Für die Freiheit der Bewegung ist es weiter günstig, daß das Handgelenk nur dorsal, aber nicht seitlich von Apparatur umschlossen ist. Im ganzen scheint mir, gibt dieses Modell dem Patienten ein Höchstmaß von Bewegungsfreiheit und Bewegungsleichtigkeit. Letztere dank der besonders günstigen Abpassung der Federung, welche aus der in Tabelle 36, S. 440 und Fig. 89 und 157, S. 513 mitgeteilten Prüfung erkennbar ist. Der Apparat dürfte daher



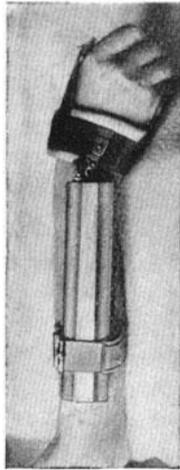
a) Streckung (Ruhelage).



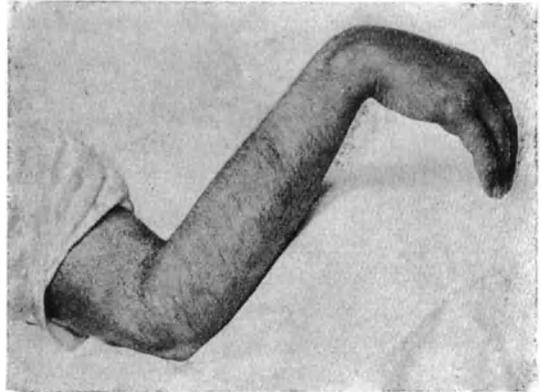
b) Beugung.



c) Ulnare Abduktion.



d) Radiale Abduktion.



e) Haltung der Hand ohne Apparat beim Versuch zu strecken (typische Tropfhand).

Fig. 99. Handgelenk-Streckapparat Modell RHcc bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung (derselbe ist auch in den Fig. 100, 101, 120, 148 dargestellt), die aktiven Bewegungsmöglichkeiten zeigend. Federnder Steg unter der Randfläche der Hohlhand (Modell Steg f), bewirkt bereits in der Streckhaltung eine freilich nur geringe Greifweite.

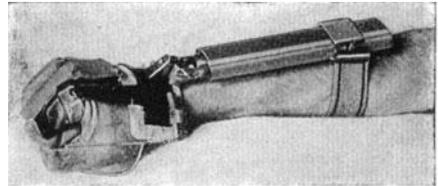
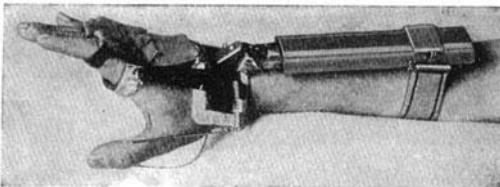


Fig. 100. Handgelenk-Streckapparat Modell RHc kombiniert mit Vier-Finger-Streckapparat Modell RFf(c) und Daumen-Streckapparat Modell RDs(c) bei demselben Patienten mit völliger Radialislähmung. Links Öffnen der Finger, rechts Faustschluß, der unbehindert erfolgt.

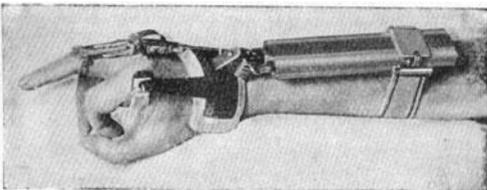


Fig. 101. Handgelenk-Streckapparat Modell RHc kombiniert mit Finger-Streckapparat Modell RFr am Mittelfinger bei demselben Patienten mit völliger Radialislähmung. Links isolierte Streckung des Mittelfingers, rechts Faustschluß, der unbehindert erfolgt.

vor allem in den Fällen angezeigt sein, in welchen die Geschicklichkeit der Hand möglichst weitgehend wiederhergestellt werden soll und dafür eine gewisse Kompliziertheit des Apparates in Kauf genommen wird. Die Variante RHcc scheint für die Funktion der Hand noch etwas vorteilhafter zu sein als das technisch einfachere gewöhnliche Modell RHc.

Die Beugefähigkeit des Apparates kann durch eine Feststellvorrichtung jederzeit aufgehoben, der Apparat in bezug auf Beugung in einen starren verwandelt werden. Dies geschieht, indem der Patient den vorn am Rahmen angebrachten Feststellstift betätigt und dadurch den Rahmen und die Kupplung in stärkster Streckstellung miteinander zusammenschließt. Zur Herstellung wie zur Lösung der Feststellung genügt ein Griff.

b) Einzelheiten. Durch Verlegung der Hauptauflagestelle auf die Hand ist die Verpassung wesentlich vereinfacht. Am Vorderarmteil ist nur die Gurtlänge zu justieren, und zwar so, daß der Vorderarmstab eben noch frei über dem Arm schwebt. Dafür muß die Verpassung an der Hand allerdings mit Sorgfalt geschehen, damit der Apparat hier fest sitzt ohne lästig zu drücken; ein gewisser Druck auf die Handwurzel ist natürlich unvermeidlich.

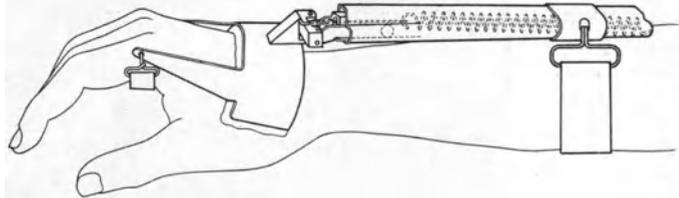


Fig. 102. Prinzip des Handgelenk-Streckapparates Modell RHcc. Die Feststellvorrichtung, durch welche das Handgelenk in Überstreckung fixiert werden kann, ist weggelassen.

Die Handbrücke soll so liegen, daß die hintere Kante mit dem Handgelenk abschneidet und so weit nach hinten reicht, als es ohne Behinderung der Gelenkbewegung möglich ist, dabei genau der Form des Handrückens sich anpassen, auf welchem sie, mit einer dicken Filzschicht unterlegt, aufruhet. Dies Polster hat die Neigung nach vorn zu rutschen. Dieser muß durch sorgfältiges Annähen und gelegentliche Neubefestigung entgegengearbeitet werden. Auch muß die Filzlage, wenn sie sich zusammengesetzt hat und dadurch die Wirksamkeit der Polsterung und die richtige Lage des Apparates beeinträchtigt wird, verstärkt oder erneuert werden. — Als Hohlhandsteg verwende ich mit Vorliebe federnde Stege.

(Um die Hülse am Arm hochzuziehen, habe ich noch einen besonderen Oberarmgurt vorgesehen. Dieser wird um die Streckseite des Oberarms unmittelbar über dem Ellenbogen herumgelegt, so daß die Epikondylen sein Herabrutschen verhindern. Das eine Ende trägt ein Beschlagstück, das wesentlich aus einem zu einer kurzen Röhre gewickelten Draht besteht. Das andre Ende besteht in einer dicken Schnur, welche durch diese Röhre hindurchgezogen ist und so knapp hineinpaßt, daß sie sich von selber nicht verschiebt. Jenseits der Röhre wird die Schnur zu einem Knoten geschlungen und dann beim Anlegen des Apparates in den Haken des Vorderarmgurts so mit eingehängt, daß der Knoten an den Haken anstößt und diesen und damit die Hülse gegen den Oberarm zieht. Die Lage des Knotens an der Schnur muß genau abgepaßt werden. Die Patienten, welche ich bisher den Apparat tragen ließ, haben diesen Oberarmgurt als nicht nötig erklärt, doch teile ich für alle Fälle die Konstruktion mit.)

Die beiden Zug-Schraubenfedern des Apparates stimmen in Drahtstärke, Windungsdurchmesser und Stauchung mit jenen des Modells RHa überein, nur die Länge ist etwas größer. Um am fertigen Apparat die Stärke der Federung nachträglich noch zu verändern, muß der Rahmen aus der Hülse gezogen werden, was nach Anheben der Sperrfeder an der Seite der Hülse ohne weiteres möglich ist; man gebe nur acht, daß die herausfallenden Kugeln einem nicht fortrollen. Die Veränderung der Federspannung geschieht durch Verkürzen oder Verlängern der nicht federnden Glieder der Zugkette. Eine Längenänderung von 1 mm entspricht einer Änderung des Zuges von etwa 200 g und des Drehmoments am Handgelenk von etwa 240 cmg. Die 4 Kugeln der Rollbahn haben jede einen Durchmesser von $\frac{5}{16}$ engl. Zoll, d. i.

schwach 8 mm, eine in der Fahrradindustrie bisher übliche Größe. Im Fall des Verlustes oder des Verrostens können neue durch jede Fahrradhandlung beschafft werden. Die Kugeln sind reichlich mit Vaseline einzufetten, nicht nur damit sie nicht rosten, sondern auch damit sie nicht klappern.

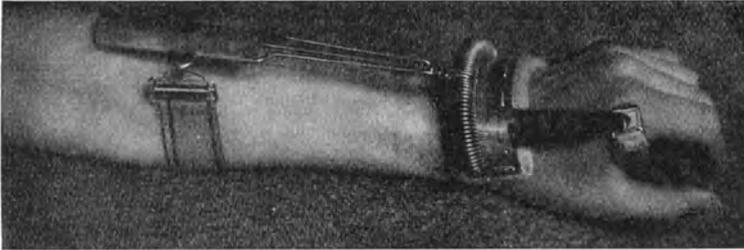
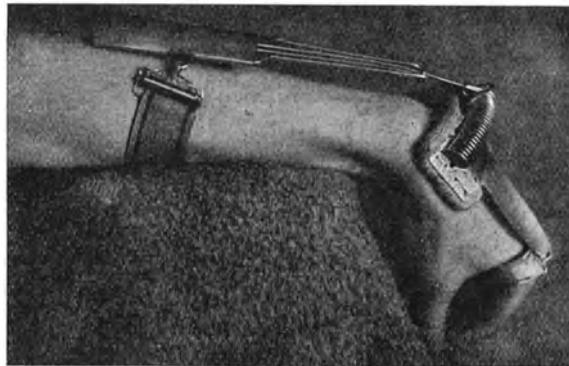


Fig. 103.
Handgelenk-
Streckapparat
Modell RHD.
Oben Streckung
(Ruhelage),
unten Beugung.
Die die Federung
(federnden
Wulst) deckende
Hülse ist
weggelassen.



eines Hakens eingehängt. Dieser Einhängehaken ist, um ungewolltes Aushängen zu verhindern, mit einem selbsttätigen Verschluss versehen in Gestalt eines Bügels, der sich federnd vor die Hakenöffnung legt. Die Federung ist so abgepaßt, daß der Verschluss nicht

fester ist als eben nötig und daß er sich, wenn man den Haken aushängen will, leicht löst. Beim Einhängen des Hakens klappt man den Verschlussbügel zuvor ganz zurück.

Die Feststellvorrichtung besteht aus einem krummstabförmigen Stift (Drahtstärke 0,25 cm), welchen eine Druckfeder ständigulnarwärts drückt. Die Figuren 105 und 106 zeigen ihn

Fig. 104. Handgelenk-Streckapparat Modell RHD kombiniert mit Daumen-Streckapparat Modell RDs(d).

in Ruhestellung. Zwecks Betätigung wird er so gedreht und geschoben, daß das kurze Ende das oberste Loch der radialen Latte und zwei entsprechende Löcher im Querschnitt der Kupplung durchfährt, wobei der ganze Apparat in stärkster Streckstellung gehalten werden muß. Der Patient soll darauf achten, daß hierbei der Feststellstift jedesmal so tief als möglich eingeschoben wird.

Man prüft die Beweglichkeit der Rollbahn, indem man den Apparat so hält, wie er auf dem horizontal vorgestreckten Arm zu liegen kommt; bei der geringsten Neigung soll die Hülse auf den Kugeln vor- oder zurückrollen.

Der Vorderarmgurt ist auf der einen Seite an der Hülse fest angebracht, an der andern wird er jedesmal beim Anlegen des Apparates mittels

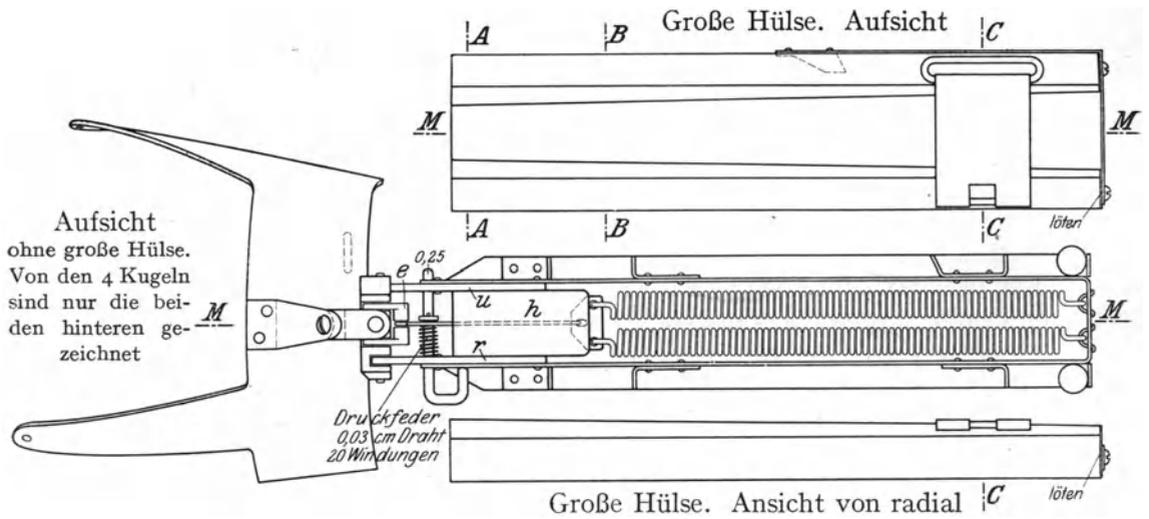
c) Variante: Modell RHcc mit seitlich angreifendem Zug (Fig. 99, 102, Werkstattzeichnungen Fig. 106, 111). Statt den Vorderarmstab radialwärts von der Medianlinie auf der Handbrücke einzulenken, kann man ihn auch genau in der Mitte anbringen und die radiale Drehungskomponente dadurch hervorbringen, daß man die Zugbahn an der Kupplung seitlich angreifen läßt, d. h. so, daß sie gleichzeitig in dem einen Gelenk derselben Streckung, im andern Seitwärtsdrehung bewirkt. Fig. 102 veranschaulicht diese Anordnung. Diese Konstruktion ist mechanisch etwas schwieriger und wohl auch nicht ganz so haltbar wie die eben beschriebene, hat aber den Vorteil, daß der Apparat in allen Stellungen des Handgelenks einer ganz bestimmten Lage zustrebt, während das andre Modell, wenn dem Zug der Federn so weit Genüge geschehen ist, daß die Arretierung erreicht ist, nunmehr eine Bewegung senkrecht zur Zugrichtung zuläßt, bei der die Federung sich nicht weiter spannt oder entspannt und auf die sie daher keinen Einfluß ausübt. Dadurch kommt anscheinend eine gewisse Unsicherheit in diese Bewegung. Wie weit dieselbe praktisch von Bedeutung ist, müßte noch genauer studiert werden.

§ 80. Modell RHd: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte, von der Hand getragen, mit Drill-Schraubenfedern,

welche zugleich als unechte Gelenke dienen, mit unphysiologischer Achse und Gleitbahn (Fig. 103, 104 und Werkstattzeichnungen Fig. 108, 109, 112).

Dieser Apparat ist ebenso wie der vorhergehende durch die Eigentümlichkeit ausgezeichnet, daß er die Hand als tragendes Glied benützt. Wie bei jenem geschieht die Festmachung auf dem Handrücken vermittels einer Handbrücke, die in allen wesentlichen Eigenschaften mit der soeben beschriebenen übereinstimmt. Der Vorderarmteil des Apparates, welchen wir wieder als Vorderarmstab bezeichnen, ist jedoch wesentlich einfacher als bei dem vorbeschriebenen Apparat, und dasselbe gilt bezüglich der Verbindung zwischen beiden Teilen; diese wird nämlich durch die Federung des Apparates hergestellt, welche zugleich als unechtes Gelenk dient. Die Federung besteht aus zwei Drill-Schraubenfedern, welche auf der Handbrücke eine neben der andern liegen, so daß sie einen einzigen Wulst bilden, welcher einer dicken Raupe vergleichbar die Brücke von der einen Seite nach der andern überquert. Die eine Feder ist rechts, die andre links gewunden. Jede Feder ist mit ihrem äußern Ende in der Brücke festgehakt, das andre Ende läuft in eine gerade Drahtstange aus. Beide Drahtstangen laufen unmittelbar nebeneinander proximalwärts und bilden so den einen Bestandteil des über der radialen Kante der Streckseite des Vorderarms schwebenden Vorderarmstabes. Den andern Bestandteil desselben stellt der Rahmen dar, welcher die Drahtstangen mit dem Gurt in Verbindung setzt. Der Gurt umfaßt am proximalen Ende des Apparates die Beuge-seite des Vorderarms und verhindert den Vorderarmstab sich vom Arm abzuheben und emporzuschlagen. Dadurch wird auf das Handgelenk ein Drehmoment im Sinn der Streckung und zugleich der radialen Abduktion ausgeübt; letzteres deshalb, weil wir unsre Federn nicht auf der Mitte der Handbrücke, sondern etwas mehr daumenwärts angebracht haben. Sobald

(Fortsetzung S. 476)



Aufsicht ohne große Hülse. Von den 4 Kugeln sind nur die beiden hinteren gezeichnet

Schnitt median nach MM

Haken für den Gurt mit selbsttätigem Verschluss durch Drill-Schraubenfeder aus Draht von 0,08 cm

Ansicht von radial ohne große Hülse

Sperrfeder für die große Hülse aus Stahlblech von 0,08 cm

Längsstück der Kupplung (Bock)

Aufsicht Schnitt wagrecht nach N

Initiallänge $l_i = 11,5$ cm
0,87
0,125

Kleine Hülse = h von vorn (distal)

Gestauchte Zug-Schraubenfeder.
 l_i = Mindestlänge der Feder im Apparat; dabei übt jede Feder einen Zug $p_i = 2,2$ kg aus und besitzt ihre volle Dehnbarkeit: Federungsweg/Belastung = $f/p = 0,00145$ cm/g. Die Länge l der unbeanspruchten Feder ist etwa 10,7 cm.

Schnitt nach AA

Erstes Glied der Zugkette = e

von radial von oben

Schnitt nach BB

Ulnare Latte = u

von ulnar

Schnitt nach CC

radiale Latte = r

von unten

Ansicht von hinten (proximal)

von vorn (proximal)

Latten, Hülsen, erstes Glied aus Messing, Kuppelung und Drahtteile aus Stahl, große Hülse über einen Kern geformt. Kanten der Kuppelung abrunden!

Schnitt nach GG Schnitt nach MM Achsen E G M F 0,2 cm

Querstück der Kupplung



Fig. 105. Handgelenk-Streckapparat Modell R.H.c. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe.

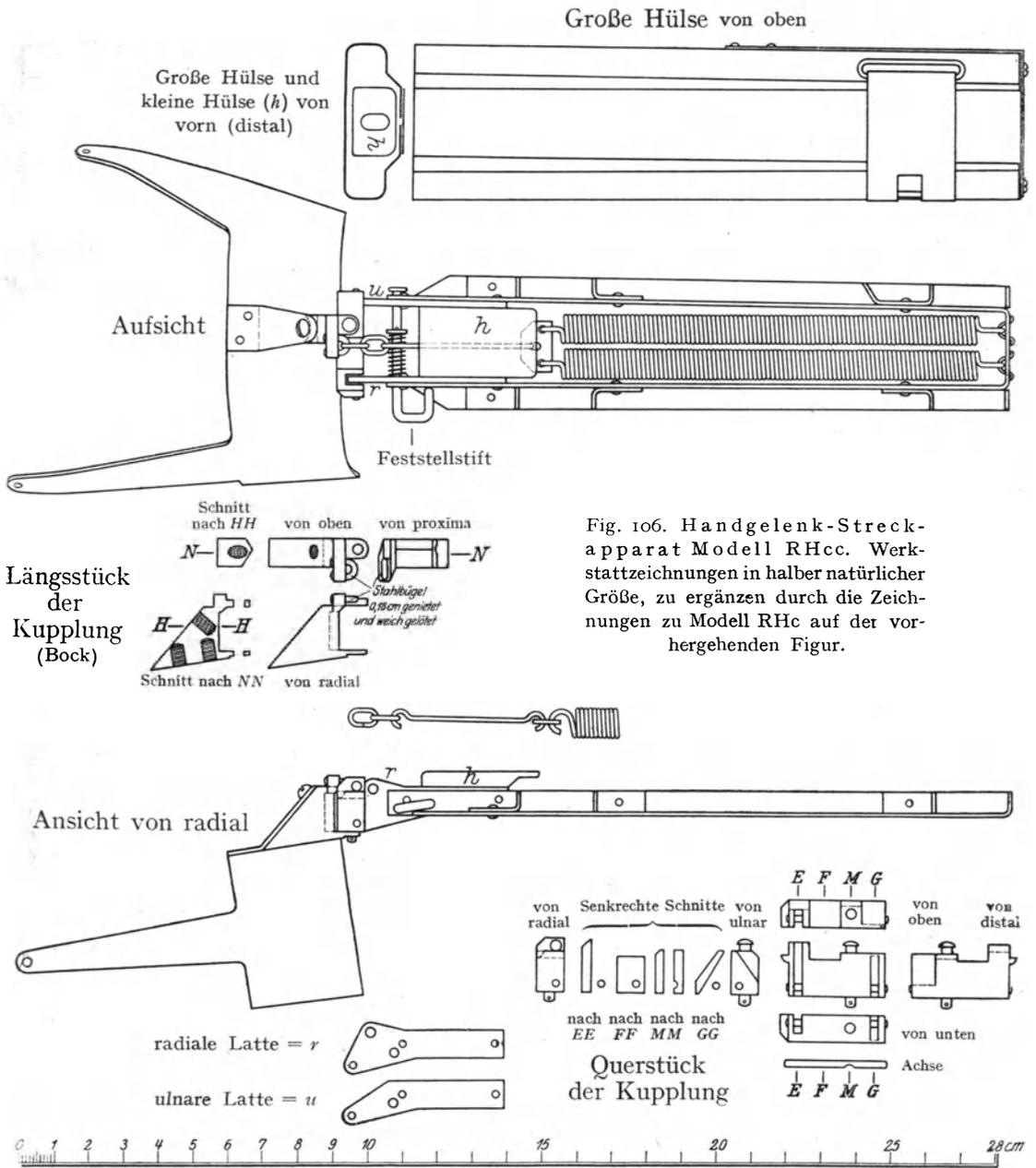


Fig. 106. Handgelenk-Streckapparat Modell RHcc. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe, zu ergänzen durch die Zeichnungen zu Modell RHc auf der vorhergehenden Figur.

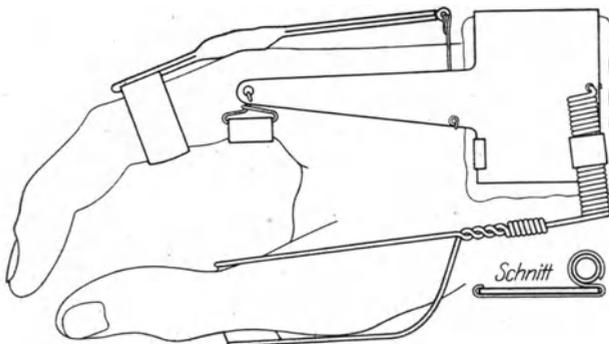


Fig. 107. Anbringung des Finger-Streckapparates Modell RFf(c) und des Daumen-Streckapparates Modell RDs(c) an den Handgelenk-Streckapparaten Modell RHc und Modell RHcc. Werkstattzeichnung in halber natürlicher Größe.

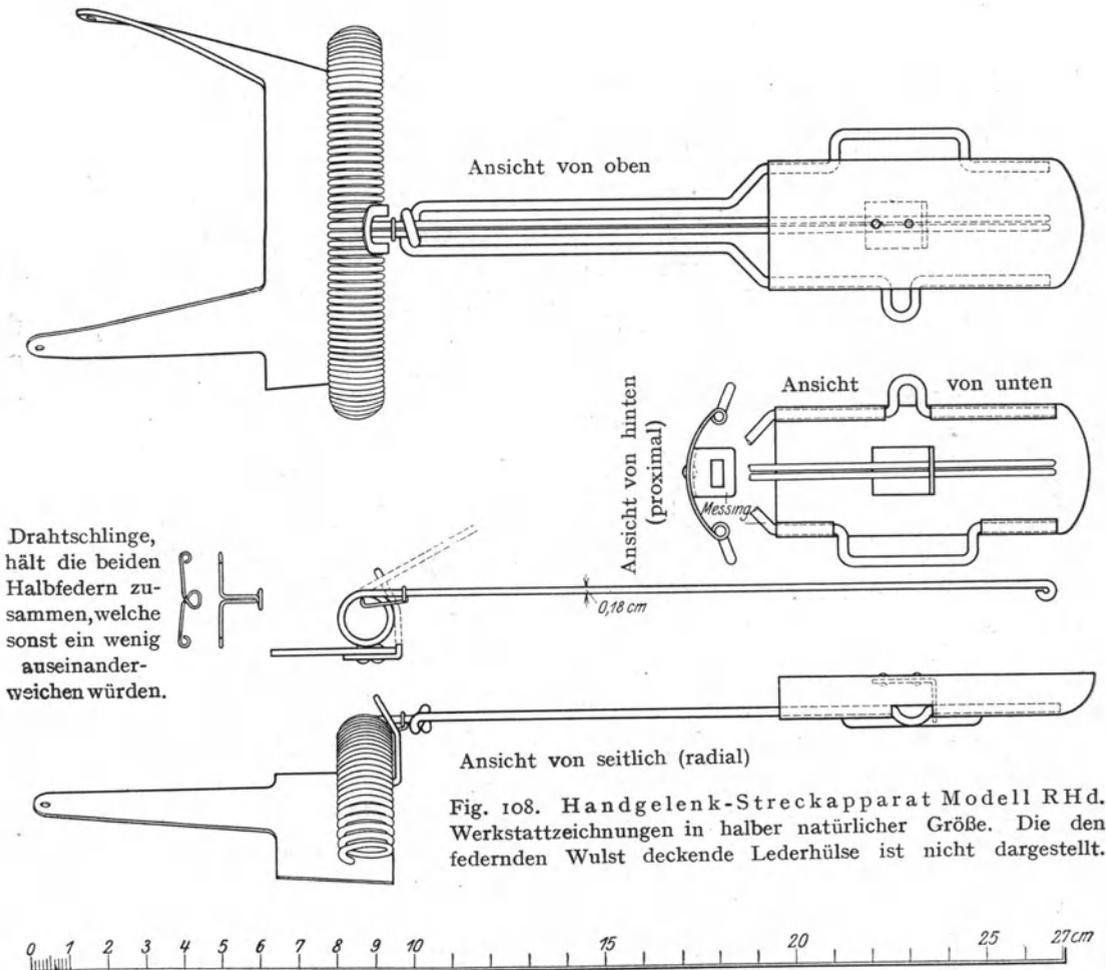


Fig. 108. Handgelenk-Streckkapparat Modell RHd. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe. Die den federnden Wulst deckende Lederhülse ist nicht dargestellt.

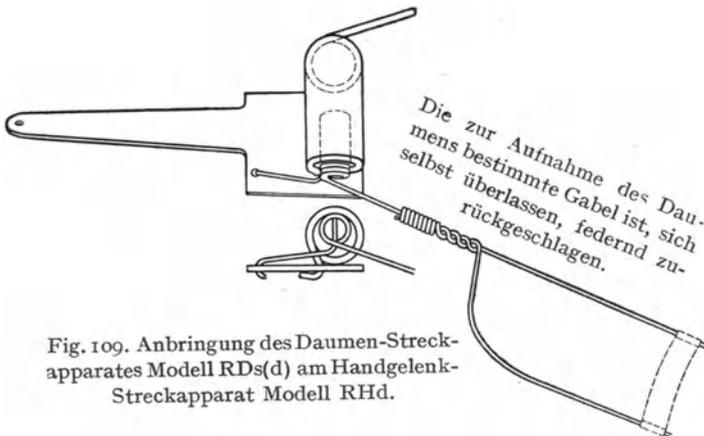


Fig. 109. Anbringung des Daumen-Streckapparates Modell RDs(d) am Handgelenk-Streckkapparat Modell RHd.

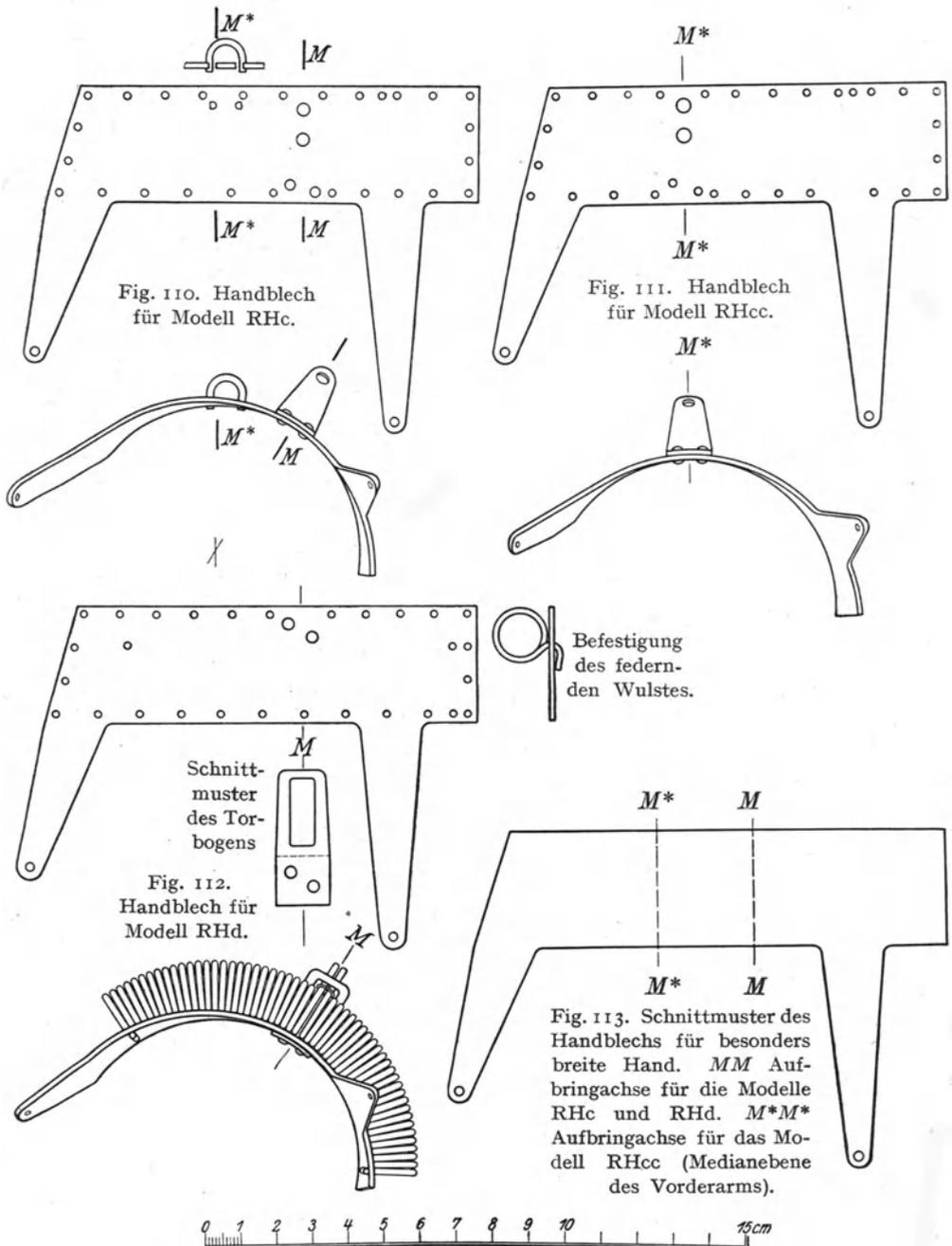


Fig. 110—113. Werkstattzeichnungen für die Herstellung der Handbleche (Handbrücken) der Handgelenk-Streckapparate Modelle RHc, RHcc, RHd, jeweils oben das Schnittmuster, d. i. die Ansicht des Blechs vor dem Biegen zeigend und darunter die Ansicht des gebogenen Blechs von vorn. Stahlblech von 0,15 bis 0,2 cm Stärke. Halbe natürliche Größe. Fig. 110 zeigt den kleinen Bügel, der bei Benutzung des Finger-Streckapparates Modell RFr angebracht wird und unter den der Stab desselben untergeschoben wird.

eine Überstreckung von etwa 25° erreicht ist, findet weitere Drehung nicht mehr statt, da die Drahtstangen dann durch einen auf der Brücke angebrachten Anschlag, der einem Torbogen ähnlich sieht, festgehalten werden.

Der Rahmen ist ein aus einem Draht gebogenes Gestell, welches von einem Schild überdacht wird. Der Rahmen weist zwei Öhre auf, durch welche die Drahtstangen hindurch gesteckt sind und in welchen sie eine Strecke vor- und zurückgleiten können. Wir haben also eine Verschiebungskorrektur in Gestalt einer Schleifbahn vor uns. Außerdem bildet der Rahmen zwei Ösen, eine längliche, an welcher der Gurt mit seinem einen Ende festgenäht ist, eine schmale, in welcher der Haken, der das andre Ende des Gurts abschließt, beim Anlegen des Apparats eingehängt wird. Der Haken ist derselbe wie beim vorigen Apparat; er besitzt einen federnden Verschuß in Gestalt eines Sperrbügels, welcher beim Einhängen ganz zurückzuklappen ist. Das Schild schließt die Schleifbahn gegen den überliegenden Ärmel ab und verhindert, daß die Kleidung sich in der Schleifbahn fängt.

Der Apparat ist, was die Federung anlangt, nicht so vollkommen wie der zuvor beschriebene, weil mit zunehmender Beugung das Drehmoment ständig, wiewohl langsam, anwächst, weil ferner eine nachträgliche Justierung der Federstärke schwieriger zu bewirken ist und weil die Feder hoch beansprucht wird. Auch fehlt die Feststellvorrichtung, und die Seitwärtsbewegung ist weniger ausgiebig und erfordert größeren Kraftaufwand. Dagegen gestattet er Beugung-Streckung in etwa gleichem Umfang wie jener. Dabei ist er durch große Einfachheit und Leichtigkeit ausgezeichnet und gibt dem Patienten eine große Bewegungsfreiheit. In Anbetracht des geringen Aufgebots an mechanischen Hilfsmitteln leistet er denkbar viel.

In betreff der Verpassung sowie der Wahl des Stegs für die Hohlhand gilt dasselbe wie für den vorigen Apparat.

Der federnde Wulst wird zweckmäßigerweise in eine Hülse eingeschlossen, welche wir einstweilen aus Leder angefertigt haben. Die Federn sind zum Schutz gegen Rost dauernd eingefettet zu halten.

Variante. Eine etwas abweichende Gestaltung des Apparates, welche ich ursprünglich benutzte und gleichfalls als brauchbar erfand, sei kurz erwähnt. Fig. 50e veranschaulicht das Prinzip. Als Feder und zugleich als unechtes Gelenk dient eine Biege-Spiralfeder, welche mit der äußersten Windung auf der Handbrücke festgemacht ist, während die innerste Windung sich in eine gerade Drahtstange fortsetzt, welche proximalwärts läuft und dort in den Vorderarmstab eingeht. Sie ist dort in einer Art von T-Schiene eingebettet. Diese Schiene ist aus einem Blechstreifen gebogen, der mittlere Schenkel ist also doppelt, und in der Rinne am Fuß der beiden Halbschenkel liegt die Stange, um ihre eigene Achse drehbar, aber sonst nicht verschiebbar. Die T-Schiene samt der Stange liegen ihrerseits in einer Hülse, in welcher sie um eine gewisse Strecke verschieblich sind. Die bei dieser Verschiebung auftretende Reibung zwischen Schiene und Hülse wird durch zwischengelegte Kugeln auf ein Mindestmaß eingeschränkt. Wir haben also eine Rollbahn vor uns, welche als Verschiebungskorrektur dient und deren Verhältnisse im einzelnen ganz denen entsprechen, welche wir beim vorigen Apparat kennengelernt haben. Die Variante hat vor dem Hauptmodell den Vorteil größerer seitlicher Beweglichkeit voraus. Ich habe sie hauptsächlich deshalb aufgegeben, weil die Herstellung der Spiralfeder, welche weich gebogen und dann gehärtet werden muß, mit den uns zur Verfügung stehenden primitiven Hilfsmitteln nicht nach Wunsch gelang. Unter günstigeren technischen Bedingungen würde es sich wohl lohnen, weitere Versuche mit dieser Variante anzustellen.

§ 81. Modell RHv: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte mit volarer federnder Latte,

die zugleich als unechtes Gelenk dient, vom Vorderarm getragen (Fig. 114, 115, 156, Werkstattzeichnungen Fig. 116, 117).

a) Allgemeine Beschreibung. Alle unsre bisher besprochenen Modelle hatten das Gemeinsame, daß sie in die Hohlhand bloß den oft erwähnten Steg legen, der das Zufassen mit der Faust und das Einlegen eines Gegenstandes in diese nicht wesentlich behindert. Unser jetziger Apparat führt außerdem noch eine breite metallene Latte durch die ganze Länge der Hohlhand, macht dadurch den Gebrauch der Faustzange unmöglich und läßt dem Patienten bloß noch die Fingerzange. Dafür erzielt er eine wesentliche Vereinfachung in der Konstruktion.

Sein Hauptbestandteil ist ein Blattfederwerk, das aus einer Anzahl übereinander gelegter Blechstreifen bestehend eine federnde Latte darstellt, welche am ulnaren Rand der Beugeseite des Vorderarms entlang läuft und sich durch die Hohlhand fortsetzt, bis sie an den Grundgliedern der vier Finger mit dem Steg endet, d. i. einem queren Stab, der diese Glieder unterstützt und hochhält. Außerdem ist die federnde Latte noch in ihrer Mitte und an ihrem hinteren (proximalen) Ende mit dem Vorderarm verbunden. An letzterer Stelle durch eine halbkreisförmige Rinne, welche die Beugeseite des Vorderarms umgreift, in ihrer Mitte durch einen Gurt, welcher um das vordere Ende des Vorderarms, gerade oberhalb der durch die Griffelfortsätze bedingten endständigen Verbreiterung desselben über die Streckseite herumgeführt wird. Das eine Ende dieses Einhängegurts ist an der federnden Latte bleibend festgemacht, das andre wird beim Anziehen der Schiene mittels eines Hakens eingehängt, beim Ablegen wieder gelöst. Die Latte ist so gebogen und ihre Stärke derart abgepaßt, daß sie bei erschlaffter Muskulatur die mit der Fläche nach unten gerade herausgehaltene Hand leicht überstreckt, die Fingergrundgelenke nahezu streckt. Durch Anspannung der Beugemuskeln können diese Gelenke sowie das Handgelenk ausgiebig gebeugt werden.

Allerdings muß mit zunehmender Beugung zunehmende Kraft angewendet werden, um den Widerstand der Federung zu überwinden; die Federung ist weit weniger gut ausgeglichen wie bei sämtlichen zuvor besprochenen Modellen. Vgl. Tabelle 36 und Fig. 89. Dafür ist der Apparat sehr einfach, leicht und vor allem unauffällig. Bei übergezogenen Handschuhen ist er kaum bemerkbar. Er wird daher von manchen Patienten, welche für die Arbeit ein mechanisch leistungsfähigeres Modell benützen, als Ausgehapparat gern getragen, zumal da er die Hand in der für den militärischen Gruß erforderlichen Stellung zu halten gestattet. Alle lediglich mit der Fingerspitzenzange auszuführenden Hantierungen, insbesondere Essen und Schreiben können mit Hilfe des Apparates gut ausgeübt werden. Ein wesentlicher Vorteil ist ferner, daß der Patient den Apparat jederzeit am Arm etwas höher oder tiefer schieben und dadurch nach Belieben und Bedarf die Finger mehr oder weniger oder gar nicht an der Anhebung teilnehmen lassen kann. Den Grundgedanken des Apparates verdanke ich

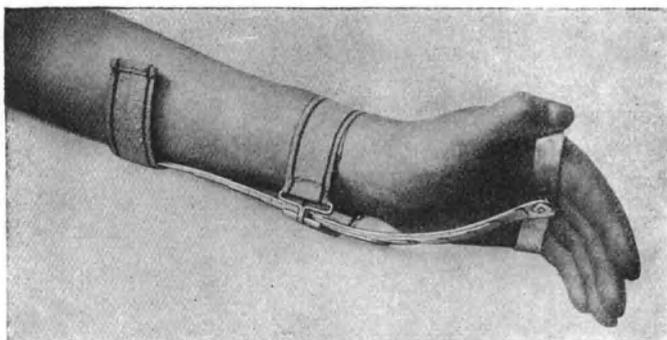


Fig. 114.
Handgelenk-Streckapparat Modell RHv.
Die Stoffbahn ist weggelassen.

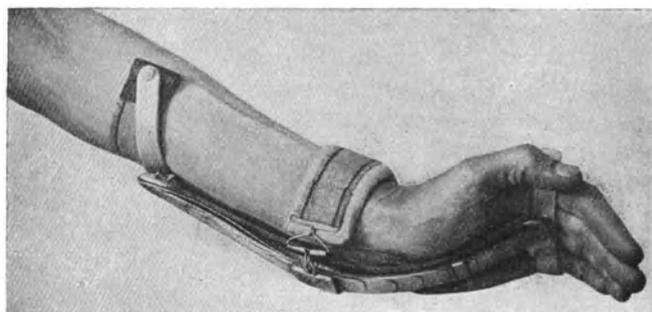


Fig. 115.
Handgelenk-Streckapparat Modell RHv.

Fig. 116. Handgelenk-Streck-
apparat Modell RHv. Werkstatt-
zeichnung in halber natürlicher
Größe.

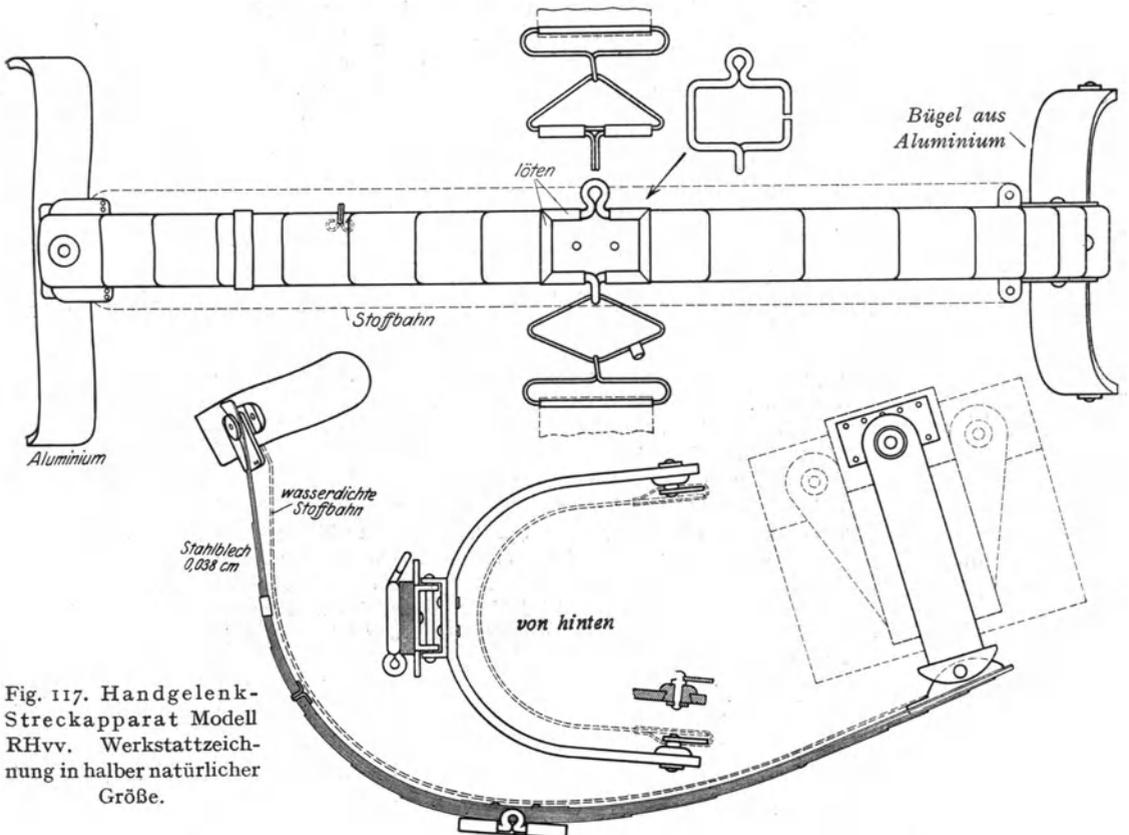
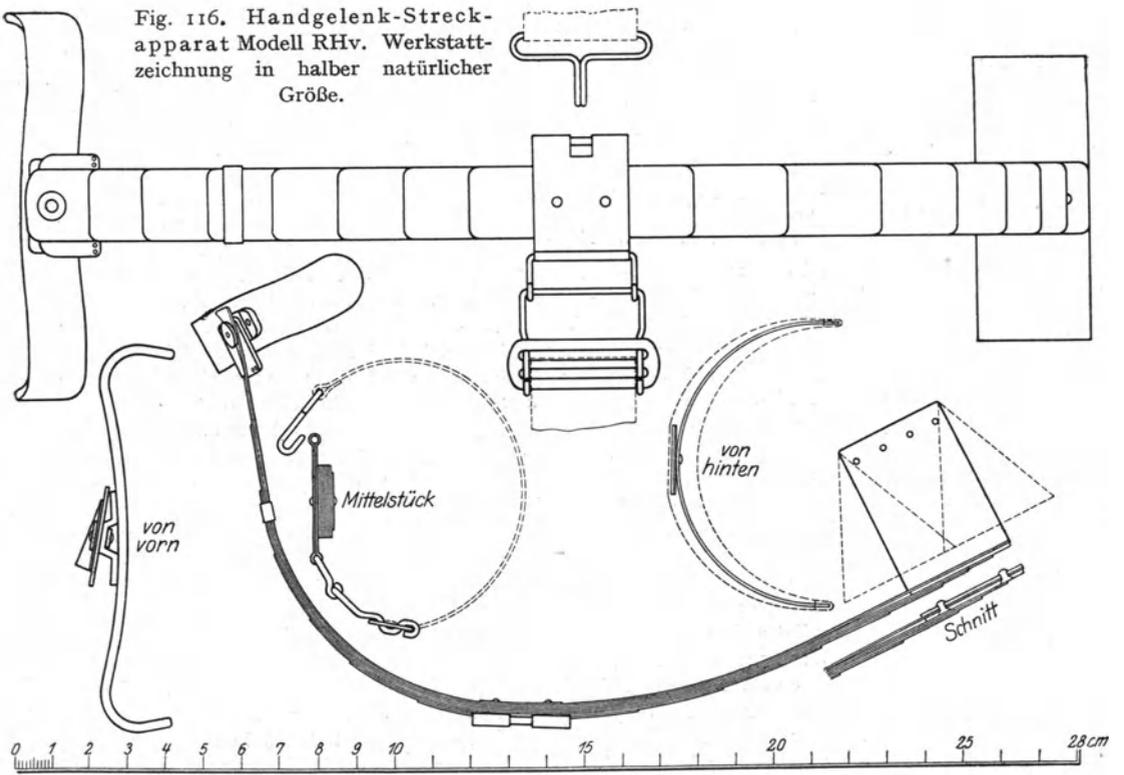


Fig. 117. Handgelenk-
Streckapparat Modell
RHvv. Werkstatt-
zeichnung in halber natürlicher
Größe.

der bekannten SPITZYSchen Schiene. Die Ausführung ist freilich im ganzen wie in allen Einzelheiten anders als bei dieser.

b) Über diese Einzelheiten ist noch folgendes zu bemerken. Das Blattfederwerk ist der wichtigste Bestandteil des Apparates. Es muß daher gut behandelt und vor allem vor dem Rosten geschützt werden. Das ist in diesem Fall mit besonderen Schwierigkeiten verbunden, weil der vordere Teil bei etwas ausgiebigen Bewegungen mit der Hohlhand in Berührung kommt und dabei das als Rostschutz aufgestrichene Vaseline abgewischt, und dafür die Feuchtigkeit der schwitzenden Haut auf die Feder übertragen wird. Überziehen der Feder mit einer Schutzschicht, insbesondere Vernickeln führt nicht zum Ziel, da solche Schutzschichten von stark arbeitenden Federn abblättern. Als bester Schutz erwies sich eine Bahn aus wasserdichtem Stoff, welche über die ganze Länge der Feder gelegt wird und diese von der Haut trennt. Sie ist bloß am vorderen und am hintern Ende festgemacht, liegt also nur lose auf dem Blattfederwerk auf und behindert nicht das Einfetten desselben. Ein oder zwei auf der Stoffbahn angenähte Haken verhindern, daß sie vom Daumenballen seitlich verschoben wird.

Der Querstab oder Steg ist mit einem Niet auf dem vordern Ende der federnden Latte so befestigt, daß er um den Niet etwas gedreht werden kann. Außerdem zeigt er gegen die Ebene der federnden Latte eine Verdrehung um etwa 20° im Sinn der Supination. Dadurch wird bewirkt, daß der Apparat nicht unter die Mitte der Beugefläche des Vorderarms zu liegen kommt, sondern unter den ulnaren Rand, und daß er demgemäß nicht bloß streckend, sondern auch radial abduzierend wirkt. Der Querstab ist ebenso wie unsere andern festen Stege aus Aluminium gefertigt.

Die am hinteren Ende der federnden Latte angebrachte, den Vorderarm halb umgreifende quere Rinne kann man unmittelbar der Haut anliegen lassen. Man kann aber auch durch Überhängen eines Gurtes eine Art Schleuder (vgl. oben § 65, Schluß) herstellen. Bei dem in der Mitte der Feder befindlichen Einhängegurt muß die Länge genau abgepaßt werden. Ich lasse zunächst provisorisch einen Gurt mit Schnalle tragen, welchen sich der Patient selber kürzer oder länger stellen kann, bis er die ihm angenehmste Länge herausgefunden hat. Außerdem kann man die Öse mit welcher das feste Ende des Gurtes an die Blattfeder angeschlossen ist, so einrichten, daß wenn der Patient sie umklappt (zurücklegt), die freie Strecke des Gurts um etwa $1\frac{1}{2}$ cm verkürzt wird. Dadurch ist er imstande, die anhebende Wirkung des Apparates momentan zu verstärken oder abzuschwächen, ohne den Apparat ausziehen zu müssen.

c) Variante: Modell RHvv: Handgelenk-Streckapparat mit volarer federnder Latte und ausgiebiger Verschiebungskorrektur. Man kann den Beugeausschlag, welchen unser Apparat dem Patienten erlaubt, durch Anbringung einer besonders wirksamen Verschiebungskorrektur vergrößern. Bei der bisher beschriebenen Ausführung des Apparates kommt die Verschiebung, welche die unphysiologische Lage der Drehachse bedingt, wesentlich dadurch zustande, daß der Apparat am Vorderarm sich vor- und zurückbewegt. Dies wird ihm dadurch ermöglicht, daß seine beiden Befestigungen an diesem Glied aus Zugbahnen bestehen, als welche sowohl der Einhängegurt in der Mitte, wie die Schleuder am proximalen Ende anzusprechen ist. Diese Teile können wir nun in noch wirksamer Weise diesem Zweck dienstbar machen. Wir schalten zwischen dem Gurtband und der federnden Latte metallene Zwischenstücke ein, welche sich leicht drehen und dadurch das Vor- und Zurückpendeln des federnden Stabes erleichtern, und wir vervollkommen vor allem die primitive Schleuder am proximalen Ende, indem wir sie in doppelten Gelenken beweglich machen und dadurch ausgiebige und unbehinderte Verschiebung des Apparates am Arm ermöglichen. Dazu wird, wie Fig. 117 und 156 veranschaulichen, sowohl die Schleuder mit der Rinne als auch die Rinne mit dem federnden Stab durch Scharniergelenke verbunden. Beim Anlegen des Apparates ist die Schleuder möglichst weit am Arm nach oben zu schieben; bei gewöhnlicher Handhaltung sollen Schleuder und Rinne nach hinten (oben) geneigt sein (Fig. 115).

Der Steg in der Hohlhand und die Anhebung der vier Finger bei den Handgelenk-Streckapparaten.

§ 82. Prinzipielle Fragen.

Die vordere Ansatzstelle des Handgelenk-Streckapparates gestalten wir als einen Steg, der die Beugeseite der Hand oder auch die Beugeseite der vier Fingergrundglieder quert. Im einzelnen sind eine Reihe verschiedener Anordnungen möglich und jede hat ihre besonderen Vorzüge und Nachteile, welche grundsätzlich sich klarzumachen wichtig ist. Im allgemeinen kann jeder der beschriebenen Handgelenk-Streckapparate mit jedem der jetzt zu betrachtenden Stege versehen werden. Der Bau des Steges und der Bau des übrigen Apparates sind voneinander weitgehend unabhängig.

a) Die Lage des Steges (vgl. Fig. 118, 119, 120). Die Grenze zwischen der einheitlichen Mittelhandfläche und den getrennten vier Fingersäulen fällt nicht zusammen mit der Grenze zwischen Mittelhandknochen und Fingerknochen, sondern liegt distalwärts von den vier Fingergrundgelenken, in denen diese Knochen zusammenstoßen. Die Mittelhand reicht weiter distalwärts als die Mittelhandknochen. Dies hat zur Folge, daß bei Beugung der Finger in den Grundgelenken die vordere Partie der volaren Mittelhandfläche sich mit den Fingern mitbewegt und gegen die übrige Hohlhandfläche, mit der sie bei gestreckten Fingern eine einzige Ebene bildet, sich in einen Winkel stellt. Durch die Hohlhand verläuft dann eine Beugefurche, die im ulnaren Teil derselben annähernd mit der *Linea mensalis*, im radialen mit der *Linea naturalis* der Chiromanten zusammenfällt. Der vor der Furche gelegene Teil macht etwa ein Viertel, der hinter derselben gelegene drei Viertel der gesamten Fläche aus. Wir wollen den vordern Teil als Randfläche, den hintern als Hauptfläche der Hohlhand bezeichnen.

Für den Prothesenbauer erhebt sich nun die Frage, soll er den die Hand tragenden Steg unter die Hauptfläche oder unter die Randfläche legen? Zunächst möchte man die Entscheidung für die Hauptfläche als das Gegebene ansehen. Denn diese und nur diese bildet mit dem knöchernen Skelett der Mittelhand ein festes Ganze, ein ihr anliegender Steg kann daher mit dem übrigen Handteil des Apparates unbeweglich verbunden werden, was eine einfache und glatte Konstruktion ergibt. Wählt man dagegen die Randfläche als Traggestelle, dann bewegt sich der Steg beim Schließen und Öffnen der Faust gegen die übrige Hand; unser Apparat ist aus einem eingelenkigen ein zweigelenkiger geworden, da er jetzt zwei Gelenke oder Gelenkreihen hintereinander überspannt. Diesen zweierlei anatomischen Gelenken entsprechend müssen wir auch zwei Apparatengelenke haben, wenn die Prothese dem Körper in allen Lagen dicht anschließen und die natürlichen Bewegungen nicht behindern soll.

Der Steg muß also gelenkig dem übrigen Apparat eingefügt werden, oder es muß wenigstens durch eine Verschiebungskorrektur der drohenden Bewegungshemmung begegnet werden. Der Apparat wird daher kompli-

zierter und voluminöser, und zwar gerade an seinem besonders gefährdeten vordern Ende. Zudem wird dies vordere Ende noch weiter nach vorn geschoben, die den Steg haltenden Stangen müssen verlängert werden. So wächst die Gefahr, daß er anstößt oder hängenbleibt und Schaden stiftet oder selber Schaden leidet.

Aber diesen Nachteilen steht ein großer Gewinn gegenüber: der Apparat wirkt jetzt nicht nur auf die Mittelhand, sondern auch auf die Finger, er streckt außer dem Handgelenk auch die der Streckung gleichfalls bedürftigen Fingergrundgelenke. Allerdings nur mit geringer Kraft oder vielmehr mit einem kleinen Drehmoment, da der Hebel, mit welchem er an den Grundgelenken angreift, sehr gering ist; ich schätze ihn im Durchschnitt auf etwa $\frac{3}{4}$ cm. Aber gerade diese geringe Wirkung ist für gewöhnlich erwünscht. Denn da der Radialisgelähmte bei gebeugtem Handgelenk eine gewisse Greifweite bereits besitzt, so genügt es, wenn wir dieser nur eine kleine Spanne zulegen, um die Finger bis etwa zur normalen Ruhelage zu öffnen und damit das spontane Erfassen auch ziemlich dicker Gegenstände zu ermöglichen. Würden wir dagegen den Steg noch weiter nach vorn verlegen, etwa unter die isolierten Finger, statt unter die Randfläche der Mittelhand, und damit die Wirkung auf die Finger verstärken, sie völlig strecken oder gar überstrecken, dann würde, um sie beim Zufassen und Festhalten zu schließen, eine starke Gegenarbeit der die Grundgelenke beugenden Muskeln erforderlich werden, und rasche Ermüdung wäre die Folge. Liegt dagegen der Steg unter der Randfläche, dann ist die Kraft, welche zur Überwindung des streckenden Drehmoments der Apparatur erforderlich ist, so gering, daß wohl niemals eine Überanstrengung droht, wovon auch der Gesunde sich durch einen Versuch leicht überzeugen kann.

Wenn wir nun auch für gewöhnlich keine starke Anhebung der Finger brauchen, so ist es doch erwünscht und vorteilhaft, wenn die die Finger hebende Kraft des Apparates zeitweise willkürliche verstärkt werden kann. Dies wird erreicht, wenn wir es so einrichten, daß der Steg nach Belieben verlegt werden kann, und der Patient ihn im Bedarfsfall über die Randfläche der Hand hinaus unter die Fingergrundglieder schiebt. Damit kommt zu den beiden Steglagen unter der Hohlhand die unter den Fingergrundgliedern als dritte hinzu. Durch diese dritte Lage wird ein besonderer, die Finger streckender Apparat unter allen Umständen überflüssig. Er wird aber auch dann fast immer entbehrt werden können, wenn der Steg bloß die zweite Lage unter der Randfläche der Mittelhand einnimmt. Bei der ersten Lage dagegen, wenn nur die Hauptfläche unterstützt wird, sind wir öfter genötigt, einen eigenen Fingerstreckapparat dem Handgelenksapparat als Ergänzung beizufügen.

b) Starrer oder biegsamer Steg (Fig. 121 bis 123). Wir verlassen einstweilen das Problem der Lage des Stegs und wenden uns der Frage nach seiner mechanischen Beschaffenheit zu. Hier stehen wir vor zwei Hauptmöglichkeiten: starrer Steg aus Metall gefertigt oder biegsamer Steg aus Leder, Band, Stoff bestehend. Der biegsame Steg hat den Vorzug, daß er sich beim Faustschluß der Hand anpaßt. Denn wenn

Fig. 118.

Hohlhandfläche mit den drei Hauptlagen des Stegs (schraffierte Flächen):

- 1 Lage unter der Hauptfläche.
- 2 Lage unter der Randfläche.
- 3 Lage unter den Fingergrundgliedern.

- v* Linea vitalis.
- m* Linea mensalis.
- n* Linea naturalis.
- dp* Plica digito-palmaris.

Die Lage der Knochen ist nach SOULIÉ eingetragen.

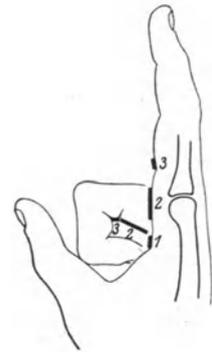
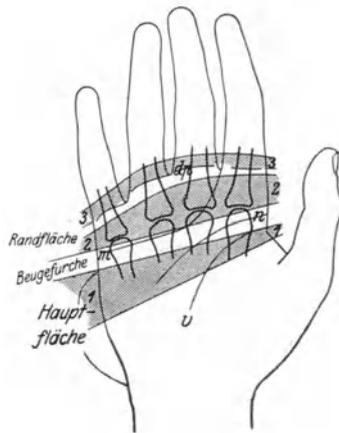
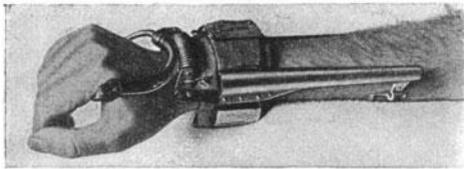
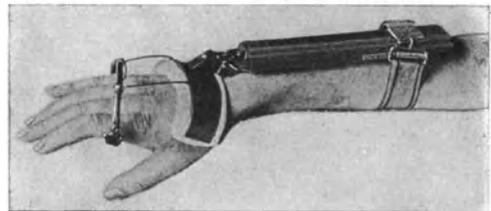


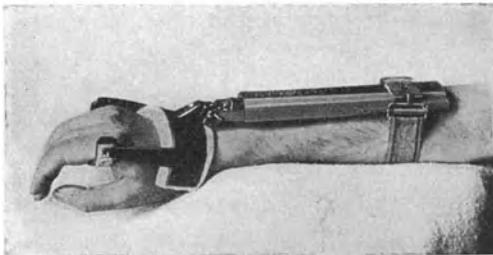
Fig. 119. Seitenansicht der Hand mit den drei Hauptlagen des Stegs.



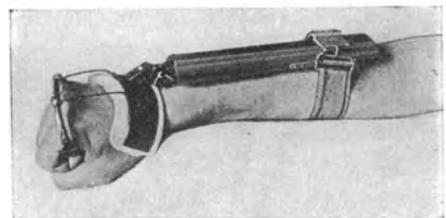
a) Querer weicher Steg unter der Hauptfläche (Modell Steg w).



c) Gespannter Steg mit dorsalem Spannbügel unter den Fingergrundgliedern (Modell Steg d).



b) Federnder Steg unter der Randfläche (Modell Steg f).



d) Gleicher Apparat wie bei c bei Faustschluß.

Fig. 120. Hand eines Radialisgelähmten (desselben, den die Figuren 99 usf. zeigen), durch verschiedene Arten von Hohlhandstegen angehoben.

wir vorhin den Hauptteil der Hand als ein festes Ganzes angesprochen haben, so ist das nur annähernd richtig. In Wirklichkeit sind die einzelnen Mittelhandknochen gegeneinander etwas verschieblich, und wenn wir einen Gegenstand mit der Faust umklammern, so kommt diese Verschieblichkeit höchst vorteilhaft zur Geltung, die Hand schmiegt sich der Gestalt des Gegenstandes an. Auf dieser „Formierung“ der Hand beruht ganz wesentlich die große Kraft, mit welcher wir den Griff eines

Werkzeugs in der Faust festzuhalten vermögen. Der starre Steg aber behindert die Formierung, er macht den Faustschluß unfest und unangenehm. Je größer die starre Fläche ist, um so größer ist die Behinderung. Der biegsame Steg dagegen paßt sich an und hindert so wenig wie etwa ein Handschuh hindert.

Dafür ist aber beim Öffnen der Finger und beim Greifen der starre Steg dem biegsamen überlegen. Jede biegsame Tragbahn nämlich hängt sich durch, wenn wir sie belasten, d. h. die Mitte stellt sich tiefer ein als die Seitenteile. Dies hat in unserm Fall zur Folge, daß bei der Anhebung der vier Finger durch den Steg die beiden äußern erheblich, die beiden mittlern dagegen wenig oder gar nicht gestreckt werden. Dadurch kommt eine anormale und unschöne Fingerhaltung zustande, und die Verbesserung der Greifweite beschränkt sich auf den Zeigefinger und den unwichtigen kleinen Finger, während Mittel- und Ringfinger ihrer verlustig gehen. Um auch diese beiden in entsprechendem Maße anzuheben, muß die Unterstützungsbahn in der Mitte nicht tiefer, sondern höher liegen als an den Seiten, der natürlichen Wölbung der Hohlhand entsprechend. Dem starren Steg können wir ohne Schwierigkeit die gewünschte Wölbung geben (vgl. Fig. 123c).

Da die Streckung der Finger durch den Steg nur bei den distalen Lagen desselben in Frage kommt, und wir, wenn wir den Steg unter die Hauptfläche der Hand legen, auf Mitanhebung der Finger von vornherein verzichten, so könnte man meinen, bei dieser Steglage sei jedenfalls der biegsame Steg vorzuziehen. Aber hier macht sich ein anderer Nachteil desselben geltend, der mit dem Durchhängen in ursächlicher Verbindung steht. Der biegsame Steg wirkt vor allem auf die seitlichen Teile der Hand und sucht sie nach oben und innen zu ziehen. Am ulnaren Handrand trifft dieser Zug den derben Kleinfingerballen, dem er nicht wehe tut, am radialen Rand aber die zarte lange Hautfalte zwischen Daumen und Zeigefinger, die gegen solche Verziehung und Verzerrung oft empfindlich ist und auf die Dauer zu schmerzen anfängt. Um sie möglichst wenig zu zerren, müssen wir den Steg an dieser Stelle möglichst weit an den vordern Rand der Hauptfläche rücken und außerdem noch möglichst schmal machen, wodurch freilich der Druck, der sich auf eine kleinere Fläche verteilt, unangenehmer wirkt.

c) Der Druck des Stegs. Wie stark der Steg auf die Hand drückt, hängt ab von seiner Oberfläche und von seiner Lage. Von seiner Oberfläche insofern, als der Druck auf die Flächeneinheit um so größer ist, je kleiner die Gesamtfläche, auf welche er sich verteilt (vgl. § 65 gegen Schluß). Wir werden also im allgemeinen danach streben, den Steg möglichst breit zu machen. Zweitens hängt der Druck ab von der Lage: je näher der Steg dem Handgelenk liegt, d. h. je kürzer der Hebel ist, mit welchem die anhebende Kraft am Handgelenk angreift, um so größer muß sie sein. Denn sie muß am Handgelenk ein bestimmtes Drehmoment leisten, damit die Hand gehoben wird; dies Drehmoment aber ist das Produkt aus dem Hebel mit dem Druck. Je kleiner ersterer ist, um so größer muß

also letzterer sein. Daher kann der Steg bei gleichbleibendem Druck auf die Einheit der Hautfläche um so schmaler gemacht werden, je weiter peripherwärts wir ihn legen.

Wir haben vorhin davon gesprochen, daß der starre Steg beim Faustschluß geniert, und zwar um so mehr, je breiter, um so weniger, je schmaler seine Fläche ist. Die peripherste der besprochenen Lagen, die unter den

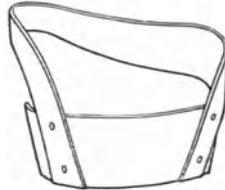


Fig. 122. Starrer Steg unter der Hauptfläche der Hohlhand.

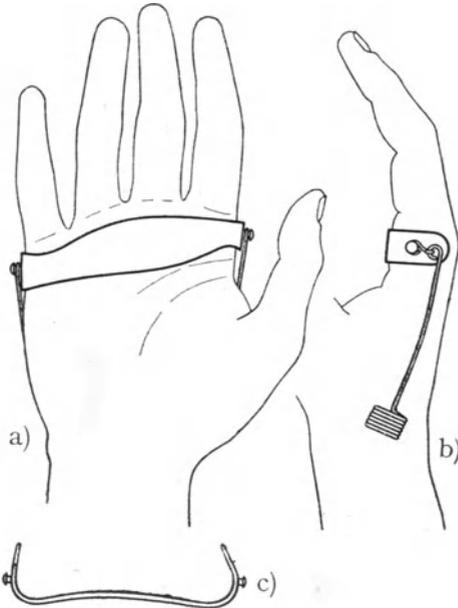
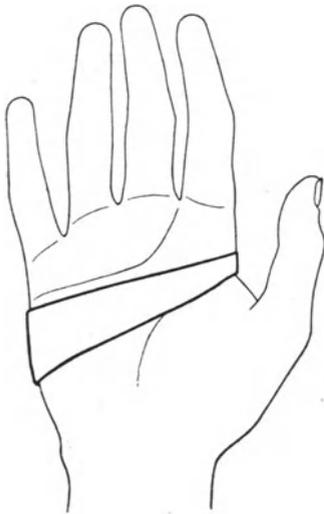


Fig. 121. Querer weicher Steg (Modell Steg w), d. i. Gurt unter der Hauptfläche der Hohlhand, oben von dorsal, unten von volar gesehen.

Fig. 123. Starrer Steg unter der Randfläche der Hohlhand (Modell Steg s). a) Von volar, b) von seitlich (radial), c) von vorn (distal) gesehen. Vgl. Fig. 96—98.

Fingergrundgliedern ist also in dieser Hinsicht für einen starren Steg besonders empfehlenswert. Es kommt hinzu, daß in der Hautfalte, die vor dem Rand der Mittelhand die Fingergrundglieder überquert (Plica digito-palmaris) ein schmaler Steg wie in einer Höhlung gedeckt liegt und daher beim Faustschluß sich weniger als sonst bemerkbar macht. Vgl. später § 83 d.

Außer der Stärke haben wir die Richtung des vom Steg auf die Haut geübten Drucks und Gegendrucks zu berücksichtigen. Wenn wir gemäß früherer Überlegung (§ 76) unsre Prothese so einrichten, daß sie das Handgelenk nicht nur streckt, sondern gleichzeitig radial abduziert, so wird der

von der Hand ausgeübte Gegendruck nicht nur beugewärts, sondern auch ulnarwärts gerichtet sein. Das heißt, die Hand wird nicht nur mit der Beugefläche, sondern auch mit dem Kleinfingerrand auf den Steg drücken und sich fest in ihn einlegen. Daher müssen wir dafür sorgen, daß sie in beiden Richtungen passende Auflageflächen findet, also insbesondere dafür, daß auch die ulnare Seitenwand des Stegs glatt und angenehm der Haut sich anschmiegt. Eine gleiche Vorsorge ist dagegen auf der radialen Seite nicht erforderlich.

d) Das Rotationsbestreben der Prothese (Fig. 124 bis 127). Die meisten unserer Apparate zur Streckung des Handgelenks werden derart getragen, daß ihre Hauptmasse und damit ihr Schwerpunkt auf die Streckseite von Hand und Vorderarm zu liegen kommt. Bei der häufigst eingenommenen Haltung des Gliedes, wenn nämlich der Vorderarm ungefähr horizontal und in rotatorischer Mittelstellung gehalten wird, hängt der Apparat demgemäß an der Außenseite des Arms. Der Zug seines eignen Gewichts sucht ihn dann nach der Unterseite des Gliedes zu verschieben, d. h. um die Längsachse des Gliedes an diesem zu drehen, zu rotieren, und zwar im Sinne der Supination. Diese Rotationsneigung ist um so ausgesprochener, je schwerer der Apparat ist und je weiter sein Schwerpunkt von der Längsachse des Gliedes abliegt. Sie tritt daher bei unserm Modell RHc besonders stark in Erscheinung, fehlt aber auch bei den andern Apparaten nicht.

Eine rotatorische Verschiebung des Apparates ist natürlich unerwünscht und muß verhindert werden. Dies geschieht dadurch, daß wir den Apparat an den unrunder, seitlich ausladenden Körperstellen Halt gewinnen und sich anklammern lassen. Am Unterarm bieten die vordern Enden seiner beiden Knochen hierzu Gelegenheit; wir umfassen sie möglichst fest mit der Vorderarmbrücke unsrer am Arm als tragendem Glied angemachten Apparate. Diese Befestigungsweise, an sich schon nicht sehr zuverlässig, ist unmöglich, falls wir den Apparat von der Hand tragen lassen (Modelle RHc, RHd). Dann müssen wir an dieser den die Rotation verhindernden Halt suchen und finden ihn dort auch leicht.

Und zwar zunächst am Daumenballen. Diesen umziehen wir mit dem „Daumenballenband“, dessen eines Ende wir am radialen Ende der Handbrücke, dessen andres wir am Steg in der Hohlhand festmachen. Wenn nun der Apparat rotieren will, so spannt sich das Band an und hält ihn zurück. Durch eine willkürliche Kontraktion der Daumenmuskulatur im Sinne der Opposition kann das Band noch besonders gespannt und der etwa schon verrutschte Apparat zurückgeführt werden.

Noch bessere Haltepunkte finden wir an den beiden vordern Ecken der Mittelhand. Um sie auszunutzen, müssen wir den Steg starr machen. Dann findet der Apparat bei seinem Rotationsbestreben an der Zeigefinger-ecke einen Gegenhalt, gegen welchen der Steg sich anpreßt, weshalb denn auch der Druck am Zeigefingerende des Stegs vom Patienten stärker empfunden wird als am Kleinfingerende.

Eine Rotation des Apparates ist bei starrem Steg nur so möglich, daß der Steg sich mit dem Kleinfingerende von der Hand ablöst. Eine solche

Ablösung bedeutet aber eine verstärkte Beugung im Apparategelenk, und dieser widerstrebt die Federung des Apparates. Eine starke Rotations-tendenz freilich kann diesen Widerstand überwinden und ihm zum Trotz den Apparat drehen. Dies verhindern wir dadurch, daß wir die Ablösung des Stegs von der Handfläche unmöglich machen. Zu diesem Zweck führen wir den Steg um den Kleinfingerrand herum auf den Handrücken, so daß er die Kleinfingerseite der Hand nicht nur von unten, sondern auch von oben umklammert. Oder wir führen ein „Handrückenband“ quer über den Rücken der Hand oder der vier Finger, so daß nunmehr die ganze

Fig. 124. Querschnitt durch das untere Ende des Vorderarms und die Vorderarmbrücke eines Handgelenk-Streckapparates. Der Pfeil zeigt die Richtung, in welcher der Apparat zu rotieren strebt.

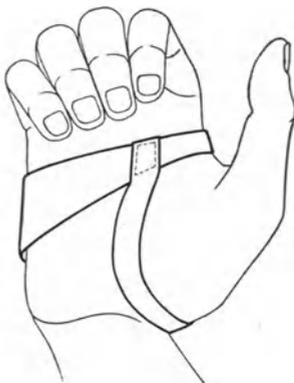
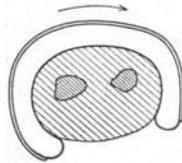


Fig. 125. Daumenballenband als Ergänzung des biegsamen Stegs unter der Hauptfläche.

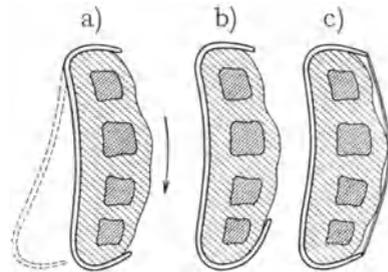


Fig. 126. Querschnitt durch das vordere Ende der Mittelhand mit starrem Steg. a) Zeigt die durch die Rotation des Apparates bewirkte Abhebelung des Stegs. Der Pfeil gibt die Richtung an, in der der Apparat rotiert. b) Die Kleinfingerseite umgreifender Steg verhindert die Abhebelung. c) Handrückenband verhindert die Abhebelung.

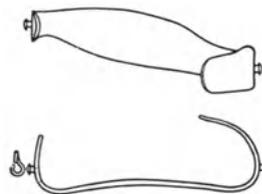


Fig. 127. Starrer Steg, den Kleinfingerballen umgreifend (vgl. Fig. 123).

Mittelhand zwischen dem starren Steg und dem Handrückenband von beiden Seiten her gefaßt ist (Fig. 126, 127, 131, 132).

Die alsbald zu besprechenden halbstarren Stege leisten zur Verhinderung der Rotation dasselbe wie die völlig starren.

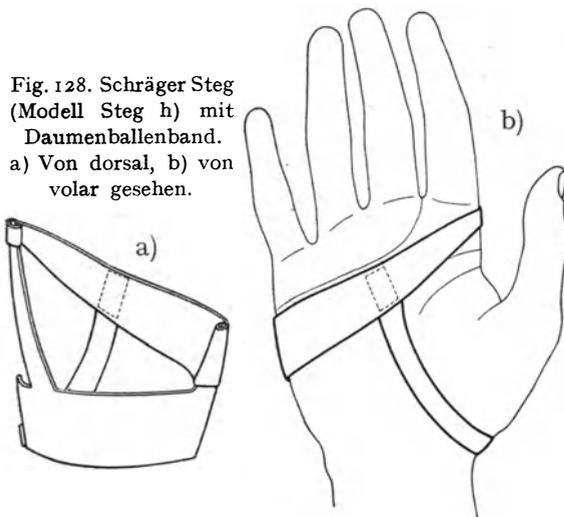
Wir haben bisher nur die auf der Streckseite des Vorderarms und der Hand liegenden Apparate berücksichtigt. Es ist nun leicht einzusehen und sozusagen selbstverständlich, daß, wenn wir den Apparat mit seinem Schwergewicht auf der Beugeseite anbringen, eine Rotationstendenz im umgekehrten Sinn, nämlich im Sinn der Pronation, sich einstellt. In der Tat beobachten wir dies bei unserm Modell RHv. Da aber dieser Apparat sehr geringes Gewicht besitzt, so sind besondere Maßnahmen zur Verhinderung der Rotation kaum vonnöten. Sollten sie doch gewünscht werden, so würde wieder das Handrückenband oder die Herumführung des starren

Stegs auf der der Abhebung ausgesetzten Handseite bis auf den Handrücken Hilfe schaffen. Diese Seite ist in diesem Fall natürlich die Zeigefingerseite. Die Kleinfingerseite des Stegs dagegen liegt immer fest an, der aufmerksame Patient beobachtet, daß der Apparat dort stärker drückt, während er bei den auf der Streckseite getragenen Apparaten den stärksten Druck auf der andern Seite, d. h. am Zeigefingerende des Stegs empfindet.

§ 83. Besondere Gestaltungen des Stegs.

Wir haben nun die Gesichtspunkte durchgesprochen, welche für die Konstruktion des Stegs maßgebend sind. Wir haben uns dabei im wesentlichen an zwei Paare gegensätzlicher Haupttypen gehalten, indem wir starre und biegsame, proximale und distale Stege unterschieden. Wir

Fig. 128. Schräger Steg (Modell Steg h) mit Daumenballenband. a) Von dorsal, b) von volar gesehen.



gehen nun dazu über, einzelne Arten von Stegen näher zu betrachten und wollen dabei insbesondere solche Ausgestaltungen ins Auge fassen, welche sich als Zwischenformen der genannten Haupttypen darstellen und zu dem Zweck erfunden wurden, womöglich die Vorteile zweier entgegengesetzter Typen zu vereinigen.

a) Wir können zwischen den beiden Alternativen des distalen und des proximalen, des vor und des hinter der Beugefurche der Hohlhand

liegenden Stegs einen Mittelweg gehen, und gelangen dann zum schrägen Steg (Fig. 128). Dieser zieht statt quer schräg unter der Hohlhand hin, indem er am ulnaren Handrand unter der Hauptfläche beginnt, am radialen aber erheblich weiter vorn unter der Randfläche endet. Dann kann wenigstens die ulnare der beiden den Steg tragenden Stangen kurz gehalten werden, während die radiale Stange freilich weit nach vorn geführt werden muß. Auch können wir allenfalls ohne eigentliches Gelenk auskommen, da die bei Wechsel zwischen Fingerstreckung und Faustschluß eintretende Verschiebung des Stegs an der Hand im ganzen nur halb so groß ist als beim quer unter der Randfläche verlaufenden Steg. In der Tat hat sich dieser schräg geführte biegsame Steg mit direkt an den Stangenenden befestigtem Band oder Ledergurt als einfache und brauchbare Lösung bewährt. Allerdings ist dabei die erwünschte Verbesserung der Greifweite nur gering; bloß der Zeigefinger wird ein wenig angehoben.

b) Wir fragen weiter, ob wir nicht vielleicht ebenso wie zwischen den beiden Hauptlagen des Stegs auch zwischen den beiden Bauarten, der starren und der biegsamen, ein vorteilhaftes Kompromiß schließen können. Mehrere

Möglichkeiten liegen hier vor, auf verschiedene Weise läßt sich das Prinzip des halbstarren Stegs verwirklichen. Erstens können wir den Steg seiner Länge nach in zwei Hälften teilen, und etwa die eine starr, die andre biegsam machen, etwa die längere Strecke auf der ulnaren Seite aus Metall, das kürzere Stück am radialen Ende aus Leder fertigen (Fig. 129). Ein solcher Steg unter die Randfläche der Mittelhand gelegt, hebt bei passender Biegung des metallenen Teils die mittlern Finger immerhin etwas an, während andererseits das besonders druckempfindliche radiale Ende der Handfläche auf dem Leder weich gebettet ruht. Eine ideale Lösung ist dieser Halb-und-half-Steg freilich nicht; dazu haften ihm die Mängel beider Systeme noch zu sehr an.



Fig. 129. Halbstarrer Steg, ulnarer Teil aus Metall, radialer aus Leder bestehend.

c) Zu einer ausgezeichneten Lösung gelangen wir, wenn wir Metall und Leder statt nebeneinander übereinander legen und dabei als Metall dünnen Bandstahl wählen. Dieser bildet dann eine Blattfeder und wir biegen sie derart, daß sie unbeanspruch in der Mitte sich stark nach oben wölbt. Wenn dann die Hand aufgelegt wird, so drückt sie die Feder flach, aber dafür übt diese nun in der Mitte einen Druck nach oben aus, und dieser läßt sich so abpassen, daß er dem Druck auf die Flächeneinheit, der die

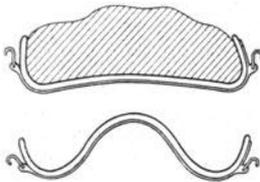


Fig. 130. Federnder Steg (Modell Steg f), oben angelegt, unten sich selbst überlassen und daher in der Mitte in die Höhe federnd.



Fig. 131. Federnder Steg (Modell Steg f), die Kleinfingerseite umgreifend, außerdem mit nur einem federnden Blechstreifen statt der mehreren des Modells der vorigen Figur versehen, weshalb er, sich selbst überlassen, weniger stark in der Mitte sich hebt als jener.

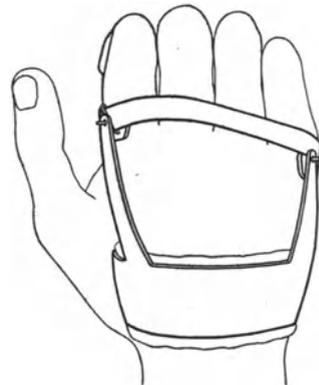


Fig. 132. Handrückenband am federnden Steg. Vgl. auch Fig. 139.

Seitenteile der Hand trifft, gleichkommt und daß der Steg in seiner ganzen Länge ebenmäßig die Hand unterstützt, ihr Gewicht gleichmäßig verteilt auf der ganzen Bahn aufruft. Andererseits ist der Bandstahl, wenn richtig dimensioniert, so weich, daß er die Formierung der Hand beim Faustschluß kaum hindert, sondern sich ihr fast ebensogut wie Leder oder Stoff anpaßt (Fig. 130, 131, 132).

Im einzelnen ist über die Konstruktion dieses federnden Steges noch folgendes zu sagen (Fig. 138, 139). Um Weichheit und Festigkeit zu vereinigen, verwenden wir meist nicht nur eine einzige Blattfeder, sondern fügen mehrere zu einem Blattfederwerk zusammen (§ 67), indem wir drei bis vier einzelne Stahlbandstreifen übereinanderlegen. Ich habe Stahl von 0,7 cm Breite und 0,015 cm Dicke zweckmäßig gefunden; bei Verwendung nur eines Streifens wählte ich Stahl von doppelter Dicke und gleicher Breite.

Die nicht metallene Stegbahn ist doppelt: unmittelbar unter der Haut liegt ein Lederriemen, unter diesem ein zweiter Lederriemen oder Bandstreifen. Beide Bahnen sind an den Längsseiten zusammengestept. Der untere Riemen oder Bandstreifen ist an beiden Enden an geeignet geformten Ösen festgemacht, mittels deren er an den tragenden Stangen eingehängt wird. Die beiden Enden des obern Riemens gehen so hoch, daß sie die Hand seitlich decken und vor dem Druck der Ösen schützen.

Da die beiden Riemenbahnen nur an den Längsrändern miteinander vernäht sind, bleibt zwischen ihnen ein Hohlraum. In diesen werden die Stahlbandstreifen eingeschoben. Diese haben die Neigung, sich in dem Hohlraum kleinfingerwärts zu verschieben, was mit dem oben (§ 82 d) besprochenen Supinationsbestreben des Apparates zusammenhängt. Um diese Verschiebung zu verhindern, wird der Hohlraum am ulnaren Ende zugenäht. Die Stahlbandstreifen müssen natürlich vor Rost geschützt und zu diesem Zweck gelegentlich mit Vaseline gefettet werden. Mit einiger Vorsicht und Geduld lassen sie sich leicht aus dem Hohlraum unter Hilfe einer kleinen Flachzange radialwärts hervorziehen, ohne daß sie verbogen werden, und nachher wieder in umgekehrter Richtung einbringen. Benützt man von vornherein gut gefettetes Leder, sogenanntes Fettleder, so wird ein besonderes Fetten des Stahls kaum nötig sein.

d) Gespannte Stege. Es gibt noch einen ganz andern Weg, um Biegsamkeit des Stegs mit einer gewissen Formbeständigkeit zu vereinigen, nämlich den, daß wir die aus Leder oder Band gefertigte Stegbahn möglichst straff spannen. Hierzu führen wir die beiden Enden über einen Spannbügel und machen sie unter kräftigem Anziehen fest. Je nachdem, wohin wir unsern Spannbügel legen, ergeben sich aus dieser Grundidee wesentlich verschiedene Konstruktionen. Der nächstliegende Gedanke ist wohl, den Spannbügel proximalwärts vom Steg zu legen, vielmehr den dort bereits liegenden Bügel (Handbrücke samt Tragstangen für den Steg) als Spannbügel zu benützen. Dazu brauchen wir nur unsern Leder- oder Bandriemen, statt ihn zwischen den beiden Enden der tragenden Stangen schlaff hängen zu lassen, straff zwischen diesen beiden Befestigungspunkten auszuspannen. Aber das ist, wenn wir uns nicht auf technisch schwierige Konstruktionen einlassen wollen, bloß möglich, falls wir Steg und Stangen als ein starres Ganze gestalten und das wieder geht, wie wir wissen, nur an, wenn wir den Steg unter die Hauptfläche der Mittelhand legen. Damit verzichten wir aber auf gleichzeitige Anhebung der Finger, und die durch die Spannung bewirkte bessere Unterstützung der Stegbahnmitte verliert ihren Hauptwert.

Wir richten also unser Bestreben darauf, den unter der Randfläche der Mittelhand geführten Steg zu spannen und gleichzeitig zwischen Spannbügel und tragenden Stangen eine gelenkige Verbindung herzustellen. Zweierlei Lösungen scheinen möglich. Erstens wir führen den Spannbügel dorsalwärts vom Steg über die Knöchelreihe der Grundgelenke hinweg (Fig. 133, 120 c, d). Die den Spannbügel und den Steg tragenden Stangen können wir in diesem Fall statt seitlich von der Mittelhand über den Handrücken führen, wo sie weniger leicht stören.

Allerdings kommt dann die Achse der gelenkigen Verbindung zwischen Spannbügel und Stangen ziemlich hoch zu liegen, und wesentlich höher als die Achsen der Grundgelenke, mit welchen sie eigentlich zusammenfallen sollte. Aber das schadet deshalb nicht, weil der gespannte Lederriemen unsres Stegs genügend biegsam und um seine eigne Längsachse drehbar ist, damit er der Drehung der Randfläche beim Schließen und

Öffnen der Faust sich anpaßt. Und andererseits hat diese hohe Lage der Achse den großen Vorteil, daß der Patient den Steg nach Belieben zeitweise erheblich weiter nach vorn legen und statt der Randfläche der Mittelhand direkt die Grundglieder der vier Finger anheben kann. Dadurch vermag er nach Belieben die Finger stärker oder schwächer zu strecken und diese Möglichkeit ist eine wertvolle Erweiterung seiner Fähigkeiten. Der Hauptnachteil dieser Lösung des Stegs mit dorsalem Spannbügel ist die durch das starke Vorstehen des Spannbügels bewirkte Sperrigkeit des Apparates.

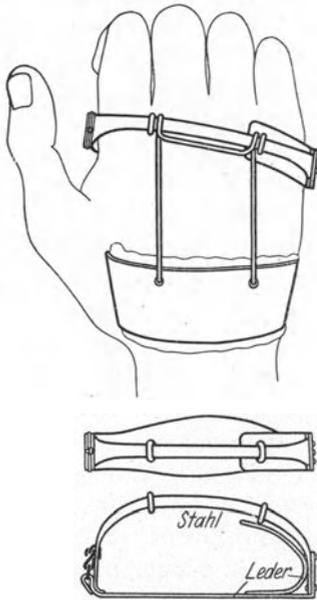


Fig. 133. Gespannter Steg mit dorsalem Spannbügel (Modell Steg d).

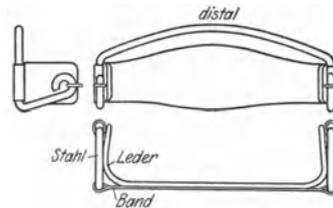


Fig. 134. Gespannter Steg mit volarem Spannbügel (Modell Steg v).

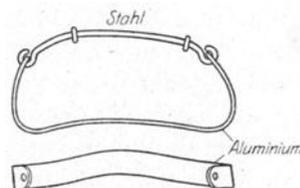


Fig. 135. Starrer Steg unter den Fingergrundgliedern in der Plica digito-palmaris. (Tragende Stangen wie in Fig. 133.)

Die zweite Lösung (Fig. 134), die des gespannten Stegs mit volarem Spannbügel, besteht darin, daß wir den Bügel distal vom Steg auf der Beugeseite der Hand in der Falte zwischen der Mittelhand und den Fingergrundgelenken (Plica digito-palmaris, Fig. 118) entlang führen. Allerdings hat der Patient dann wieder beim Faustschluß ein starres Stück Metall in der Hand. Aber zum Unterschied von den früher in Betracht gezogenen breiten Metallstegen ist es diesmal nur ein dünner Draht, der, wenn er genau der Hand entsprechend gebogen und individuell verpaßt ist, in der besagten Falte zwischen Hand und Fingern sich derart einsenkt und verbirgt, daß er den Faustschluß nur wenig behindert. Im übrigen wird der Zweck, den wir verfolgen, die Anhebung der Fingergrundglieder, dadurch besonders wirksam gefördert, daß außer dem Lederriemen auch der Draht beim Anheben mithilft. Die Enden des Drahts sind zu Ösen gebogen und werden zur Verbindung mit den tragenden Stangen in der üblichen Weise benützt.

Beiläufig sei bemerkt, daß, wenn wir den Draht zu einem etwa 1 cm breiten Blechstreifen verbreitern, wir das Leder ganz weglassen können.

Wir haben dann den früher (§ 82 c) bereits erwähnten starren Steg unter den Fingergrundgliedern vor uns. Die Verbindung dieses Stegs mit den tragenden Stangen kann in ähnlicher Weise wie bei dem zuvor besprochenen dorsalen Spannbügel, aber auch in mannichfacher anderer Weise erfolgen (Fig. 135).

e) Unterbrochene Stege (Figg. 136, 137). Statt den tragenden Steg quer von einer Seite der Hand zur andern zu führen, können wir uns begnügen, einzelne Stellen dieser Bahn zu unterstützen, also gewissermaßen den bisherigen Steg durch longitudinale, d. h. vom Handgelenk nach den Fingerspitzen zu geführte Schnitte in Teile zerlegen und einen oder mehrere dieser Teile wegfallen lassen. Wir erhalten dann statt des die ganze Hohlhand durchquerenden Stegs nur einzelne seitlich beschnittene Tragflächen. Für diese Lösung kommt aus technischen Gründen wesentlich nur die proximale Lagerung unterhalb der Hauptfläche der Hohlhand in Frage. Zwei Hauptmöglichkeiten liegen hier vor: entweder wir unterstützen nur die Mitte der Hand, und legen unsre Tragfläche in Form eines vom Handgelenk nach vorn laufenden breiten Sporns in den sogenannten Handteller, während wir die Hauptfläche rechts und links davon frei lassen, oder wir lassen den Handteller frei und unterstützen die beiden an ihn anstoßenden Seitenteile mittels die Handränder umfahrender breiter Klammern oder Krampeñ. Nur die erstere Möglichkeit habe ich selber probiert. Ich fand den Druck im Handteller wenig angenehm. Auch von der zweiten Möglichkeit verspreche ich mir wenig Gutes. Aus folgendem Grund: wenn wir die Tragfläche nach der Breite einschränken, so müssen wir dafür ihr an der Länge zulegen, d. h. sie näher an das Handgelenk heranführen, da ja einer Verlängerung in entgegengesetzter Richtung nach den Fingerspitzen zu durch die Beugefurche der Hand, die wir nicht überschreiten dürfen, eine Grenze gesetzt ist. Je näher wir aber dem Handgelenk kommen, um so ungünstiger werden, wie wir oben sahen (§ 82 c), die mechanischen Verhältnisse, um so stärker wird der Druck auf die Einheit der Hautfläche.

§ 84. Praktisches Ergebnis.

Wie für den übrigen Apparat, so gilt auch für den Steg, daß es kein Modell gibt, das unter allen Umständen die beste Lösung darstellt, vielmehr muß auch der Steg den individuellen Verhältnissen entsprechend gewählt und gegebenenfalls durch Probieren das Geeignetste herausgefunden werden. Nennenswerte Erfahrungen über die Eignung der verschiedenen Formen für einzelne Handwerke besitze ich leider nicht. Ich gebe nachstehend eine Zusammenstellung der Stege, welche mir besonders beachtenswert scheinen.

Übersicht empfehlenswerter Stegkonstruktionen.

Steg w: Querere weiche Stege: Querere Gurt unter der Hauptfläche der Hohlhand (Fig. 121); dies ist die einfachste Lösung, wirkt aber gar nicht auf die Finger, wird manchmal an der Falte zwischen Zeigefinger und Daumen unangenehm empfunden.

Steg h: Schräger Steg von der Hauptfläche am kleinen Finger zur Randfläche am Zeigefinger ziehend (Fig. 128), gleichfalls sehr einfach mit schwacher Anhebung des Zeigefingers.

Steg s: Starrer Steg unter der Randfläche (Fig. 123, 127), muß wie alle folgenden Modelle durch Gelenke mit den tragenden Stangen verbunden werden, wenn die Fingerbewegung ungestört sein soll, im übrigen sehr einfach gebaut, hebt er die vier Finger wirksam an, stört aber etwas beim Fassen mit der Faust.

Steg f: Federnder Steg unter der Randfläche (Fig. 130, 131, 132), komplizierten Baues aber ausgezeichnet durch gute Anhebung der Finger bei unbehindertem Faustgriff. Ein- oder mehrfederig.

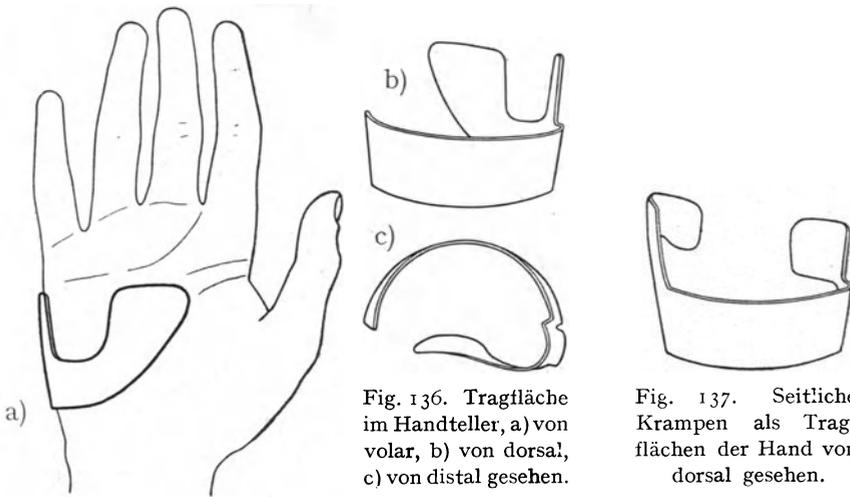


Fig. 136. Tragfläche im Handteller, a) von volar, b) von dorsal, c) von distal gesehen.

Fig. 137. Seitliche Krampen als Tragflächen der Hand von dorsal gesehen.

Steg v: Gespannter Steg mit volarem Spannbügel (Fig. 134) unter der Randfläche liegend, etwas weniger kompliziert als das vorhergehende Modell, beim Fassen mit der Faust nicht ganz so angenehm, hebt die vier Finger gut an.

Steg d: Gespannter Steg mit dorsalem Spannbügel (Fig. 133), etwas sperrig und kompliziert, aber dadurch vorteilhaft ausgezeichnet, daß er nach Belieben unter die Randfläche der Hohlhand oder unter die Fingergrundglieder gelegt werden kann, den Faustschluß gar nicht störend.

Vielleicht wäre auch noch der starre Steg unter den Fingergrundgliedern (Fig. 135) weiterer Versuche wert. Er bietet ähnliche Vor- und Nachteile wie der letztgenannte Steg, behindert allerdings den Faustschluß etwas mehr, ist aber dafür einfacher im Bau.

Zur Verhinderung der Rotation des Apparates können die beiden ersten Stege mit Daumenballenband versehen werden, die vier andern mit Handrückenband, die beiden mittlern statt dessen auch um die Kleinfingerseite umgreifend gestaltet werden.

Soweit die Stege gleichzeitig auf die Finger wirken, sind sie sorgfältig individuell zu verpassen, so daß der vordere Rand genau der Plica digito-palmaris entlang läuft. Nur dann wird eine gleichmäßige und wirksame Fingerhebung erzielt. Der starre Steg darf nicht sehr breit sein, um den Faustschluß nicht zu sehr zu beeinträchtigen. Die andern Stege unter der Randfläche dürfen diese, so wie sie bei leichter Beugung der Grundglieder erkennbar ist, voll ausfüllen. Die Figuren 138 bis 142 geben Anweisungen zur Herstellung der vier letztgenannten Stegarten.

Streckapparate für die Grundgelenke der vier Finger.

§ 85. Modell Rff: Finger-Streckapparate für Radialisgelähmte mit Flachwickel-Blattfeder,

die auf dem Knöchel aufliegt (Fig. 143, 144, 100 und Werkstattzeichnungen Fig. 145, 146, 107).

a) Allgemeine Beschreibung. Diese Apparate sollen die Grundgelenke der vier Finger strecken. Als bewegendes Prinzip dienen gerollte Flachwickel-Blattfedern (§ 67 Schluß). Für jeden zu streckenden Finger ist eine Feder angeordnet. Wir haben also bei der gewöhnlichen vollständigen Radialislähmung deren vier; der Daumen erhält, falls nötig, seinen eignen Apparat. Die Mitte jeder Feder kommt über dem Knöchel des Grundgelenks zu liegen. Das distale Ende ist mit einer Verkröpfung aus Blech gefaßt, die zugleich eine Schlaufe hält, welche um die Beuge-seite der Grundphalange herumgeführt ist. Die proximalen Enden sämtlicher Federn sind in einer gemeinsamen über dem Handrücken liegenden Platte, dem Schild, festgemacht. An den beiden hintern Enden des Schildes ist ein das Handgelenk umgreifendes Handgelenksband eingehängt. Die Federn rollen sich, wenn freigelassen, zum halben Kreisbogen und der Apparat klappt zusammen, indem das Fingerende auf das Handrückenende schlägt. Beim Anziehen des Apparates auf die gestreckten Fingergrundgelenke müssen die Federn sich strecken und beim Beugen derselben in der ihrer natürlichen Neigung entgegengesetzten Richtung rollen. Dadurch wirken sie auf diese Gelenke streckend.

Die Federn dienen zugleich als unechte Gelenke bei unphysiologischer Achsenlage. Diese Lage erfordert Verschiebungskorrektur, und die wird in ausgiebigem Maße dadurch erreicht, daß der Apparat nur auf den Knöcheln der Grundgelenke aufruht, im übrigen frei über dem Rücken der Hand und der Fingergrundglieder schwebt, am hintern Ende durch das Handgelenksband, vorn durch die um die Fingergrundgelenke geführten Schlaufen festgehalten. Die Federung ist weich und wohlausgeglichen. Sie nimmt freilich mit fortschreitender Beugung ständig zu, aber verhältnismäßig langsam, so daß bei stärkster Beugung der Grundgelenke, d. h. bei einem Beugewinkel von etwa $+75^\circ$ das zur Überwindung der Federkraft erforderliche Drehmoment nur etwa $\frac{1}{4}$ bis $\frac{1}{3}$ mehr beträgt als bei geradegestreckten Fingern, wie aus den Zahlen der Tabelle 37 Seite 443 leicht zu ersehen ist (vgl. auch § 94). Dadurch ist das Ziel erreicht, daß der Faustschluß nicht behindert wird, die Fingerbeugung nicht ermüdet.

Fig. 138. Federn-
 der Steg Modell
 Steg f, a) angelegt,
 b) sich selbst über-
 lassen, c) flachgelegt.
 Das Band ist in meh-
 reren Bahnen hin
 und her geführt. Bei
 A Anfang, bei E
 Ende des Bandes,
 bei 1, 2, 3 erste,
 zweite, dritte Um-
 schlagstelle des Ban-
 des. Das Band kann
 noch mit Leder ge-
 deckt werden.

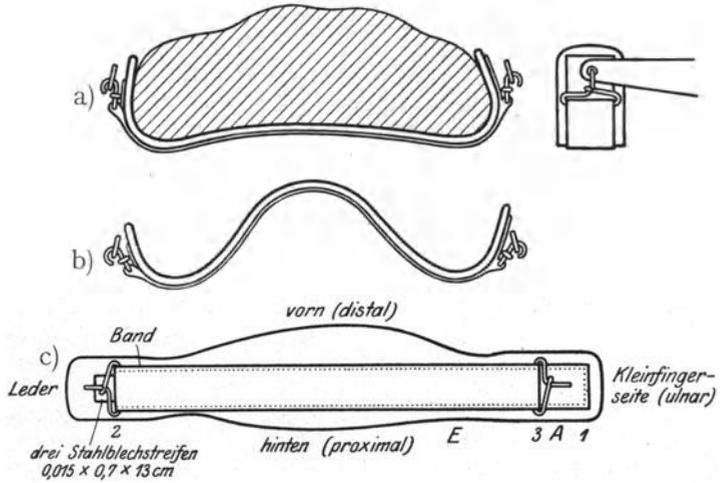


Fig. 139. Derselbe
 Steg mit Hand-
 rückenband (vgl.
 Fig. 133).

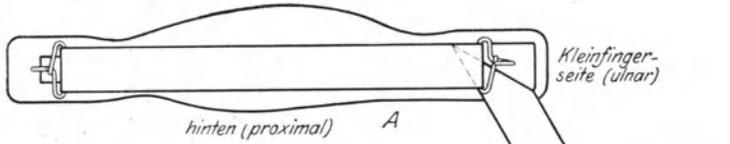


Fig. 140.
 Starrer Steg
 Modell Steg s)
 (vgl. auch
 Fig. 98, 124).

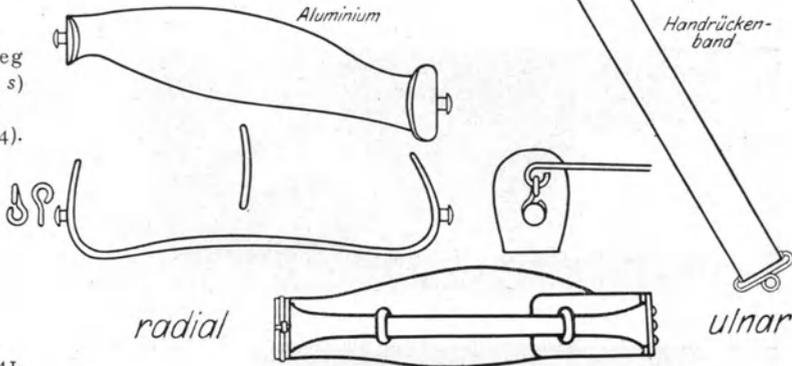


Fig. 141.

Gespannter Steg
 mit dorsalem Spann-
 bügel (Modell Steg d)
 (vgl. auch Fig. 134).

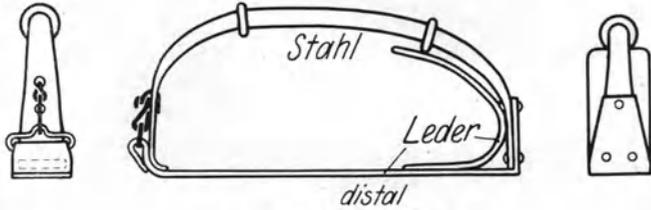


Fig. 138—142. Werk-
 stattzeichnungen ver-
 schiedener Hohlhand-
 steg in halber natür-
 licher Größe.

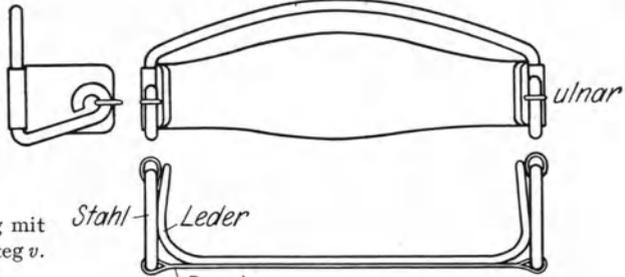
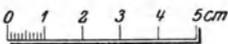


Fig. 142. Gespannter Steg mit
 volarem Spannbügel Modell Steg v.



Band, in mehrfachen Gängen hin und her geführt, straff gespannt, in sich und mit dem Leder vernäht.

b) Einzelheiten. An den beiden Enden des Handgelenksbandes befinden sich zwei Haken, mittels welcher dasselbe an zwei Ösen, die an den hintern Ecken des Schildes vorragen, festgemacht ist. Die Verbindung auf der ulnaren Seite ist ein für allemal fest, der Haken auf der radialen Seite dagegen wird jedesmal beim Anziehen des Apparates in seine Öse eingehängt, beim Ausziehen losgehakt. Beide Haken sind so weit, als es die Verhältnisse erlauben, in die Länge gezogen, um möglichst freie Beweglichkeit des Schildes zu erzielen.

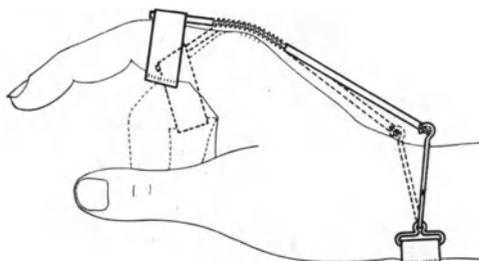
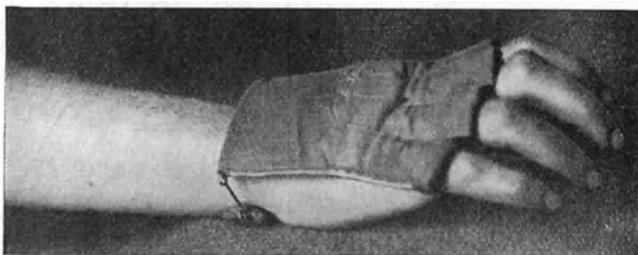


Fig. 143. Prinzip des Finger-Streckapparates Modell RfF.

Der ganze Apparat ist in einen Stoffüberzug eingenaht, so daß die Federn gegen Verletzungen und Hängenbleiben geschützt sind. Die Unterseite ist besonders über den Knöcheln mit einer Filzlage gepolstert. Vor dem Einnähen sind die Federn gut einzufetten.

Der Apparat kann statt für alle vier Finger auch nur für die drei mittlern Finger angefertigt werden. Er hat dann

den Vorzug, auf dem Handrücken weniger breit zu liegen. Der vierte Finger nimmt vermöge der breiten Fleischbrücke, die sein Grundglied mit dem des kleinen Fingers verbindet, diesen so weit mit hoch, daß er beim Greifen nicht geniert. Immerhin bleibt er dabei hinter den andern Fingern zurück und dieser Schönheitsfehler wird von den Patienten meist unangenehm empfunden.



Die Federn für die einzelnen Finger sind an dem gemeinsamen Schild gelenkig befestigt, so daß Abduktion und Adduktion, Spreizen und Wiederzusammenführen der Finger fast unbehindert von statten gehen kann.

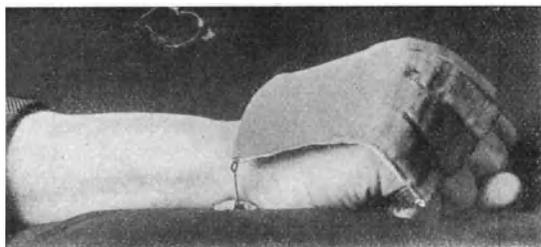


Fig. 144. Vier-Finger-Streckapparat Modell RfF, oben Streckung (Ruhelage), unten Faustschluß, der unbehindert erfolgt.

c) Varianten. Dieser Fingerstreckapparat kann für sich allein oder in Verbindung mit unserm Handgelenk-Streckapparat Modell RHb getragen werden. Soll er mit den Modellen RHa, RHc oder RHd kombiniert werden, dann ist der proximale Teil anders zu gestalten. Das Handgelenksband fällt fort. Statt dessen wird, wenn wir den Apparat RHa benutzen, das Schildende unter die Kupplung des Doppelbügels dieses Apparates untergeschoben. Damit es sich dort frei vor und zurück bewegen, aber

nicht seitlich abgleiten kann, ist auf ihm eine Schiebebahn aus Messing angebracht, welche mit zwei seitlichen Leisten den tiefsten Teil der Kupplung umgreift. Die Schiebebahn kann nach Lockerung einer Schraube auf dem Schild etwas vor oder zurückgesetzt und so justiert werden, daß sie weder bei völlig gebeugten Fingern unter der Kuppelung heraustritt noch bei völlig gestreckten Fingern gegen die Vorderarm-Brücke der Handgelenkschiene gegenstößt.

Kombinieren wir den Apparat mit den Modellen RHc oder RHd, so ist die Befestigung

besonders einfach. In die zu einem Falz gebogene hintere Kante des Schildes ist ein federnder Stahldraht eingelegt, dessen frei hervorragende Enden nach unten abgebogen sind und in kleine Haken auslaufen. Diese Enden werden unter die von der Handbrücke ausgehenden, den Steg tragenden Stangen so untergeschoben, daß die Haken sich am unteren Rand der Stangen, in welche nötigenfalls eine kleine Kerbe eingefleilt ist, festkrallen. Die Federung der Stahldrahtenden wird noch durch eine eingeschaltete Schraubengangwindung verbessert (Fig. 146, 147).

Wir kennzeichnen die besprochenen beiden Varianten als RFf(a) und RFf(c).

Wegen der Berechnung und der Herstellung der Federung vgl. § 94.

§ 86. Modell RFr: Finger-Streckapparat für Radialisgelähmte mit * zurückgebogener Rechteckfeder

und echtem Gelenk, vom Finger getragen (Fig. 147, 148, 101 und Werkstattzeichnung Fig. 149).

a) Allgemeine Beschreibung. Der Apparat dient zum Strecken des Grundgelenks des zweiten bis fünften Fingers. Jeder zu streckende Finger erhält seinen eigenen Apparat. Die streckende Kraft liefert eine Biege-Rechteckfeder, welche in ihrer Mitte bis zum halben Kreis zusammengebogen ist, so daß die beiden Enden in entgegengesetzter Richtung laufen. Die Feder greift an einem echten Gelenk an, und zwar derart, daß der Hebel bei gestreckter und nahezu gestreckter Stellung des Fingers am größten ist, mit fortschreitender Beugung aber kleiner wird und bei stärkster Beugung am kleinsten ist. Daher nimmt das Drehmoment, welches der Apparat ausübt, bei starker Beugung des Fingers ab. Die Federung ist also besonders gut ausgeglichen (vgl. § 66). Eine Abnahme des drehenden Moments mit zunehmender Beugung ist gerade hier deshalb angezeigt, weil gewisse bei der Streckung vom Apparat zu überwindenden Kräfte, von welchen wir später noch sprechen werden (Widerstand der Weichteile, Gelenksteifigkeiten, vgl. § 94) nur bei Streckstellung sich geltend machen, dagegen bei Beugstellung verschwinden. In dieser Beziehung ist also dieser Apparat dem zuvor beschriebenen, bei welchem mit zunehmender Beugung auch das Drehmoment wiewohl langsam zunimmt, überlegen. Dagegen hat er ihm gegenüber den Nachteil, daß er voluminöser ist, mehr aufträgt, leichter verletzt werden kann. Er dürfte besonders dann am Platze sein, wenn es sich um isolierte Anhebung eines einzelnen Fingers handelt, etwa des Mittelfingers eines Schneiders, der mit diesem Finger die Nähnaedel nachstößt.

Der Apparat wird vom Finger getragen, auf dessen Grundglied er an zwei Stellen unverschieblich aufruhet. Der Mittelhandteil des Apparates läuft in einen glatten Stab aus, der frei über dem Handrücken schwebt und mit seinem Ende unter einen geeigneten Bügel untergeschoben wird, der mit der Mittelhand fest verbunden ist. Die Feder des Apparates sucht den Stab vom Handrücken abzuheben, und, wenn das nicht geht, den Handrücken gegen die Finger oder die Finger gegen den Handrücken im Sinne der Streckung zu drehen. Der Stab kann unter dem Bügel vor- und zurückrutschen; dadurch wird eine ausgiebige Verschiebungskorrektur erzielt, welche bei der unphysiologischen Lage der Apparatenachse durchaus nötig ist.

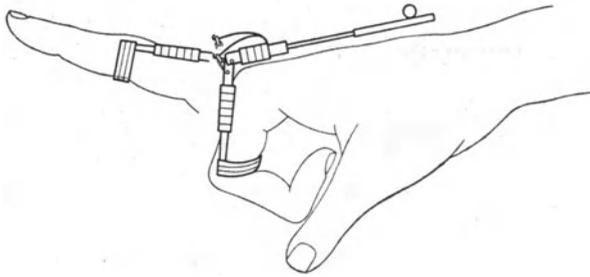


Fig. 147. Prinzip des Finger-Streckapparates Modell RFr.

Fig. 148. Finger-Streckapparat Modell RFr an den drei mittleren Fingern, kombiniert mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung (demselben, welchen die Fig. 99 usf. zeigen), oben Streckung (Ruhe-lage), unten Handgelenksbeugung und Faustschluß, die unbehindert erfolgen.

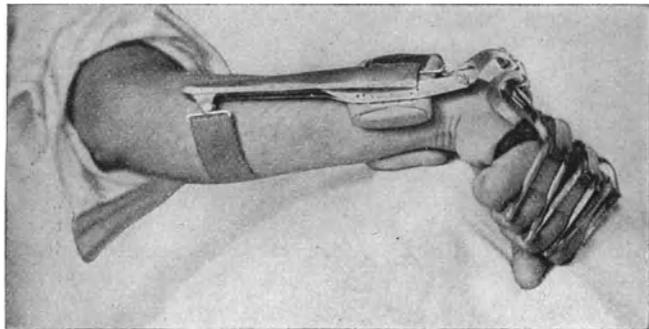
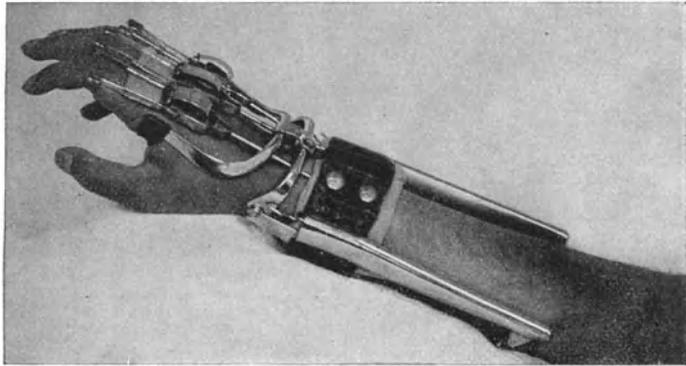
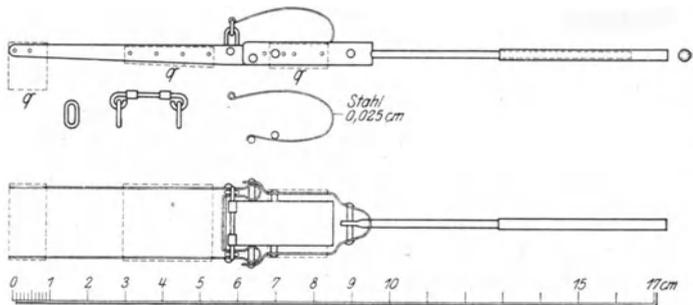


Fig. 149. Finger-Streckapparat Modell RFr. Werkstattzeichnung in $\frac{1}{2}$ natürlicher Größe. q, q , q - Querbänder aus Stoff, die distale umfaßt den Finger als Schlaufe von volar, die beiden anderen überqueren ihn dorsal.



Der Bügel, unter welchem der Stab hin- und herschleift, kann in verschiedener Weise gestaltet und angebracht werden. Ich habe diese Apparate bisher nur in Verbindung mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa verwendet, und da kann der bereits vorhandene vordere Bügel dieser Prothese ohne weiteres zum Unterstecken des Stabes benützt werden. Bei Modell RHc muß ein entsprechender kleiner Bügel eigens auf der Handbrücke angebracht werden (Fig. 110).

Der kleine Apparat ist mit einem Griff angezogen und ebenso schnell wieder abgelegt.

b) Einzelheiten. Am Fingergrundglied laufen zwei Latten entlang, welche durch zwei Querbänder verbunden sind; das proximale überquert straff gespannt die Rückseite,



Fig. 150. Daumen-Streckapparat Modell RDs.

das distale locker die Innenseite des Fingers. Zwischen beiden wird der Finger hindurchgesteckt und haftet fest in dem Augenblick, wo das freie Ende des Stabes unter den haltenden Bügel untergeschoben wird. Die Länge und der Abstand der Latten sowie die Länge des endständigen Bandes sind nach der Größe des Fingers zu verpassen. Die oberen Kanten der Latten sollen in der Höhe des Fingerrückens liegen. Der Mittelhandteil des Apparates soll bei gebeugtem Grundgelenk unmittelbar über der Haut schweben ohne sie zu berühren. Dieser Mittelhandteil besteht aus dem Stab, aus der Feder und aus einem diese umschließenden und den Stab mit dem Gelenk verbindenden Rahmen. Die Länge des Stabes muß besonders genau abgepaßt sein. Ist er zu lang, so stößt das Ende bei völliger Streckung der Finger und des Handgelenks gegen den Vorderarm oder den dort liegenden Teil des Handgelenk-Streckapparates, und das letzte Ende der Streckung ist behindert, ist er zu kurz, so wird bei völliger Beugung aller Gelenke das Stabende unter dem Bügel weggezogen, und der Apparat verliert seinen Halt. Damit der Patient die Länge jederzeit selber genau abpassen und justieren kann, ist über das Stabende eine dünne Hülse übergezogen und durch etwas Siegellack angeheftet. Durch leichtes Erwärmen der Hülse wird der Siegellack flüssig und die Hülse kann nach Bedarf vor- oder zurückgeschoben werden.

Ich hatte bisher nur einmal und nur vorübergehend Gelegenheit, diesen Apparat zu verwenden. Ich habe daher die Konstruktion nicht gründlich durchgearbeitet und durchgerechnet, was geschehen müßte, wenn der Apparat mehr benützt würde. Insbesondere wäre die Dicke des Federblechs rationell zu bestimmen. Vermutlich würde es sich dabei als nötig erweisen, an Stelle der einen Rechteckfeder, wie sie die Zeichnung aufweist, eine Mehrzahl übereinanderliegender solcher Federn zu setzen, d. h. die eine Blattfeder zum Blattfederwerk auszubauen, um genügende Kraft bei geringem Beanspruchungsgrad zu erzielen. Für die Berechnung käme die Bemerkung in § 681 Schluß in Betracht, sowie das in § 93 eingeschlagene Verfahren zur Ermittlung der zweckmäßigsten Dicke (Blechstärke); ferner wären geometrische Überlegungen nach Art des § 88 und 91 anzustellen.

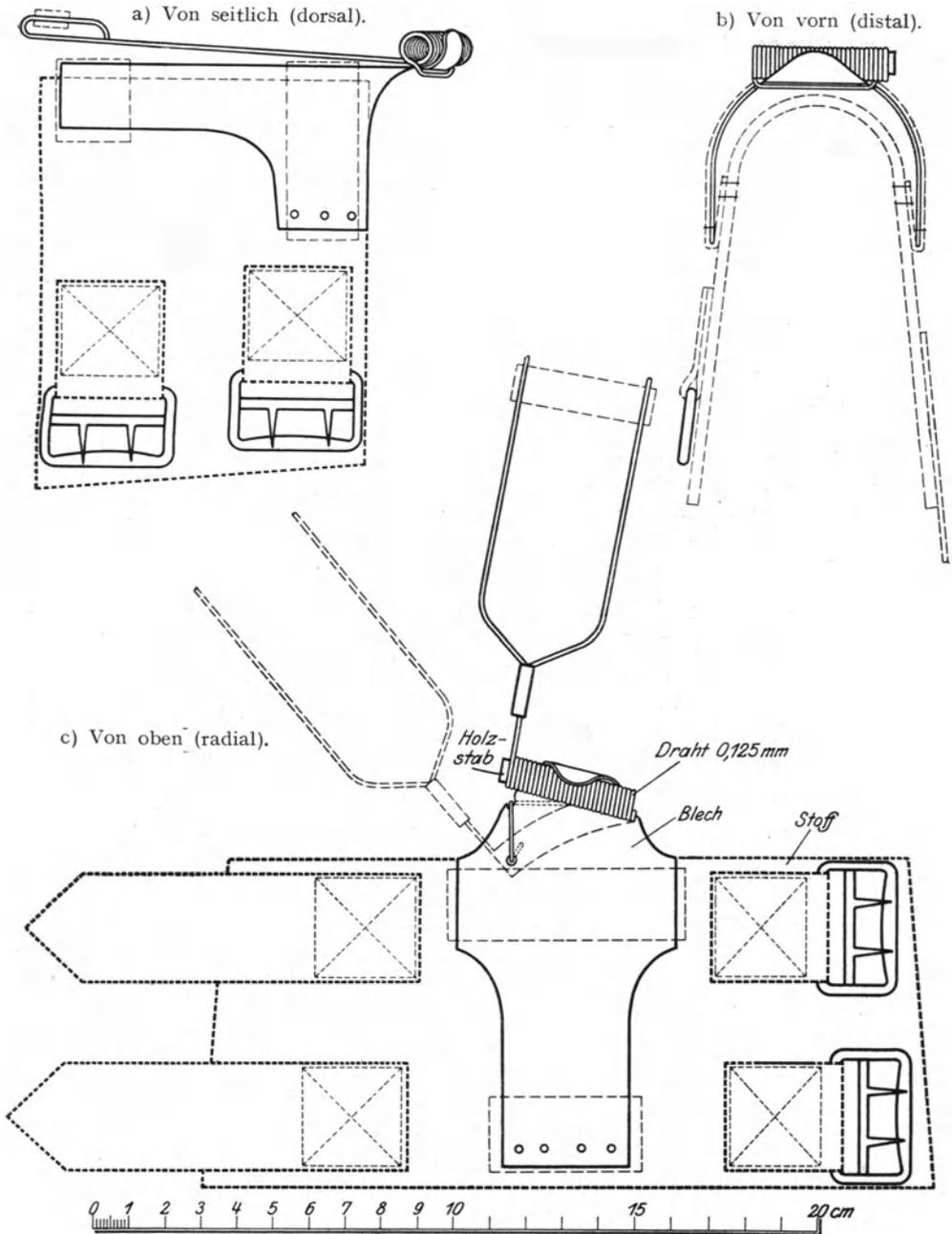


Fig. 151. Daumen-Streckapparat (Modell RDs für isolierte Daumenlähmung. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe. Die Gabel, welche den Daumen aufnimmt, schlägt sich selbst überlassen, nach hinten (Bild a). Bild c zeigt sie nach vorn geholt in der Haltung während der Benützung; die Haltung bei gegenübergestelltem (opponiertem) Daumen ist gestrichelt angedeutet. Der in das Ende der Schraubenfeder eingesteckte und mit einem Drähtchen festgehaltene Holzstab verhindert ein Überschnappen der Feder bei ausfahrenden Bewegungen des Daumens. Stoffteile (Manschette) gestrichelt gezeichnet.

§ 87. Daumen-Streckapparate.

(Fig. 150, 97, 100, 104, 152, Werkstattzeichnungen Fig. 151, 98, 107, 109.)

a) Prinzip. Der Daumen-Streckapparat ist in allen den Fällen, in welchen gleichzeitig das Handgelenk gestreckt werden muß, sehr einfach, da der Handgelenk-Streckapparat gleichzeitig als Träger der den Daumen streckenden Feder benützt wird. Ist dagegen bei einer isolierten Lähmung des Daumens nur dieser allein zu strecken, dann muß die hierzu dienende Feder auf einem besonderen am Vorderarm festgemachten Traggestell aufgebracht werden. Als Feder verwende ich neuerdings ausschließlich die Drill-Schraubenfeder; nur in Kombination mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa gebrauche ich eine Flachwickelfeder oder ein Zweigespann von Drillfedern, weil die einfache Drillfeder an diesem Modell nicht bequem anzubringen ist. Wir bezeichnen den Daumen-Streckapparat mit der einfachen Drill-Schraubenfeder als Modell RDs, den mit der doppelten Drill-Schraubenfeder als RD₂s, den mit der Flachwickelfeder als RDf und fügen, wenn wir den Daumenapparat mit einem Handgelenk-Streckapparat kombinieren, den unterscheidenden Buchstaben dieses Apparates in Klammern hinzu, also RDf(a), RDs(b) usf.

Der distale, den Daumen anfassende Teil des Apparates ist bei allen Modellen derselbe: eine aus Draht gebogene Gabel, welche den Daumen von beiden Seiten her umfährt und an ihren Enden ein Band trägt, das das Grundglied des Daumens von der Beugeseite her umfaßt und hochzieht. Die Richtung dieses Zuges ist genau dieselbe, wie bei den Musculi extensores pollicis, welche der Apparat ersetzt. Die Flexion geschieht durch die noch arbeitenden Beugemuskeln des Daumens, welche den Zug der Feder überwinden. Die Feder wird stets möglichst dicht über dem Wurzelgelenk des Daumens angebracht.

Wir müssen ferner darauf Bedacht nehmen, daß wir die Bewegung senkrecht zur Ebene der Beugung und Streckung, d. h. die Ab- und Adduktion mit unserm Apparat nicht behindern. Die einfache Drill-Schraubenfeder hat den Vorzug, daß sie auch nach dieser Richtung ausgiebige Bewegung zuläßt, wobei sie nach Art der Biege-Schraubenfeder sich durchbiegt. Die beiden andern vorhin genannten Federarten besitzen in dieser Richtung weniger Beweglichkeit, und wir sind genötigt, ein Gelenk anzubringen, das dieselbe ergänzt. Dies geschieht dadurch, daß wir die Feder auf einer Art Drehscheibe aufbringen, welche sich um den haltenden Stift als Achse im Sinne der Ab- und Adduktion drehen kann.

b) Einzelheiten. Wir betrachten zuerst den Fall der isolierten Daumenlähmung. Hier müssen wir zunächst ein Traggestell für unsere Feder schaffen. Als solches verwenden wir eine Blechrinne, welche die radiale Hälfte des Vorderarms in seinem untern Drittel umscheidet und distalwärts einen Fortsatz bis in die Gegend des Daumenwurzelgelenks schiebt, der die Feder trägt. Die Rinne selber ist an einer Manschette aus Stoff festgemacht, welche den Unterarm ähnlich dem gleichnamigen Kleidungsstück umschließt, an der ulnaren Seite mit zwei Schnallen fest zusammengeschnallt wird, an der radialen Seite die Rinne trägt. Die Rinne liegt aber der Manschette nicht fest auf, sondern ist, wenigstens in dem distalen Teil, nur an den Rändern an der Manschette angenäht, mit der Mitte schwebt sie frei über derselben. Die radiale Hälfte der Manschette stellt also eine Schleuder in dem früher besprochenen Sinne dar (vgl. § 65 Schluß). Eine Polsterung wird dadurch entbehrlich.

Die Federung ist so abgepaßt, daß, wenn der Daumen aus der Schlaufe gezogen wird, die Gabel nach hinten schlägt und um einen halben Kreisumfang gedreht, sich gegen das proximale Ende der Rinne gegenlegt. Daraus geht hervor, daß der Daumen mit „später Federstrecke“ (§ 66) angehoben wird. Die Kraft, welche die Federung ausüben soll und ausüben darf, ist in den einzelnen Fällen recht verschieden, je nachdem ob Steifigkeiten vorhanden sind oder nicht und ob die nicht gelähmten Antagonisten kräftig oder schwach arbeiten. Man muß daher in verschiedenen Fällen die Feder verschieden stark spannen, d. h. die Drillung etwas mehr oder mindern. Natürlich kann man auch verschiedene Drahtstärken verwenden. Doch bin ich bisher mit Draht von 0,125 cm ausgekommen.

Wir justieren den tragenden Teil des Apparates so, daß die Feder möglichst nah über dem Wurzelgelenk des Daumens, welches wir vorzugsweise bewegen wollen, zu liegen kommt. Trotzdem bleibt die Achsenlage unphysiologisch und wir brauchen eine Verschiebungskorrektur. Diese wird bei dem verhältnismäßig geringen Winkelausschlag, mit welchem wir zu rechnen haben, in ausreichender Weise dadurch geleistet, daß die den Daumen umgreifende Schlaufe um ihre Aufhängepunkte sich drehend nach Bedarf vor- und zurückschwingt. Wir vermehren ihre Beweglichkeit noch dadurch, daß wir die Gabelzinken zu einer kleinen Schleifbahn verlängern, auf welcher die Aufhängepunkte bei größeren Winkelausschlägen vor- und zurückkrutschen.

Die Befestigung der Feder am Traggestell geschieht so, daß die erwähnte Biegung der Feder, durch welche die Ab- und Adduktion des Daumens ermöglicht wird, nicht behindert ist. Dieser Gesichtspunkt ist auch zu berücksichtigen, wenn wir in Fällen, wo außer der Streckung des Daumens auch noch die des Handgelenks fehlt, unsere Feder an dem Handgelenk-Streckapparat anbringen. Außerdem tragen wir in diesem Fall Sorge, daß der Daumen-Streckapparat leicht entfernt und leicht wieder angebracht werden kann, damit der Patient nach Bedarf seinen Apparat mit oder ohne Daumenhilfe zu verwenden in der Lage ist. Durch zweckmäßige Biegung des haltenden Drahtendes, das in geeignete Löcher und Kerben eingeklemmt wird, läßt sich dies stets erreichen. Die technischen Einzelheiten ergeben sich aus den Werkzeichnungen. Bei Kombination mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHd stecken wir die Drill-Schraubenfeder für den Daumen in das offene Ende der das Handgelenk anhebenden Drill-Schraubenfeder hinein.

Falls wir den Handgelenk-Streckapparat RHa mit einer Daumenhilfe versehen wollen, verwenden wir, wie gesagt, eine Flachwickel-Blattfeder nach Art derer, die von den Fingern her uns bekannt sind, und montieren sie drehbar auf einem flachen Tragblech, das hinten in zwei Streifen oder Latten ausläuft, mit denen es auf dem Handgelenkapparat festgesteckt wird, indem der obere Streifen in die radiale Rinne dieses Apparates von vorn eingeschoben wird, während der untere außer- und unterhalb der Rinne zu liegen kommt und mit dem leicht abgeboogenen Ende hinter einen Nietkopf oder hinter den Rand der Brücke greift. Das Einstecken und Wiederabnehmen des kleinen Apparates ist das Werk einer Minute.

Oder aber wir verwenden ein Doppelgespann von zwei Drill-Schraubenfedern, welche, die eine rechts — die andre links gewunden, über eine gemeinsame Rolle gesteckt sind. Die sich berührenden Enden beider Federn sind an der Rolle festgemacht, die entgegengesetzten Enden laufen von der Rolle fort, vereinigen sich und tragen die distalwärts zum Daumengrundglied strebende Gabel. Die Rolle sitzt in einem kleinen aus Blech gebogenen Gestell fest und dieses ist wieder drehbar auf dem erwähnten Tragblech befestigt (Fig. 152).

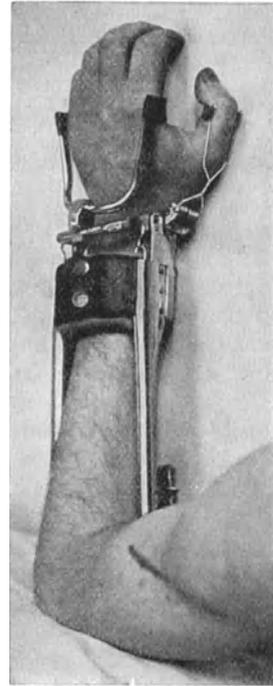


Fig. 152. Daumen-Streckapparat Modell RD2s kombiniert mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung, bei welchem der Daumen sich in die Hohlhand legte und den Faustschluß behinderte.

Varianten. Früher habe ich auch die Konstruktion mit Flachwickelfeder und die mit doppelter Drill-Schraubenfeder bei isolierter Daumenlähmung verwendet. Das diese Federn haltende kleine Drahtgestell wird dann auf demselben am Vorderarm angebrachten Traggestell befestigt, das wir oben schon beschrieben haben.

Berechnungen der Federungen.

§ 88. Berechnung der streckenden Federung des Modells RHa.

Die gliedermechanischen Anforderungen (§ 70a), welche wir an unsern Apparat bei Beugung und Streckung stellen, sind ein Gesamtausschlag von $\varphi_a - \varphi_i = 80^\circ$, ein initiales Drehmoment von $\ddot{m}_i = 4850$ cm g, ein abschließendes von $\ddot{m}_a = 0,85 \ddot{m}_i$.

Hierzu gelangen wir durch folgende Überlegungen. Das initiale Drehmoment ist dasjenige, welches die Federung leisten muß, um die wagerecht hinausgehaltene Hand samt einem leichten Instrument, das sie gefaßt hat, anzuheben. Den obigen Zahlenwert desselben ergibt folgende Betrachtung. BRAUNE und FISCHER (Abhandl. d. Math.-phys. Klasse d. k. sächs. Ges. d. Wiss. 15, 1890, S. 618) haben das Gewicht von Hand und Fingern bei drei muskelkräftigen Männern gemessen und als Höchstwert 670, als Mindestwert 470, als Mittelwert $G = 533$ g gefunden. Den Abstand des Schwerpunktes von der Achse des Handgelenks fanden sie bei leicht gebeugten Fingern im Mittel $R = 5,5$ cm.

Dem Gewicht der Hand fügen wir noch das Gewicht G' eines leichten Instruments hinzu, welches in der Hand hochzuheben wir dem Patienten ermöglichen wollen, und nehmen das Gewicht von Hand und Instrument zusammen gleich $G + G' = 800$ g an. Endlich ist beim Hochheben die gleitende Reibung in den vier Gelenken unsres Apparates zu überwinden. Bei einem mittleren Radius der Gelenklochungen von $\rho = 0,15$ cm und einem mittleren Druck in denselben von $p = 2500$ g und einer Reibungszahl $\mu = 0,3$ beträgt das Drehmoment der gleitenden Reibung $4 \mu \rho p$ und das gesamte von unsrer Federung in der Initialstellung zu leistende Drehmoment

$$\begin{aligned} m_i &= R(G + G') + 4 \mu \rho p \\ &= 5,5 \cdot 800 + 4 \cdot 0,3 \cdot 0,15 \cdot 2500 = 4850 \text{ cm g.} \end{aligned}$$

Die Festsetzung, daß das abschließende Drehmoment um 15% geringer sein soll als das initiale, entspricht der früher (§ 66) aufgestellten Forderung, dem Antagonisten, wenn er verkürzt und daher zu mechanischer Leistung weniger befähigt ist, weniger Arbeit zuzumuten als wenn er verlängert ist. Daß der Patient dadurch geniert werde, daß der Apparat die stärkst gebeugte Hand nicht so kräftig anhebt wie die gestreckte, ist deshalb nicht zu befürchten, weil die stärkst gebeugte Hand im gewöhnlichen Leben wohl kaum je genau wagerecht hinausgestreckt wird, also der wirksame Hebel des Handgewichts bei stärkster Beugung kaum je so groß, das Drehmoment kaum je so bedeutend ist, wie es im äußersten Fall sein könnte. Über die Größe des geforderten Gesamtausschlags $\varphi_a - \varphi_i = 80^\circ$ haben wir früher schon gesprochen (§ 77a).

Nun gilt es an Stelle der Winkel und Drehmomente des Handgelenks die Verlängerungen und die Zugkräfte unserer Federn einzuführen. Bezeichnen wir mit p die Zugkraft jeder unsrer beiden Federn und mit h den Hebel dieser Zugkraft, so gilt, da die Drehachsen des Apparates und die des Handgelenks zusammenfallen, für das Gesamtdrehmoment m des Apparates am Apparatengelenk:

$$m = \ddot{m} = 2 h p,$$

also

$$m_i = \ddot{m}_i = 2 h_i p_i \quad \text{und} \quad m_a = \ddot{m}_a = 2 h_a p_a.$$

Die Winkeländerungen des Apparates stimmen mit denen des Handgelenks überein, d. h.

$$\varphi_a - \varphi_i = \dot{\varphi}_a - \dot{\varphi}_i .$$

An Stelle dieses Wertes gilt es, die Längenänderung der Feder $f_a - f_i$ einzuführen.

Zwischen der jeweiligen Stellung des Apparates, die durch den Winkel φ charakterisiert ist, und der dann statthabenden Verlängerung $f - f_i$ und dem zugehörigen Hebel h bestehen geometrische Beziehungen, welche die Fig. 153 veranschaulicht. Dabei nehmen wir vereinfachend an, daß die Richtungen, in welchen der Zug der Feder erfolgt, bei allen Stellungen einander parallel seien.

Um diese Beziehungen algebraisch zu formulieren, bezeichnen wir mit r den Abstand zwischen der Mitte des zum Einhängen der Zugkette dienenden Lochs im Schenkel des hinteren Bügels und zwischen der Beugeachse C , mit r den Halbmesser dieses Loches. Wir bezeichnen den Drehungswinkel mit φ , und rechnen als Anfangswinkel $\varphi = 0$ den Winkel bei Initialstellung. Wir nennen γ denjenigen Winkel, bei welchem die Zugrichtung

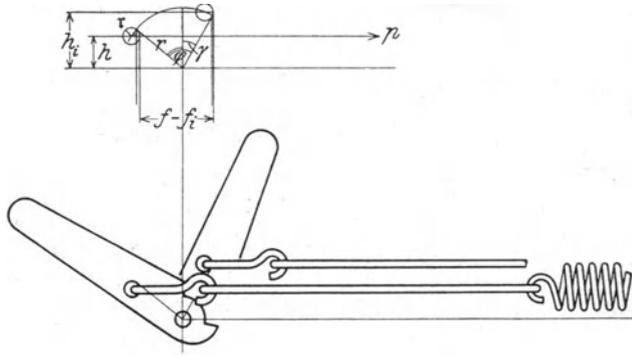


Fig. 153. Zur Mechanik des Modells RHa. Die beiden mit doppeltem Bogen überspannten Winkel sind gleich $\varphi - \gamma$. Ferner ist

$$h = r \cos(\varphi - \gamma) - r \sin(\varphi - \gamma) ,$$

$$h_i = r \cos \gamma - r \sin \gamma ,$$

$$f - f_i = r \sin(\varphi - \gamma) - r(1 - \cos(\varphi - \gamma)) + r \sin \gamma + r(1 - \cos \gamma) .$$

senkrecht steht zu der Linie, welche den Angriffspunkt unseres Zuges im Loch des hinteren Bügels mit der Achse C verbindet. Für $\varphi = \gamma$ erreicht also der Abstand h seinen höchsten Wert. Der Angriffspunkt wandert bei der Drehung des Apparates längs der Peripherie des Loches, so daß er sich immer an dem der Zugfeder nächstliegenden Punkt befindet. Unter Berücksichtigung dieser Wanderung ergeben sich die Gleichungen:

$$\bar{h} = r \cos(\varphi - \gamma) - r \sin(\varphi - \gamma) ,$$

$$f - f_i = r \sin(\varphi - \gamma) + r \sin \gamma - r(1 - \cos(\varphi - \gamma)) + r(1 - \cos \gamma)$$

$$= r(\sin(\varphi - \gamma) + \sin \gamma) + r(\cos(\varphi - \gamma) - \cos \gamma) .$$

Ganz richtig sind allerdings die mittels unserer Formeln für h und $f - f_i$ sich ergebenden Werte deshalb nicht, weil die Wanderung des Angriffspunktes infolge der gleitenden Reibung unvollständig ist und hinter dem in unserer Überlegung angenommenen Betrag zurückbleibt. Zuzufolge dessen ist der Wert beider Größen bei abnehmendem Hebel höher, bei wachsendem Hebel niedriger als unsere Rechnung ergibt. Dieser Umstand zusammen mit der übrigen Reibung bewirkt, daß wir bei der Prüfung des Apparates, je nachdem ob wir von der Beugung zur Streckung oder von der Streckung zur Beugung übergehen, kleine Unterschiede finden. Vgl. Tabelle 36.

Nun wählen wir für die obigen Abmessungen unsres Apparates die Werte

$$r = 1,2 \text{ cm}, \quad r = 0,1 \text{ cm}, \quad \gamma = 25^\circ .$$

Dann ergibt sich, indem wir $\varphi = 0^\circ$ setzen:

$$h_i = 1,2 \cos(-25^\circ) - 0,1 \sin(-25^\circ) = 1,13 \text{ cm}$$

und indem wir $\varphi = 80^\circ$ setzen:

$$h_a = 1,2 \cos 55^\circ - 0,1 \sin 55^\circ = 0,60 \text{ cm,}$$

$$f_a - f_i = 1,2(\sin 55^\circ + \sin 25^\circ) + 0,1(\cos 55^\circ - \cos 25^\circ) = 1,46 \text{ cm.}$$

Durch Einsetzen des Zahlenwertes für h_i in unsre Gleichung

$$m_i = 2 h_i \rho_i = 4850 \text{ cm g}$$

erhalten wir:

$$\rho_i = \frac{2 h_i \rho_i}{2 h_i} = \frac{4850}{2 \cdot 1,13} = 2146 \text{ g.}$$

Wir haben ferner festgesetzt:

$$m_a = 0,85 m_i,$$

also ist

$$h_a \rho_a = 0,85 h_i \rho_i,$$

$$\rho_a = 0,85 \cdot \frac{2 h_i \rho_i}{2 h_a} = 0,85 \cdot \frac{4850}{2 \cdot 0,60} = 3435 \text{ g}$$

und

$$\rho_a - \rho_i = 3435 - 2146 = 1289 \text{ g.}$$

Wir setzen nun ferner fest, daß die initiale Länge unsrer Feder $l_i = 9 \text{ cm}$, ihr Durchmesser $D = 0,745 \text{ cm}$ sein soll, und setzen dann diese ebenso wie die soeben gefundenen Werte in die seinerzeit in § 70e für die gestauchte Zug-Schraubfeder entwickelten Gleichungen ein und erhalten für den Drahtdurchmesser:

$$\begin{aligned} d^5 &= \frac{D^3}{10^8} \left(l_i \frac{\rho_a - \rho_i}{f_a - f_i} - \frac{\rho_i}{4} \right) \\ &= \frac{0,745^3}{10^8} \left(9 \frac{1289}{1,46} - \frac{2146}{4} \right) = \frac{306}{10^7}, \\ d &= 0,125 \text{ cm} \end{aligned}$$

und für den Beanspruchungsgrad $\tau = \frac{\rho_a D}{16 \cdot 10^5 d^3} = \frac{3435 \cdot 0,745}{16 \cdot 10^5 \cdot 0,125^3} = 0,82$.

Wir haben also Unterbeanspruchung. Die höchste Spannung der Feder beträgt nur etwa $\frac{4}{5}$ der zulässigen. Wir dürfen also im Fall, daß eine etwas kräftigere Hebung der Hand gewünscht wird, die Federn stärker spannen ohne einen Schaden befürchten zu müssen.

Für die Weichheit der Feder haben wir (vgl. § 70b Anm.)

$$\frac{f}{\rho} = \frac{f_a - f_i}{\rho_a - \rho_i} = \frac{1,46}{1289} = 0,00113 \text{ cm/g.}$$

Endlich ergibt sich für die Länge l der unbeanspruchten Feder gemäß der Formel in § 70e

$$l = l_i - \eta \rho_i \frac{f}{\rho} = 9 - \frac{2146}{4} \cdot 0,00113 = 8,4 \text{ cm.}$$

In der Tabelle 36 S. 439 sind auf Grund unsrer obigen Gleichungen berechnete Drehmomente für verschiedene Stellungen des Apparates aufgezeichnet. Der Gang der Berechnung erhellt aus der ausführlichen Darstellung der entsprechenden

Berechnung für das Modell RHc, welche Tabelle 38 S. 514 gibt. Der Vergleich der berechneten Werte mit den bei der Prüfung an einem Apparat gemessenen Werten, die die Tabelle 36 gleichfalls angibt und die die graphische Darstellung der Fig. 154 veranschaulicht, zeigt befriedigende Übereinstimmung zwischen Theorie und Experiment. Der Unterschied zwischen beiden ist außer auf Ungenauigkeiten der technischen Ausführung auf die eingangs unserer Berechnung gemachte vereinfachende Voraussetzung zurückzuführen, daß die Richtungen, in welchen der Zug der Feder wirkt, stets einander parallel seien. Die Geringfügigkeit des Unterschieds beweist die Zulässigkeit dieser Vereinfachung.

In der Tabelle 34 sind Prüfungen der Federn allein vor dem Abschneiden und Einsetzen in den Apparat mitgeteilt.

§ 89. Berechnung der seitwärts drehenden Federung des Modells RHa.

Diese Federung soll die Hand radial abduzieren. Die Stärke der Abduktion ist nach meiner Erfahrung dann dem Patienten am angenehmsten, wenn das Drehmoment bei radialer Handstellung knapp die Hälfte des streckenden Drehmoments, also etwa 2000 cm g beträgt und ulnarwärts möglichst sich vermindert, jedenfalls nicht erheblich anwächst. Zu dem Ergebnis, daß das radiale Drehmoment des Apparates knapp halb so groß sein sollte wie das beugende, hat uns ja auch die theoretische Betrachtung (vgl. oben § 76) über die zu kompensierenden Gegenmuskelkräfte geführt. Dieses Drehmoment soll also in der radialen Endstellung

(Initialstellung) von unserer Drill-Schraubenfeder geleistet werden. Diese greift am vorderen Bügel (und damit an der in diesen eingelegten Hand) durch Vermittlung einer Zugbahn an, welche aus einem langgestreckten Doppelhaken besteht, der auf der Werkstattzeichnung Fig. 95 (Ansicht beider Bügel von unten) dargestellt ist. Das Drehmoment, welches die Feder an der Achse der Kuppelung (um welche die Seitwärtsdrehung erfolgt) ausübt, ist gleich dem Produkt aus ihrer Zugkraft und dem Abstand der Zugrichtung von dieser Achse, die Zugkraft ist also gleich dem Quotienten aus dem Drehmoment durch den Abstand. Die Zugrichtung erhalten wir, indem wir zwischen den Endpunkten der Zugbahn eine gerade Linie ziehen. Der Abstand dieser Linie von der Drehachse bemißt sich bei der (in der Werkstattzeichnung punktiert gezeichneten) radialen Endstellung auf etwa 1,2 cm. Um ein Drehmoment von 2000 cm g zu erzielen, bedürfen wir daher einer Kraft der Feder von

$$p_i = \frac{2000}{1,2} = 1667 \text{ g.}$$

Wir wählen den Drahtdurchmesser $d = 0,15$ cm, den Windungsdurchmesser $D = 1,3$ cm. Dann können wir etwa 20 Windungen aufbringen. Da das Ende des Schraubenfederdrahts, mit welchem dieser an dem Doppelhaken angreift, etwas über die übrige Feder hervorragt, so ist der Hebel, mit welchem die Feder an der Zugbahn zieht, etwas größer als der halbe Windungsdurchmesser. Wir können ihn zu $r = 0,9$ cm annehmen.

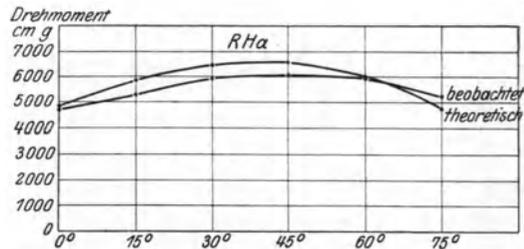


Fig. 154. Beobachtete und theoretisch vorhergesehene Winkel-Momentenkurve des Handgelenk-Streckapparates Modell RHa.

Wird nun der vordere Bügel von der radialen in die ulnare Endstellung (Abschlußstellung) übergeführt, so wird die Drill-Schraubenfeder zusammengewickelt, ihr an der Zugbahn befestigtes Ende wird vorgezogen. Die Strecke, um welche dasselbe bewegt wird, bemißt sich (vgl. Werkstattzeichnung) auf etwa $f_a - f_i = 0,75$ cm. Diese Strecke ist deshalb geringer als man erwarten würde, weil die Feder, wenn die Bügel sich gegeneinander drehen, sich nicht nur auf- und zuwickelt, sondern auch mit dem freien Ende auf dem hinteren Bügel, über welchen wir sie gesteckt haben, hin- und herrutscht; erfolgt die Drehung radialwärts, so schieben sich die einzelnen Windungen zusammen, erfolgt sie ulnarwärts, rücken sie auseinander. Diese Harmonikabewegung ist uns nun sehr erwünscht; da sie den Hebel, mit welchem die Feder am Gelenk angreift, in einer unsrer Absicht entsprechenden Weise verändern hilft und ihr Teil dazu beiträgt, daß wir bei radialer Stellung großen Hebel und großes Drehmoment, bei ulnarer Stellung kleinen Hebel und kleines Drehmoment bekommen, wiewohl die Feder an sich bei ersterer Stellung stärker gespannt ist und stärker zieht als bei letzterer.

Unsre Tabelle 33 ergibt nun für die Drill-Schraubenfeder die Gleichungen:

$$\frac{f}{p} = \frac{29 n D r^2}{10^9 d^4} \quad \text{und} \quad p^\dagger = 5 \cdot 10^5 \frac{d^3}{r}.$$

Durch Einsetzen der besprochenen Zahlenwerte erhalten wir:

$$\frac{f}{p} = \frac{29 \cdot 20 \cdot 1,3 \cdot 0,9^2}{10^9 \cdot 0,15^4} = 0,00121 \text{ cm/g}$$

und

$$p^\dagger = 5 \cdot 10^5 \cdot \frac{0,15^3}{0,9} = 1875 \text{ g.}$$

Nun ist (vgl. § 70 b Anm.)

$$p_a - p_i = \frac{f_a - f_i}{\frac{f}{p}} = \frac{0,75}{0,00121} = 622 \text{ g}$$

und also der in der ulnaren Endstellung von der Feder ausgeübte stärkste Zug

$$p_a = p_i + (p_a - p_i) = 1667 + 622 = 2289 \text{ g.}$$

Dieser Zug nun überschreitet den gemäß unsrer Tabelle 33 zulässigen Höchstzug von 1875 g um $2289 - 1875 = 414$ g, d. h. um $\frac{414}{1875} = 22\%$. Wir haben also eine Hochbeanspruchung (§ 71) von $\tau = 1,22$, welche jedoch an dieser Stelle keine Bedenken hat.

§ 90. Anforderungen an die Federung des Modells RHb.

Über die Wahl der Federung bei diesem Apparat ist folgendes zu sagen. Auch hier gilt es, die früher (§ 70) besprochenen Hauptanforderungen: ausreichender Gesamtausschlag, genügende hebende Kraft zu Beginn dieses Ausschlags, nicht zu hohe beim Abschluß desselben zu erfüllen. Dazu aber kommt noch eine besondere weitere Aufgabe. Unser Apparat nämlich entbehrt der Arretierung und es ist daher darauf Bedacht zu nehmen, daß der Apparat und seine Federung nicht Schaden leidet, wenn der Patient seine Hand aufs äußerste beugt. Mit andern Worten: als äußerste Beugstellung oder Abschlußstellung ist nicht diejenige anzusehen, welche noch leicht herstellbar und daher für den Gebrauch wertvoll ist, sondern jene noch darüber hinausliegende, welche bei stärkster

Anstrengung überhaupt noch hergestellt werden kann, d. h. bei der die stärksten innervierten Muskeln eben noch imstande sind, die widerstrebende Federung des Apparates zu überwinden. Bei besonders losen Gelenken kann es noch gelingen, eine Beugstellung von nahezu $+90^\circ$ aktiv herzustellen, wenn keinerlei streckender Widerstand zu überwinden ist (vgl. erste Hälfte Tabelle 2). Aber nur bis zu einem Winkel von etwa 75° können die Beugemuskeln des Handgelenks erhebliche Kraft ausüben und das dann schon ziemlich kräftige Drehmoment unseres Apparates überwinden; nach Überschreitung dieses Winkels sinkt ihre Kraft ungemein rasch und ist bei $+80^\circ$ schon sehr gering (vgl. § 30 a S. 143). Der Winkel 75° ist daher der stärkste Beugewinkel, auf welchen wir unsern Apparat einrichten müssen, d. h. bei welchem eine Überanstrengung der Feder noch nicht statthaben darf. Dazu kommen dann noch etwa 25° Überstreckung, welche wir dem Patienten ermöglichen wollen, das macht also zusammen einen Gesamtausschlag von $75 + 25 = 100^\circ$, der vom Apparat verlangt wird.

Das geringste Drehmoment, mit welchem die Hand angehoben werden muß, setzen wir der im vorhergehenden Paragraphen angestellten Überlegung gemäß zu 4000 cm g an, also etwas niedriger als bei dem vorgeschlagenen Modell RHa, indem wir annehmen, daß unser jetziges Modell RHb im allgemeinen von Rekonvaleszenten benutzt wird, welche nur ganz leichte Instrumente mit der kranken Hand zu heben brauchen. Das Drehmoment bei stärkster Beugung setzen wir fest, soll nicht über 6000 cm g betragen.

Somit haben wir also als gliedermechanische Anforderungen an unsern Apparat diese drei: $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i = 100^\circ$, $\check{m}_i = 4000 \text{ cm g}$, $\check{m}_a = 6000 \text{ cm g}$. Den Hebel, mit welchem unsere Federn an der Hand angreifen, gemäß Fig. 58 gemessen, können wir im Durchschnitt zu 9 cm annehmen. Die äußeren Abmessungen der Feder müssen wir so wählen, daß der Patient beim Gebrauch seiner Hand nicht erheblich behindert wird, und bestimmen demgemäß, daß der Windungsdurchmesser 1,3 cm, die Länge 3 cm nicht überschreiten soll. Aus diesen Angaben nun berechnen wir die erforderliche Drahtstärke zu $d = 0,16 \text{ cm}$ und den Grad der Hochbeanspruchung zu $\tau = 1,43$. Die Rechnung ist oben in § 70 d durchgeführt worden.

In Wirklichkeit ist die Hochbeanspruchung noch etwas geringer, die Sachlage also noch etwas günstiger, da der Biegungswinkel unserer Federn nach Maßgabe der Fig. 58 b gemessen bei stärkster Beugung etwa 10° hinter dem Biegungswinkel des Handgelenks zurückbleibt. Denn die in jener Figur angenommene Lage der Drehachse der Federn ist von jener Drehachse etwas verschieden, welche die Federn bei dem in § 78 b beschriebenen Biegeversuch aufweisen und welche bei richtig angelegtem Apparat mit der Drehachse des Handgelenks übereinstimmt. Daher brauchen wir, genau genommen statt 80° nur 70° als Winkelausschlag am Apparatengelenk beim Übergang der Hand von der Normalstellung zur stärksten Beugung zu rechnen.

Für die reziproke Weichheit der einzelnen Federn haben wir aus Tabelle 33 die Formel

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{10^6 \chi d^5}{l D \lambda} = \approx \frac{10^6 \cdot 0,16^5}{3 \cdot 1,3 \cdot 19/27} = 38,3 \text{ cm g.}$$

Die in Tabelle 36 S. 440 aufgezeichnete Prüfung eines fertigen Apparates zeigt bei höheren Winkelausschlägen, bei welchen die Stauchung nicht mehr mit-spricht, eine reziproke Weichheit von

$$\frac{9020 - 6314}{90 - 45} = 60 \text{ cm g,}$$

also etwas weniger als das Doppelte des für die einzelne Feder errechneten Wertes. Eigentlich sollten wir genau das Doppelte finden. Wenn wir es nicht tun, so rührt das zum Teil daher, daß auch das gerade Drahtende sich biegt und die Weichheit der Feder erhöht, was wir bei der Berechnung nicht berücksichtigt haben, vor allem aber daher, daß wir bei der experimentellen Prüfung des Apparates die Drehmomente am Handgelenk bestimmt haben, bei Berechnung der Federwirkung gemäß Fig. 58 b aber die Drehmomente der Feder am Einspannort als Biegungsachse, und daß beide Achsen, wie eben schon erwähnt, nicht zusammenfallen. Wir drehen bei unsrer Prüfung um kleinere Winkelbeträge als die Berechnung voraussetzt und müssen somit eine größere Weichheit erhalten als diese erwarten läßt. Endlich wäre es möglich daß die unsrer Berechnung zugrunde gelegte Annahme, daß die Weichheit durch das Gestütztsein der Windungen auf die Hälfte vermindert wird, diese Verminderung etwas zu hoch einschätzt. Vgl. oben § 68 k.

§ 91. Berechnung der Federung des Modells RHc.

a) Wir knüpfen unsre Überlegungen an jene an, welche wir über die Federung der beiden vorangehenden Modelle angestellt haben. Bei dem ersten Modell RHa hatten wir gleichmäßige Federung bei Beugung und Streckung dadurch erzielt, daß wir die als Zugkraft dienenden Schraubenfedern mit gegen Ende der Beugung sich stark verkleinerndem Hebel angreifen ließen. Dadurch wurde die durch das Auseinanderziehen der Feder bedingte Zunahme des Zugs in ihrem Einfluß auf das Drehmoment, das ja das Produkt von Zug mal Hebel darstellt, überkompensiert und so das Ziel erreicht, bei stärkster Beugung den Apparat mit der geringsten Kraft, d. h. mit ein wenig geringerer als bei stärkster Streckung wirken zu lassen. Den gleichen Kunstgriff wenden wir auch hier an. Aber wir können es bei diesem Auskunftsmittel nicht bewenden lassen, da hier die Verhältnisse schwieriger liegen.

Zunächst insofern, als wir bei diesem Apparat im Unterschied zu jenem erst besprochenen keine Begrenzung des Beugeausschlags durch Arretierung angebracht haben. Wir müssen daher damit rechnen, daß der Patient die Beugefähigkeit seines Handgelenks aufs äußerste ausnützt. Diese Möglichkeit überlegten wir schon bei dem zuletzt besprochenen Modell RHb. Den dort mitgeteilten Tatsachen gemäß nehmen wir an, daß der Patient im äußersten Fall das Handgelenk bis zu einem Beugewinkel von $+80^\circ$ beugt und daß der dann statthabende Apparatenwinkel gleiche Größe hat. Andererseits wollen wir dem Patienten eine Überstreckung von etwa -25° ermöglichen. Somit verlangen wir von unserm Apparat im ganzen einen Ausschlag von $\varphi = 80 + 25 = 105^\circ$, während wir von unserm ersten Apparat RHa bloß einen Winkel von 80° gefordert hatten.

Wir wollen nun bei unserm jetzigen Modell Federn von gleichem Draht- und Windungsdurchmesser wie bei jenem verwenden und auch den Angriffspunkt der Federn etwa gleich weit vom Drehpunkt entfernt legen. Dann zwingt uns das Mehr an Ausschlag, welches jetzt verlangt wird, die verfügbare Gesamtverkürzung zu vergrößern. Dies geschieht, indem wir die Federn länger und damit weicher machen. Wir verlängern die initiale Länge l_i von 9 auf 11,5 cm.

Dabei ist jedoch folgendes zu bedenken. Bei sehr großem Winkelausschlag wird der Hebel am Ende des Ausschlags so stark verkürzt, daß das Drehmoment stärker als erwünscht sich vermindert und die Kraft des Apparates zum Heben der Hand ungenügend werden kann. Diese Gefahr wird durch folgenden Umstand vermehrt.

b) Im Unterschied zu unserm ersten Apparat, bei welchem wir physiologische Lage der Apparatenachse hatten, liegt hier die Achse unphysiologisch, nämlich oberhalb des Handgelenks. Überlegen wir, inwiefern eine Veränderung des Drehmoments der Federung durch die unphysiologische Achsenlage bedingt ist! Denken wir uns die Hand des Patienten samt dem mit ihr zu einem unbeweglichen Ganzen verbundenen Handabschnitt des Apparates irgendwie fixiert und den Vorderarm gegen die Hand frei beweglich. Mit welchem Drehmoment m^* wird der Apparat den Vorderarm zu strecken suchen, falls in seinem eigenen Gelenk das Drehmoment m wirksam ist? Wie ein Blick

auf Fig. 155 lehrt, mit dem Drehmoment $m^* = m \frac{R^*}{R}$, wenn R der Abstand des Apparategelenks, R^* der Abstand des Handgelenks von dem Gurt ist welcher den Vorderarmstab des Apparates mit dem Vorderarm verbindet. Denn die vom Apparat und die vom Arm in diesem Gurt ausgeübten Kräfte müssen (entgegengesetzt) gleich sein, d. h. es muß gelten (unter Vernachlässigung der Vorzeichen): $p = p^*$. Nun ist $m = p R$ und $m^* = p^* R^*$, also

$$m^* = m \frac{R^*}{R}.$$

Diese letzte Gleichung gilt, wie eine einfache Überlegung lehrt, auch dann, wenn der Gurt schräg zu den durch R und R^* bezeichneten Hebeln liegt. vorausgesetzt, daß diese beiden Hebel immer einander parallel laufen.

Wäre nun der Gurt sowohl mit dem Apparat und seinem Gelenk wie mit dem Arm unverschieblich verbunden so würde das Verhältnis der Hebel

$\frac{R^*}{R}$ immer dasselbe bleiben.

Vermöge der an unserm Apparat angebrachten Verschiebungskorrektur aber verändert sich die Länge von R , indem bei zunehmender Beugung der Rahmen mit den Zugfedern aus der Hülse herausrollt, bei Streckung wieder in dieselbe zurückkehrt. Dagegen bleibt der Gurt am Arm annähernd an der gleichen Stelle liegen, R^* verändert sich also nicht wesentlich. Bei stärkster möglicher Streckung, d. h. bei der Initialstellung des Apparates ist R^* etwa gleich R , denn die Apparatenachse liegt dann ziemlich genau oberhalb (dorsal) von der Handgelenksachse. Mit zunehmender Beugung wächst R , und zwar, wenn wir den Beugungswinkel mit φ und den Abstand der beiden Achsen mit \mathfrak{R} bezeichnen, um die Strecke $\mathfrak{R} \sin \varphi$, das Verhältnis $\frac{R^*}{R} = \frac{R^*}{R^* + \mathfrak{R} \sin \varphi}$ wird also kleiner, die Wirkung des Apparates auf das Handgelenk wird schwächer.

c) Nun ist ja eine solche Verringerung der Wirkung des Apparates bei zunehmender Beugung eben das, was wir wünschen, um dadurch die zunehmende

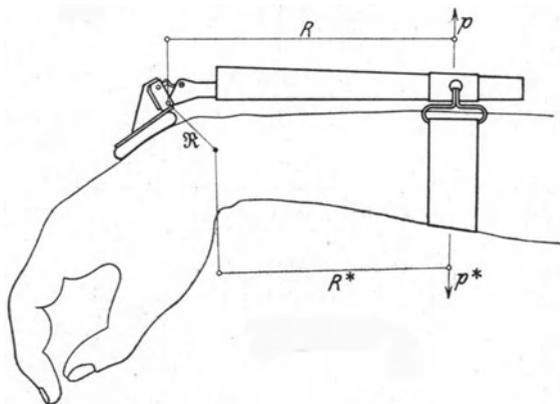


Fig. 155. Drehmoment am Apparategelenk m und Drehmoment am Handgelenk m^* bei unphysiologischer Lage der Apparatenachse.

$$\begin{aligned} p &= p^*, \\ m &= p R, \\ m^* &= p^* R^* = m \frac{R^*}{R}. \end{aligned}$$

Zugkraft der Feder zu kompensieren. Aber wenn diese Verringerung noch zu der andern zuerst besprochenen durch die Verkürzung des Hebels bedingten und bei dem großen Gesamtwinkelausschlag unsres jetzigen Apparates recht erheblichen Verringerung hinzutritt, so wird es zuviel des Guten. Das am Ende der Beugung noch übrigbleibende Drehmoment des Apparates wird so gering, daß es zum Heben der Hand nicht mehr ausreicht, es sei denn, daß wir die Federn von vornherein schon kräftiger als nötig wirken lassen und in der das höchste Drehmoment aufweisenden Stellung eine übermäßig starke Wirkung in den Kauf nehmen.

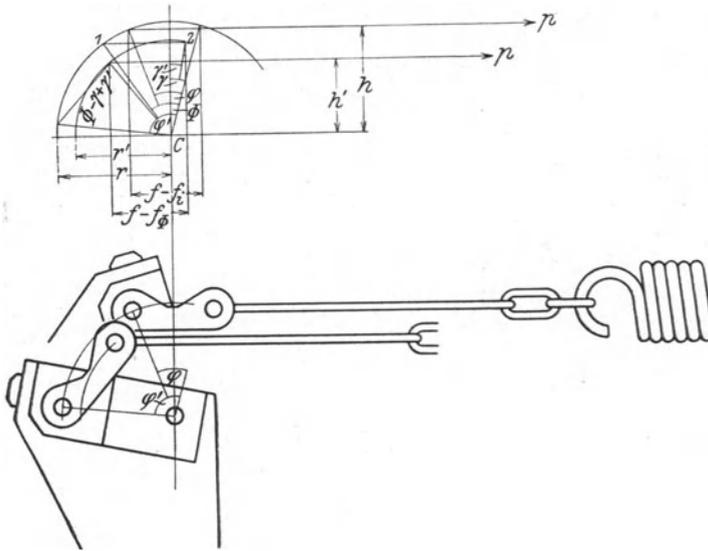


Fig. 156. Zur Mechanik des Modells RHc.

C Drehachse des Apparategelenks. 1 und 2 Lage der Drehachsen des ersten Gliedes der Zugkette in dem Augenblick, wo es sich auflegt, d. h. beim Winkel Φ . f Federungsweg, d. i. Verlängerung der Zugfedern. Im Dreieck $1C2$ gilt für den unteren Winkel:

$$\sphericalangle 1C2 = \Phi - \gamma + \gamma'$$

und für die Mittelsenkrechte durch C :

$$\frac{r}{\cos(\Phi - \gamma)} = \frac{r'}{\cos \gamma'}, \text{ also } r' = r \frac{\cos(\Phi - \gamma)}{\cos \gamma'}$$

Ferner ist

$$\begin{aligned} h &= r \cos(\Phi - \gamma), \\ h' &= r' \cos(\gamma' - \gamma - (\Phi - \gamma + \gamma')) = r' \cos(\gamma' - \Phi - \gamma'), \\ f - f_i &= r (\sin \gamma + \sin(\Phi - \gamma)), \\ f - f_\Phi &= r' (\sin \gamma' + \sin(\gamma' - \Phi - \gamma')). \end{aligned}$$

Den Weg zur Abhilfe weist uns die Überlegung, welche wir im allgemeinen Teil (§ 66, Fig. 54) seinerzeit angestellt haben, daß die Apparatenfeder ebenso wie der Muskel am sich drehenden Gelenk entweder in der Richtung der Kreisbogensehne und daher mit wechselndem Hebel angreifen kann oder mit gleichbleibendem Hebel, indem die Muskelsehne sich wie die Kette auf einer Walze, wie das Seil auf einer Seiltrommel aufwickelt. Wir kombinieren beide Möglichkeiten zu einer Lösung auf mittlerer Linie, indem wir nur das erste Glied unsrer Zugkette, nachdem etwa die Mitte des Gelenksausschlags (Winkel Φ) erreicht ist, einen Stützpunkt finden und sich unbeweglich wie das aufgewickelte Seil auf der Walze festlegen lassen. Fig. 156 macht das anschaulich.

d) Durch diese Einrichtung wird allerdings die Gesamtverkürzung unserer Federn abermals vermehrt. Der Gesamtlängenunterschied zwischen Abschlußstellung und Initialstellung beträgt nunmehr nach Ausweis der in Tabelle 38 (rechte Seite) durchgeführten Berechnung

$$f_a - f_i = (f_a - f_\phi) + (f_\phi - f_i) = 1,00 + 0,91 = 1,91 \text{ cm.}$$

Die gleiche Größe haben wir bei unserm Modell RHa zu 1,46 cm gefunden. Da wir aber die initiale Länge der Zugfedern l_i von 9 auf 11,5 cm vermehrt haben, so ist das Verhältnis der Gesamtverkürzung zur ursprünglichen Länge bei unserm neuen Modell fast dasselbe geblieben wie beim alten, denn $\frac{1,91}{11,5} = 0,166$ und $\frac{1,46}{9} = 0,162$. Daher ist auch der Beanspruchungsgrad nicht wesentlich

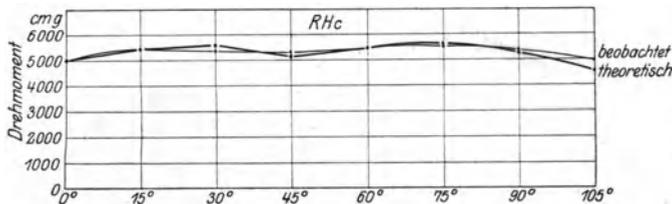


Fig. 157. Theoretisch vorgesehene und beobachtete Winkel-Momentenkurve des Handgelenk-Streckapparates Modell RHc gemäß Tabelle 38. Die Kurven zeigen gute Übereinstimmung zwischen Theorie und Beobachtung.

verändert; er berechnet sich auf $\tau = 0,84$. Wie haben also hier, was die Beanspruchung unserer Federn anlangt, ähnlich günstige Verhältnisse wie wir sie bei jenem Modell fanden. Die Länge der unbeanspruchten Federn ist gegen jene des Modells RHa in gleichem Maß vergrößert wie die initiale Länge, beträgt also

$$l = 8,39 \cdot \frac{11,5}{9} = 10,72 \text{ cm.}$$

Die beistehende Tabelle 38 gibt die ausführliche Berechnung der von dem Apparat bei verschiedenen Winkelstellungen, die jeweils um 15° unterschieden sind, ausgeübten Drehmomente, welche für solche Leser, die sich eingehender in diese Dinge vertiefen wollen, Interesse haben dürfte. Die Berechnung baut sich auf folgenden Grundlagen auf. Wir bezeichnen den Winkel, bei welchem das erste Glied unserer Zugkette sich selbständig zu drehen aufhört, mit Φ , den Drehungswinkel selber, solange er kleiner als Φ ist, mit φ sobald er diesen Betrag überschreitet mit φ' , die entsprechenden Hebel, mit welchen die Zugkette angreift, mit h und h' , die Abstände des Angriffspunktes der Zugkette (vgl. Fig. 54) von der Drehachse mit r und r' , die Winkel, bei welchen die Hebel größten Wert haben und ihre Länge gleich dem Abstand des Angriffspunktes von der Achse ist, mit γ und γ' . Dann ergeben sich aus Fig. 156 die geometrischen Beziehungen:

$$h = r \cos(\varphi - \gamma),$$

$$h' = r' \cos(\varphi' - \Phi - \gamma'),$$

$$r' = r \frac{\cos(\Phi - \gamma)}{\cos \gamma'},$$

$$f - f_i = r (\sin \gamma + \sin(\varphi - \gamma)),$$

$$f - f_\phi = r' (\sin \gamma' + \sin(\varphi' - \Phi - \gamma')).$$

Aus den Überlegungen, die wir bei der Berechnung des Modells RHa angestellt haben, entnehmen wir ferner die Gleichungen:

$$m = 2 h p \quad \text{und} \quad p_i = \frac{2 h_i}{m_i}.$$

Ferner erhalten wir durch leichte Umformung der dort und in § 70e entwickelten Gleichungen:

$$p - p_i = (f - f_i) \frac{p}{f}$$

und

$$\frac{p}{f} = \frac{10^8 d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4 l_i}$$

Tabelle 38.
Drehmomente des Handgelenk-
am Apparatgelenk und am Handgelenk

		Erste Berechnung								
		Zahlenwerte: $\gamma = 15^\circ$ $r = 1,2$ cm $\gamma' = 15^\circ$ $r' = r \frac{\cos(\Phi - \gamma)}{\cos \gamma'} = 1,07$ cm $\Phi = 45^\circ$ $l_i = 10,5$ cm				$\mathfrak{R} = 3,5$ cm $R^* = 16,5$ cm $p_i = \frac{m_i}{2 h_i} = \frac{5000}{2 \cdot 1,16} = 2155$ g				
Vor dem Abliegen des ersten Gliedes der Zugkette	φ	$\varphi - \gamma$	$\cos(\varphi - \gamma)$	$\sin(\varphi - \gamma)$	$\sin \gamma + \sin(\varphi - \gamma)$	$r \cos(\varphi - \gamma) = h$	$r (\sin \gamma + \sin(\varphi - \gamma)) = f - f_i$	$(f - f_i) \frac{p}{f} = p - p_i$	$p - p_i + p_i = p$	$\frac{m}{p h} = \frac{m}{2}$
	0°	-15°	0,97	-0,26	0	1,16	0	0	2155	2500
	15°	0°	1,00	0	0,26	1,20	0,31	234	2389	2867
	30°	$+15^\circ$	0,97	+0,26	0,52	1,16	0,62	467	2622	3041
	45°	$+30^\circ$	0,87	+0,50	0,76	1,04	0,91	686	2841	2955
Nach dem Abliegen des ersten Gliedes der Zugkette	φ'	$\varphi' - \Phi - \gamma'$	$\cos(\varphi' - \Phi - \gamma')$	$\sin(\varphi' - \Phi - \gamma')$	$\sin \gamma' + \sin(\varphi' - \Phi - \gamma')$	$r' \cos(\varphi' - \Phi - \gamma') = h$	$r' (\sin \gamma' + \sin(\varphi' - \Phi - \gamma')) = f - f_{\Phi}$	$(f - f_{\Phi}) \frac{p}{f} = p - p_{\Phi}$	$p - p_{\Phi} + p_{\Phi} = p$	$\frac{m}{p h'} = \frac{m}{2}$
	45°	-15°	0,97	-0,26	0	1,04	0	0	2841	2955
	60°	0°	1,00	0	0,26	1,07	0,28	211	3052	3265
	75°	$+15^\circ$	0,97	+0,26	0,52	1,04	0,56	422	3263	3394
	90°	$+30^\circ$	0,87	+0,50	0,76	0,93	0,81	611	3452	3210
105°	$+45^\circ$	0,71	+0,71	0,97	0,76	1,04	784	3625	2755	

gleich mit den direkt gemessenen Werten eine befriedigende Übereinstimmung zwischen Theorie und Ausführung, was besonders auch durch die graphische Darstellung der errechneten Werte in Fig. 157 erhellt.

Am rechten Ende der Tabelle ist die Berechnung für zum Teil etwas geänderte Abmessungen des Apparates durchgeführt, wie ich sie künftig anwenden würde und der Werkstattzeichnung sowie den obigen Überlegungen in betreff der Federlänge zugrunde gelegt habe; das Absinken des Drehmoments gegen Ende der Beugung ist hier noch etwas ausgesprochener. Der Vergleich der beiderlei Werte macht zugleich anschaulich, wie man durch leichte Abänderung der Maße den mechanischen Charakter des Apparates nach Belieben zu gestalten in der Lage ist.

§ 92. Berechnung des Federung der Modells RHd.

An gliedermechanischen Anforderungen verlangen wir von unsrer Federung auf Grund der Tatsachen, welche wir bei Besprechung des Modells RHb erörterten, (§ 90) einen Gesamtausschlag $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i = 100^\circ$ und ein initiales Drehmoment beider Federn von zusammen 5000 cm g, jeder einzelnen also von $\check{m}_i = 2500$ cm g. Das abschließende Drehmoment soll, wenn nicht kleiner, dann doch wenigstens nicht viel größer sein als das initiale. Was die äußeren Abmessungen anlangt, so wünschen wir den Windungsdurchmesser nicht größer als 1,3 cm, damit der Wulst auf der Handbrücke nicht gar zu dick wird; die Länge jeder Feder darf nicht über 4,5 cm messen. Es gilt nun die Drahtstärke rationell zu wählen und dabei vor allem Sorge zu tragen, daß die Hochbeanspruchung, ohne welche wir leider nicht auskommen, sich wenigstens in möglichst niedrigen Grenzen hält.

Wir können annehmen, daß die Winkelausschläge des Apparategelenks annähernd dieselben sind wie die des Handgelenks und also schreiben

$$\varphi_a - \varphi_i = 100^\circ.$$

Wir können ferner annehmen, daß bei Streckstellung die Drehachse des Apparates über der Drehachse des Handgelenks liegt, also $m_i = \check{m}_i = 2500$ cm g ist. Bei zunehmender Beugung rückt die Apparatenachse auf der Hand nach vorn, infolgedessen wird das Drehmoment, welches am Arm wirkt, vermindert und beträgt am Ende der Beugung nur noch annähernd $\frac{4}{5}$ von dem Drehmoment, welches am Apparat wirkt. Wir haben diese Verhältnisse beim vorigen Apparat genau erörtert (§ 91 b). Es gilt also:

$$\check{m}_a = \infty \frac{4}{5} m_a.$$

Nun entnehmen wir unsrer Tabelle 33 die für die Drill-Schraubenfeder geltenden Gleichungen (indem wir den Faktor $\chi = 1$ setzen):

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{167 l D}{10^8 d^5},$$

$$\varphi^\dagger = 0,8 \frac{l D}{d^2}.$$

Wir haben weiter (vgl. § 70 b):

$$\varphi_i = m_i \frac{\varphi}{m},$$

mithin

$$\varphi_a = (\varphi_a - \varphi_i) + \varphi_i = 100 + m_i \frac{\varphi}{m},$$

$$\left(\text{außerdem } m_a = m_i + (m_a - m_i) = m_i + (\varphi_a - \varphi_i) \frac{m}{\varphi} \right).$$

Endlich gilt für den Beanspruchungsgrad (§ 71):

$$\tau = \frac{\varphi_a}{\varphi^{\ddagger}} = \frac{100 + m_i \frac{167 l D}{10^8 d^5}}{0,8 l D \frac{1}{d^2}} = \frac{125 d^2}{l D} + \frac{209 m_i}{10^8 d^5}.$$

Indem wir unsere obigen Zahlenwerte: $m_i = 2500$ und $l D = 4,5 \cdot 1,3 = 5,85$ einsetzen erhalten wir:

$$\tau = 21,37 d^2 + \frac{5225}{10^6 d^3}.$$

Wir fragen nun, wie müssen wir den Drahtdurchmesser wählen, damit der Beanspruchungsgrad τ möglichst gering ausfällt? Die Antwort erhalten wir nach der Methode der Maxima und Minima, indem wir das Differential des Beanspruchungsgrades nach dem Drahtdurchmesser gleich Null setzen. Das ergibt

$$0 = 2 \cdot 21,37 d - 3 \frac{5225}{10^6 d^4},$$

$$d^5 = 0,206^5.$$

Bei einer Drahtstärke von $d = 0,206$ cm also ist der Beanspruchungsgrad am geringsten, und zwar beträgt er

$$\tau = 21,37 \cdot 0,206^2 + \frac{5225}{10^6 \cdot 0,206^3} = 1,50.$$

Das dabei stattfindende abschließende Drehmoment am Handgelenk berechnet sich auf

$$\begin{aligned} \ddot{m}_a &= \infty \frac{4}{5} m_a = \frac{4}{5} \left(m_i + (\varphi_a - \varphi_i) \frac{m}{\varphi} \right) \\ &= \frac{4}{5} \left(2500 + 100 \frac{10^8 \cdot 0,206^5}{167 \cdot 5,85} \right) = 5003 \text{ cm g.} \end{aligned}$$

Das abschließende Drehmoment ist also ziemlich genau doppelt so groß wie das initiale. Wünschen wir es zu verringern, so können wir das durch Verkleinerung des Drahtdurchmessers erreichen, müssen aber dann einen höheren Beanspruchungsgrad in den Kauf nehmen. Ich habe den Drahtdurchmesser 0,18 cm gewählt. Für diesen ergibt sich:

$$\tau = 1,59 \quad \text{und} \quad \ddot{m}_a = \infty 3548 \text{ cm g.}$$

Das abschließende Drehmoment übersteigt also das initiale nur noch um 42%. Noch günstigere Ergebnisse in mechanischer Hinsicht erhält man natürlich, wenn man sich nicht scheut, den Windungsdurchmesser zu vergrößern und damit den Wulst auf der Handbrücke noch dicker zu machen.

Die in Tabelle 36 durchgeführte Prüfung eines fertigen Apparates zeigt einen mittleren Wert der reziproken Weichheit

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{8307 - 5680}{75^\circ - 15^\circ} = 43,8 \text{ cm g}$$

statt des aus unserer Formel der Tabelle 33 sich berechnenden Wertes

$$\frac{m}{\varphi} = 2 \cdot \frac{10^8 d^5}{167 l D} = \frac{2 \cdot 10^8 \cdot 0,18^5}{167 \cdot 4,5 \cdot 1,3} = 38,7 \text{ cm g.}$$

Der Unterschied zwischen den beiderlei Werten könnte daher rühren, daß bei der Prüfung des Apparates die äußeren Windungen der Federn mit zunehmender Beugung sich dem Angriffspunkt des Prüfungsgewichtes, das wir etwa am Ende des Vorderarmstabes angehängt haben, nähern, der Hebel, mit dem dieses auf sie wirkt also abnimmt, welchen Umstand unsre Ausrechnung der Versuchsergebnisse außer acht läßt, indem sie einen konstanten Wert des Hebels annimmt. Außerdem dürfte die durch die Aufbringung der Federn auf der gewölbten Handbrücke bedingte Biegung der Federachsen als eine Art Versteifung wirken und die Weichheit vermindern.

§ 93. Berechnung der Federung des Modells RHv und RHvv.

Die Berechnung der Federung bei diesem Modell bietet deswegen besondere Schwierigkeiten, weil der Apparat recht verschieden angelegt werden kann und weil er, einmal angelegt, bei ausgiebigen Beugebewegungen im Handgelenk, wie sie besonders die Variante Modell RHvv zuläßt, seine Lage stark verschiebt. Man könnte versuchen, die einzelnen möglichen Lagen genauer zu ermitteln und ihre Mechanik zu berechnen. Wir wollen uns jedoch mit einem weniger mühsamen summarischen Verfahren begnügen.

An Hand der Fig. 58 ist zunächst leicht einzusehen, daß das (unechte) Apparatengelenk, wie wir es gemäß Fig. 80 bei einer an drei Stellen gehaltenen Biegefeder, die ja unsre federnde Latte darstellt, annehmen, erheblich proximalwärts vom Handgelenk liegt. Gemäß den bei Berechnung des Modells RHc angestellten und in Fig. 155 veranschaulichten Überlegungen ist daher das Drehmoment, welches auf das Handgelenk ausgeübt wird, erheblich geringer als das im Apparatengelenk gemäß Fig. 80. Ich schätze, daß das erstere nur etwa $\frac{2}{3}$ des letzteren beträgt. Ferner läßt sich aus der Fig. 158 abnehmen, daß die Winkelausschläge im Apparatengelenk bei starker Beugung wesentlich hinter denen im Handgelenk zurückbleiben. Ich schätze, daß bei der stärkstmöglichen Beugung der Unterschied wenigstens 10° betragen mag.

Was nun die gliedermechanischen Anforderungen anlangt, so wollen wir aus Gründen, wie wir sie bei Modell RHb besprochen (§ 90), einen Gesamtausschlag von $\check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i = 80^\circ$ möglich machen und verlangen ein initiales Drehmoment von $\check{m}_i = 5000$ cm g, lassen ein abschließendes Drehmoment von $\check{m}_a = 17500$ cm g zu. Letzteres Drehmoment scheint hoch und es ist anzunehmen, daß stark geschwächte Beugemuskeln, wie wir sie bei unsren Patienten oft begegnen, es nicht überwinden können. Aber das wäre kein großer Schade, wenn der Patient die äußersten Beugestellungen nicht begehen könnte. Bei andern Apparaten mußten wir auf diese Stellungen deshalb besonderes Gewicht legen, weil sie erst dem Patienten eine ausreichende Greifweite ermöglichten. Bei diesem Apparat dagegen kann der Patient dadurch, daß er den Apparat nach vorn (distalwärts) verschiebt, die Anhebung der Finger so wirksam gestalten, daß er auch bei wenig gebeugtem Handgelenk ausreichende Greifweite erzielt. Diese Erschwerung und Einschränkung der Beugemöglichkeit rechtfertigt auch, daß wir oben für den Gesamtausschlag einen geringeren Wert in Rechnung gestellt haben als wir es früher bei Modell RHb und andern taten.

Den angegebenen Werten am Leibesgelenk entsprechen am Apparatengelenk gemäß unsrer obigen Überlegung die Werte:

$$\varphi_a - \varphi_i = \check{\varphi}_a - \check{\varphi}_i - 10^\circ = 80^\circ - 10^\circ = 70^\circ,$$

$$m_i = \frac{2}{3} \check{m}_i = \frac{2}{3} \cdot 5000 = 7500 \text{ cm g},$$

$$m_a = \frac{2}{3} \check{m}_a = \frac{2}{3} \cdot 17500 = 26250 \text{ cm g}.$$

Unsre Apparatenfeder stellt eine an drei Orten gehaltene Biegefeder (§ 68 I) dar. Die beiden Halbfedern, in welchen wir unsre Feder uns zwecks Berechnung ihrer Wirkung zerlegt denken, sind die distale etwa 13, die proximale etwa 11 cm lang. Die distale stellt ein gestuftes Blattfederwerk dar, die proximale ein Mittelglied zwischen einem gestuften und einem aus gleichen Rechteckfedern zusammengesetzten Blattfederwerk, da die Hälfte der Blechstreifen bis nahezu zum hinteren Ende durchgeföhrt ist, die Endigungen der andern Hälfte über die Länge der Feder gleichmäßig verteilt sind. Wir werden bei Berechnung dieser Halbfeder daher Werte annehmen dürfen, welche in der Mitte liegen zwischen denen, die für ein gestuftes, und denen die für ein ungestuftes Blattfederwerk gelten. Das heißt, wir haben für diese Halbfeder als zulässigen Winkelausschlag (Tabelle 33)

$$\varphi''^{\dagger} = 0,11 \frac{l''}{h}$$

und für die erste Halbfeder

$$\varphi_1^{\dagger} = 0,09 \frac{l_1}{h},$$

ferner für die Weichheit

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)_1 = 104 \frac{l_1}{10^9 n b h^3},$$

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)'' = 130 \frac{l''}{10^9 n b h^3}$$

und also

$$\begin{aligned} \left(\frac{\varphi}{m}\right)_1 / \left(\frac{\varphi}{m}\right)'' &= \frac{104}{130} \frac{l_1}{l''} \\ &= \frac{104}{130} \frac{13}{11} = \frac{104}{110}. \end{aligned}$$

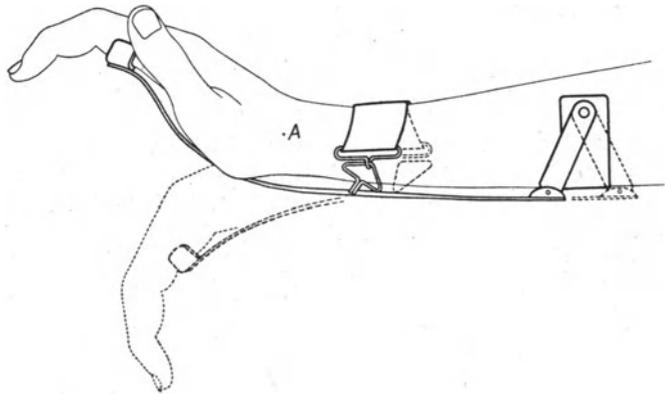


Fig. 158. Zur Mechanik des Modells RHvv. A Beugeachse des Handgelenks. Die Drehachse der federnden Latte ist gemäß Fig. 80 am mittleren Befestigungspunkt (Haken des Gurts) anzunehmen, liegt also wesentlich hinter der Achse des Handgelenks. Die Biegungswinkel der Latte sind daher kleiner als jene des Handgelenks.

Sodann gilt für den zulässigen Ausschlag der ganzen Feder

$$\varphi_1^{\dagger} \left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)'' / \left(\frac{\varphi}{m}\right)_1\right) \geq \varphi^{\dagger} \leq \varphi''^{\dagger} \left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_1 / \left(\frac{\varphi}{m}\right)''\right).$$

Indem wir die Zahlenwerte $l_1 = 13$, $l'' = 11$ cm einsetzen, erhalten wir:

$$0,09 \frac{13}{h} \left(1 + \frac{110}{104}\right) \geq \varphi^{\dagger} \leq 0,11 \frac{11}{h} \left(1 + \frac{104}{110}\right),$$

$$\frac{2,40}{h} \geq \varphi^{\dagger} \leq \frac{2,35}{h},$$

$$\varphi^{\dagger} = \frac{2,35}{h}.$$

Wir haben ferner: $m^{\dagger} = m_1^{\dagger} = m''^{\dagger}$ und gemäß Tabelle 33: $m^{\dagger} = 8 \cdot 10^5 n b h^2$. Sodann gilt (§ 69) $\varphi_a = \tau \varphi^{\dagger}$, $m_a = \tau m^{\dagger}$ und (§ 70 b):

$$\varphi_a = m_a \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i}.$$

Durch Kombination dieser Gleichungen erhalten wir leicht:

$$\tau = \frac{m_a}{8 \cdot 10^5 n b h^2},$$

$$\tau h^2 = \frac{m_a}{8 \cdot 10^5 n b},$$

ferner

$$\frac{\tau}{h} = \frac{1}{2,35} m_a \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i},$$

und aus diesen beiden Gleichungen:

$$\tau^3 = \frac{m_a^3}{44 \cdot 10^5 n b} \left(\frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} \right)^2,$$

$$h^3 = \frac{294}{10^8 n b} \frac{m_a - m_i}{\varphi_a - \varphi_i}.$$

Die beiden letzt erhaltenen Gleichungen setzen die gegenseitige Abhängigkeit der gliedermechanischen Anforderungen, der gewählten Abmessungen und der Hochbeanspruchung nach jeder Richtung ins Licht. In Berücksichtigung derselben und auf Grund praktischer Erwägungen habe ich folgende Abmessungen gewählt:

$$n = 8, \quad b = 1,8 \text{ cm},$$

$$h = 0,038 \text{ cm}.$$

Daraus ergibt sich:

$$\tau = \frac{m_a}{8 \cdot 10^5 \cdot n b h^2} = \frac{26250}{8 \cdot 10^5 \cdot 8 \cdot 1,8 \cdot 0,038^2} = 1,58,$$

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{m_a - m_i}{\varphi_a - \varphi_i} = \frac{10^8 n b h^3}{294} = \frac{10^8 \cdot 8 \cdot 1,8 \cdot 0,038^3}{294} = 269 \text{ cm g}.$$

Die Prüfung des Apparates in Tabelle 36, S. 441 zeigt bei einem Winkelausschlag von 15° eine reziproke Weichheit $\frac{m}{\varphi} = \frac{4590}{15^\circ} = 306 \text{ cm g}$, die bei stärkerem Ausschlag erheblich größer wird. Der Unterschied zwischen dem berechneten und dem beobachteten Wert dürfte hauptsächlich bedingt sein durch die Verdrehung des distalen Endes der Latte im Sinn der Supination, die wir angebracht haben, um eine radial abduzierende Wirkung neben der streckenden zu erzielen und die in unsrer theoretischen Formel keine Berücksichtigung findet.

§ 94. Berechnung und Herstellung der Federungen der Modelle RFf und RDf.

Bei unsren Handgelenk-Streckapparaten fanden wir die erforderliche Stärke der Federung, indem wir das Drehmoment berechneten, welches nötig ist, um das Gewicht der Hand anzuheben. Das Drehmoment erhielten wir durch Multiplikation dieses Gewichts mit dem Abstand des Schwerpunkts von der Drehachse. Dies Gewicht sahen wir in § 88, beträgt etwa 533 g, der Abstand 5,5 g, das Drehmoment also etwa 3000 cm g. Bei den vier Fingern liegt die Sache weniger einfach. Versuchen wir zunächst eine analoge Berechnung! Da Gewichts- und Schwerpunktsbestimmungen seitens der Anatomen hier nicht gemacht sind, so müssen wir uns mit Schätzungen behelfen. Ich fand an einer normalen Hand durch die Methode der Wasserverdrängung das Volumen der ganzen Hand zu

332 ccm, das Volumen der vier Finger samt dem Randteil der Hand (§ 82a) bis zur Achse der Grundgelenke gleich 132 ccm. Danach dürfen wir wohl das von unserm Vierfinger-Streckapparat anzuhebende Gewicht schätzen auf durchschnittlich

$$p = 533 \frac{132}{332} = 212 \text{ g.}$$

Den Abstand des Schwerpunkts von der Grundgelenksachse schätze ich auf 5 cm, das erforderliche Drehmoment würde mithin etwas über 1000 cmg betragen.

Die Erfahrung hat mich belehrt, daß wir in Wirklichkeit unsern Apparaten ein bedeutend höheres Drehmoment geben müssen, wenn der Patient befriedigt und zu einigermaßen vollständiger Streckung der Finger, so wie er sich das wünscht, befähigt werden soll. So leistet beispielsweise der in Tabelle 37, S. 443 beschriebene und praktisch erprobte Apparat ein Gesamtdrehmoment bei gerade gestreckten Fingern von $960 + 1360 + 880 + 600 = 3800$ cmg. Die Ursachen dieser bedeutenden Mehranforderung dürften mehrfache sein. Erstens spielt wohl die Reibung in den Leibesgelenken, welche unser Apparat überwinden muß, bei den Fingern eine verhältnismäßig größere Rolle als bei dem Handgelenk, bei welchem wir sie ganz vernachlässigen konnten. Sodann kommt gegen Ende des Gelenkausschlags — und eben dies Ende wünscht der Patient durch den Apparat erreichen zu können — der wohl nicht unerhebliche Widerstand der Weichteile hinzu, vor allem aber in vielen Fällen mehr oder weniger ausgesprochene Gelenksteifigkeiten. Endlich ist zu bedenken, daß der Patient, wenn er seine Finger völlig strecken will, seine kurzen Handmuskeln anspannen muß, um auf die Interphalangealgelenke energisch einzuwirken. Diese kurzen Muskeln aber üben am Grundgelenk eine Beugewirkung aus, welche der Streckwirkung unsres Apparates entgegenarbeitet (vgl. § 36 Ende).

Die Erfahrung lehrt weiter, daß die Höhe des erforderlichen Drehmoments von Fall zu Fall stark wechselt, was nicht wundernehmen kann, da die Gelenksteifigkeit eine individuell sehr verschiedene Größe darstellt. Wir müssen daher in jedem einzelnen Fall die Stärke eigens ausprobieren, indem wir mit dem Dynamometer das zur Anhebung erforderliche Drehmoment bestimmen oder indem wir verschieden starke Apparate versuchsweise anlegen lassen.

In allen Fällen aber bleibt eine Anforderung von größter Wichtigkeit: die Federung muß so weich sein, daß sie die Beugung nicht behindert. Gerade in diesem Punkt waren die bisherigen mir bekannt gewordenen Apparate sehr unvollkommen. Unser Apparat in Tabelle 37 zeigt bei Beugung bis zu $+90^\circ$ ein Drehmoment von $1280 + 1720 + 1200 + 960 = 5160$ cmg, also eine Zunahme gegen das Drehmoment bei gerader Streckung von $5160 - 3800 = 1360$ cmg, oder $\frac{1360}{3800} = 36\%$. Da die Grundgelenke aber nicht bis 90° , sondern höchstens bis 75° gebeugt werden, so beträgt das Mehr an Kraft, welches bei engstem Faustschluß durch die beugenden Antagonisten aufzubringen ist nur $36 \cdot \frac{75}{90} = 30\%$.

Dieses günstige Ergebnis danken wir unsern früher (§ 67) besprochenen gerollten Flachwickel-Blattfedern. Über die Herstellung und Dimensionierung dieser Federn ist folgendes zu sagen. Die Flachwickelfeder wird mit geeigneten Zangen aus hartem Stahldraht gebogen, der in langen, geraden Strecken und kurzen Kehrwindungen hin- und hergeführt wird. Bei jeder Kehre wird zugleich eine Winkeldrehung in den Sinn der Rollung der Gesamtfeder ausgeführt. Diese Drehung soll durchschnittlich 20° betragen. Danach wird im Verlauf von etwa

18 Kehren eine Rollung zum vollen Kreis von $18 \cdot 20^\circ = 360^\circ$ erreicht, und 36 Windungen würden eine doppelte Kreisrollung bewirken. In Wirklichkeit kommt so starke Rollung nicht zustande, da die beiden Enden der Feder gegeneinander schlagen, und wenn sie zustande kommt, wird sie jedenfalls aufgehoben sobald beide Enden in den Blechverkröpfungen gefaßt sind, mit welchen wir sie umkleiden, um sie weiter festmachen zu können. Dann ist nur noch eine Rollung von etwa einem halben Vollkreis = 180° möglich, wobei beide Verkröpfungen sich aneinanderlegen. Wird nun der fertige Apparat angezogen, so findet Streckung bis 0° statt und endlich bei stärkster Beugung der Finger eine Rollung im entgegengesetzten Sinn bis 75° .

Stets hat dabei eine erhebliche Hochbeanspruchung statt, wie folgende Überlegung ergibt. Bei unserm Vierfinger-Streckapparat der Tabelle 37 berechnet sich die reziproke Weichheit für den Zeigefinger auf

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{1040 - 240}{+90^\circ - -180^\circ} = 2,96 \text{ cm g.}$$

Das bei der Stellung 0° des Apparates beobachtete Drehmoment $m = 760 \text{ cm g}$ entspricht also einer Rollung der Flachwickel-Blatfeder um den Winkel

$$\varphi = m \cdot \left(\frac{\varphi}{m}\right) = \frac{760}{2,96} = 257^\circ.$$

Bei stärkster Beugung dreht sich das Grundgelenk von der Streckstellung 0° auf etwa 75° und somit wird von der Apparatenfeder eine Gesamtrollung von $257^\circ + 75^\circ = 332^\circ$ verlangt. Da unsere Feder eine an drei Stellen gehaltene Biegefeder (§ 681) darstellt, deren beide Hälften genau einander gleich sind, so ist der zulässige Winkelausschlag der Gesamtfeder doppelt so groß wie der jeder der beiden Halbfedern, aus welchen wir sie zusammengesetzt denken, und wir haben also gemäß Tabelle 33 für die Flachwickelfeder:

$$\varphi^\dagger = 2 \varphi_1^\dagger = 2 \varphi_2^\dagger = 2 \cdot 0,36 \frac{n b \lambda}{d}$$

und für die Blatfeder:

$$\varphi^\dagger = 2 \varphi_1^\dagger = 2 \varphi_2^\dagger = 2 \cdot 0,26 \frac{l \lambda}{h}.$$

Die Länge l unsrer Halbfeder beträgt $2,5/2 = 1,25 \text{ cm}$, die Breite b $1,7 \text{ cm}$, die Windungszahl n 19 ; der Drahtdurchmesser d ist $0,09 \text{ cm}$ und die Blechstärke h $0,008 \text{ cm}$ (siehe Fig. 145). Der Hebel r mißt 4 cm und der Faktor λ beträgt folglich

$$\lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3} \left(\frac{l}{r}\right)^2 = 1 - \frac{1,25}{4} + \frac{1}{3} \left(\frac{1,25}{4}\right)^2 = 0,72.$$

Diese Zahlen einsetzend, erhalten wir für die Flachwickelfeder:

$$\varphi^\dagger = 2 \cdot 0,36 \frac{19 \cdot 1,7 \cdot 0,72}{0,09} = 186^\circ$$

und für die Blatfeder:

$$\varphi^\dagger = 2 \cdot 0,26 \frac{1,25 \cdot 0,72}{0,008} = 58,5^\circ.$$

Der Beanspruchungsgrad, d. i. das Verhältnis des höchsten verlangten Winkelausschlags zum zulässigen Ausschlag unsrer Formeltafel beträgt also für die Flachwickelfeder:

$$\tau = \frac{332}{186} = 1,78$$

und für die Blattfeder:

$$\tau = \frac{323}{58,5} = 5,68 .$$

Der Beanspruchungsgrad für die Flachwickelfeder hält sich noch innerhalb der früher von uns als erlaubt erkannten Grenzen (§ 69). Der Wert für die Blattfeder geht allerdings über diese Grenzen wesentlich hinaus. Aber dies ist deswegen ohne Bedenken und für die Güte der gesamten Feder nicht maßgebend, weil ihre Federkraft im wesentlichen durch die Flachwickelfeder geliefert wird und die Blattfeder nur die Aufgabe hat, unerwünschte Drillung zu verhindern. Daher schadet es nicht, wenn sie dauernde Verbiegungen erleidet oder durch Formierung, d. i. Anpassung an die verlangte Biegung (§ 69) an federnder Wirkung etwas verliert. Tatsächlich aber werden sogar noch stärkere Durchbiegungen von dem vorzüglichen Pendelblech, aus welchem unsere Blattfedern geschnitten sind, ohne dauernde Verbiegungen vertragen. Das beweist die in Tabelle 35 Ende mitgeteilte Prüfung einer Flachwickel-Blattfeder, wie wir sie für den Daumen verwenden. Hier haben wir eine tatsächliche Biegung von 315° , eine zulässige Beanspruchung gemäß Tabelle 33 von

$$\varphi^\dagger = 0,26 \frac{l\lambda}{h} = 0,26 \frac{2,6 \cdot 0,749}{0,01} = 50,6^\circ ,$$

also einen Beanspruchungsgrad von

$$\tau = \frac{315}{50,6} = 6,22 .$$

Fassen wir statt des Zeigefingers den Mittelfinger unsres Vierfinger-Streckapparates der Tabelle 37 ins Auge, so finden wir etwas ungünstigere Beanspruchungsverhältnisse, die aber deswegen nichts zu sagen haben, weil das Drehmoment hier offenbar im Verhältnis zu dem des Zeigefingers übermäßig groß ist, es also nichts schaden würde, wenn durch Formierung der Flachwickelfeder ein Teil der biegenden Kraft verloren ginge.

Die reziproke Weichheit der Flachwickel-Blattfeder am Zeigefinger ergab sich uns oben aus den Messungen der Tabelle 37 zu

$$\frac{m}{\varphi} = 2,96 \text{ cm g.}$$

Wir berechnen dieselbe Größe theoretisch unter Berücksichtigung des Umstandes, daß wir es mit einer kombinierten Feder zu tun haben, die aus zwei nebeneinandergeschalteten Teilfedern aufgebaut ist, deren jede selbst wieder eine an drei Stellen gehaltene Biegefeder darstellt, die wir uns in zwei gleichgebauete Halbfedern zerlegt denken können. Die reziproke Weichheit der Biegefeder ist dann halb so groß wie die jeder Halbfeder (§ 68e, 1). Wir haben also:

$$\begin{aligned} \frac{m}{\varphi} &= \frac{1}{2} \left(\frac{m}{\varphi} \right)_F + \frac{1}{2} \left(\frac{m}{\varphi} \right)_B = \frac{1}{2} \frac{10^8 d^4}{73 n b \lambda} + \frac{1}{2} \frac{10^8 b h^3}{31 l \lambda} \\ &= \frac{10^8 \cdot 0,09^4}{2 \cdot 73 \cdot 19 \cdot 1,7 \cdot 0,72} + \frac{10^8 \cdot 1 \cdot 0,008^3}{2 \cdot 31 \cdot 1,25 \cdot 0,72} \\ &= 2,04 + 0,92 = 2,96 \text{ cm g,} \end{aligned}$$

mithin Übereinstimmung zwischen Beobachtung und Theorie.

§ 95. Berechnung der Federung des Modells RDs.

Der verlangte Gesamtwinkelausschlag bei der Streckung des Daumens im Wurzelgelenk beträgt nicht mehr als 30° , das erforderliche initiale Drehmoment nach meiner Erfahrung, falls keine Gelenksteifigkeiten bestehen, durchschnittlich 1000 cmg. Ausschlag und Drehmoment im anatomischen Gelenk und im Apparatengelenk können wir gleichsetzen. Nun gilt gemäß § 69, 70 (vgl. auch § 92) für das abschließende Drehmoment und für den Beanspruchungsgrad:

$$m_a = m_i + (\varphi_a - \varphi_i) \frac{m}{\varphi},$$

$$\tau = \frac{m_a}{m^\dagger}.$$

Ferner haben wir gemäß Tabelle 33 für die dicht gewickelte Drill-Schraubenfeder

$$\frac{m}{\varphi} = \infty \frac{10^8 d^5}{167 l D},$$

$$m^\dagger = 5 \cdot 10^5 d^3.$$

Indem wir den Drahtdurchmesser unserer Feder $d = 0,125$ cm, den Windungsdurchmesser $D = 1$ und die Länge $l = 3$ cm wählen und in obige Gleichungen einsetzen, erhalten wir:

$$m_a = 1000 + 30 \cdot \frac{10^8 \cdot 0,125^5}{167 \cdot 3 \cdot 1} = 1183 \text{ cmg},$$

$$\tau = \frac{1183}{5 \cdot 10^5 \cdot 0,125^3} = 1,21.$$

Die eben errechneten Werte bleiben unverändert, wenn wir den Durchmesser der Federwindungen verkleinern, die Länge aber in gleichem Maße vermehren. So verwenden wir in Kombination mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHd eine Daumenfeder von nur 0,7 cm Durchmesser (von Drahtmitte zu Drahtmitte) aber reichlich 4 cm Länge. Beschränken wir unter Beibehaltung dieses geringeren Durchmessers die Länge auf 3 cm, so erhalten wir für m_a den Wert 1261 und für τ den Wert 1,29, also Werte, die auch noch als gut zulässig zu bezeichnen sind.

Geschichtliche Übersicht der zur Zeit vorhandenen Apparate.

§ 96. Prothesen für das Handgelenk.

Nachstehende Übersicht über die bisher veröffentlichten Radialisprothesen einschließlich unserer hier neu mitgeteilten Modelle beansprucht nicht eine gründliche Schilderung und Würdigung der einzelnen Konstruktionen zu geben; dazu bedürfte es einer weit eingehenderen Darstellung, welche bei der großen Zahl dieser Apparate und der Unmenge der zu besprechenden Einzelheiten und der häufigen Wiederkehr derselben Unzulänglichkeiten die Geduld des Lesers auf eine harte Probe stellen würde, ohne ihn schließlich wesentlich zu fördern. Vielmehr beabsichtige ich nur die in den verschiedenen Apparaten verwirklichten konstruktiven Gedanken und ihre Entwicklung in kurzer Zusammenfassung aufzuzeigen,

wobei unter Entwicklung weniger das geschichtliche Hintereinander als die logische Folge und der begriffliche Zusammenhang zu verstehen ist. Ich lege der Darstellung unsre frühern allgemeinen Überlegungen über die Prinzipien, nach welchen Lähmungsprothesen überhaupt gefertigt werden können (§ 65), zugrunde. Im übrigen verweise ich den Leser auf die Zusammenstellung von Stützen bei Radialislähmungen, welche **RADIKE**, **SCHLESINGER** und **VOLK** neustens im Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder gegeben haben; sie ist insbesondere dadurch wertvoll, daß zahlreiche anderweitig nicht veröffentlichte Apparate darin beschrieben werden.

Wir fassen zunächst nur die Hilfe ins Auge, welche dem gelähmten Handgelenk gebracht wird, und lassen die den Fingern geltenden Bemühungen einstweilen außer Betracht.

a) Starre Apparate. Die nächstliegende Idee ist, das am meisten in die Augen springende Symptom, das auffällige und unschöne Herabhängen der „Tropfhand“ und die damit verbundenen Übelstände, als da sind die sekundären Veränderungen an Muskeln und Gelenken (**KÖHLER** u. a.) und die verminderte Kraft des Faustschlusses, durch einen die Hand hochhaltenden Apparat zu beseitigen, und zu diesem Zweck Vorderarm und Mittelhand in Streckstellung gegeneinander zu fixieren. Die einfachste, d. h. am wenigsten Nachdenken erfordernde konstruktive Verwirklichung dieser Idee bietet eine die beiden Gliedmaßen gleichmäßig umschließende feste Hülse, wie sie dem Chirurgen von den fixierenden Verbänden her, mit denen er erkrankte Glieder stillzulegen pflegt, geläufig ist. So kommen wir zu der Vorderarm und Hand einschließenden Walklederhülse, dem ältesten, aber noch immer von vielen Autoritäten bevorzugten Apparat. Die durch die starre Anhebung des Gelenks verminderte Greifweite drängt dazu, weitere die Finger streckende Vorrichtungen anzubringen und für diese bietet die Hülse eine willkommene solide Basis. Vgl. die Apparate von **MATHIEU**, **HEUSNER**, **VULPIUS** (Fig. 159), **HILDEBRANDS** erste Lösung.

Aber die großen Übelstände, welche die völlige Stilllegung des Handgelenks mit sich bringt und die wir früher (§ 74) des genaueren besprochen, können auf die Dauer nicht verborgen bleiben. Sie sind bei der Walklederhülse noch dadurch erschwert, daß auch die Beweglichkeit der Finger und der Faustschluß durch die in der Hohlhand liegenden harten Ledermassen stark beeinträchtigt werden. Wir sehen daher zunächst das Bestreben, diese Ledermenge zu verringern. Es wird von dem vorderen Ende des Lederpanzers soviel abgeschnitten, als ohne Gefährdung des beabsichtigten Endzweckes der Handgelenkstreckung entbehrt werden kann, und so die Walklederhülse auf einen die Hohlhand stützenden Sporn reduziert: **RADIKES** erste Lösung (Fig. 160) **HASEBROEK**, **BECKMANN'S** erste Lösung, und endlich sehen wir aus dem Sporn eine frei aus der Lederhülse des Vorderarms hervorragende Plattform werden: **DÖRRS** erste Lösung (Fig. 161, vgl. auch oben § 83 e, Fig. 136).

Dieser Gedanke folgerichtig zu Ende gedacht führt schließlich dazu, von dem ganzen Panzer überhaupt nur noch die mechanisch notwendigen

Teile stehenzulassen, d. h. die erforderlichen drei Auflagestellen (§ 65) und ein sie verbindendes Gerüstwerk, das im wesentlichen aus einem

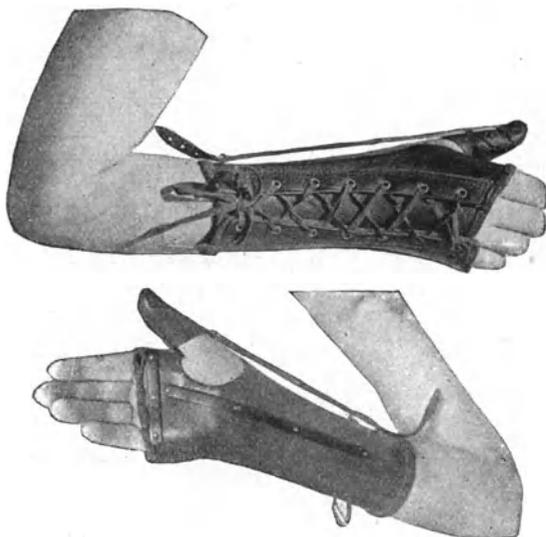


Fig. 159. VULPIUS' Schiene bei Radialislähmung.

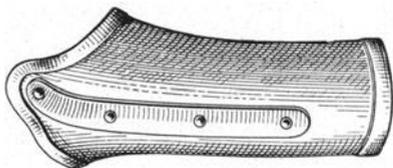


Fig. 160. RADIKES Handstütze bei Radialislähmung, erste Lösung.



Fig. 161. DÖRRS Radialischiene, erste Lösung.

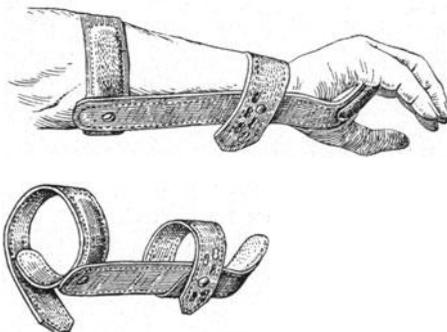


Fig. 162. STAFFELSche Handstütze.

vom Vorderarm zur Hand laufenden Stab besteht. Dieser kann auf der Streckseite oder auf der Beugeseite oder auch seitlich in doppelter Ausführung, ulnar und radial angebracht werden. Als Beispiel solcher einfachen Stabschienen seien die Apparate von STAFFEL (Fig. 162), BIESALSKI, NIKOLAI, LAQUEUR (FLAKE), ENGELMANN, LANGEMAK genannt, letztere drei bloß als vorläufige Behelfe gedacht, sowie zwei von MUSKAT angegebene Konstruktionen.

Immerhin bleibt die durch die Fixierung gesetzte vielfache Behinderung bestehen. Sie wird aber auf ein Mindestmaß dadurch zurückgeführt, daß man den Apparat so einrichtet, daß der Patient, falls er Hantierungen ausführen will, bei welchen der Apparat nur hindert, ihn rasch entfernen und ihn nachher ebenso rasch wieder anziehen kann.

Daher ist unser Modell RHst (Fig. 92, S. 458) so konstruiert, daß es mit einem einzigen Griff an- und abgelegt werden kann. Denselben Vorteil bieten einige der vorerwähnten provisorischen Schienen

während die klassische Walklederhülle auch in der Beziehung recht unzulänglich ist, daß sie jedesmal ein umständliches Zu- und Wieder-aufschnüüren erfordert.

Fig. 163. RADIKES Handstütze bei Radialislähmung, zweite Lösung.

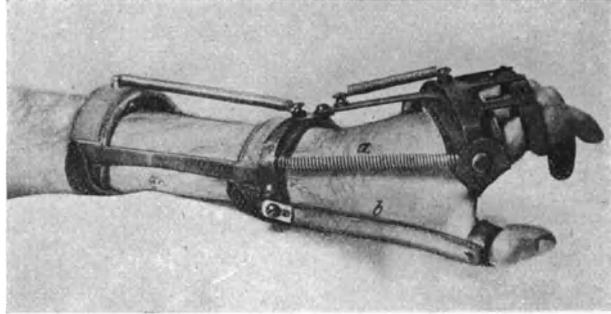
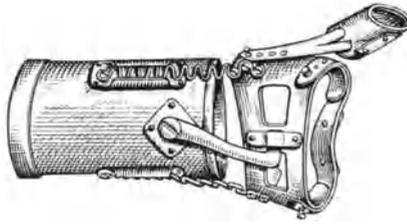


Fig. 164. ENGELS Radialisschiene (nach dem Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder).

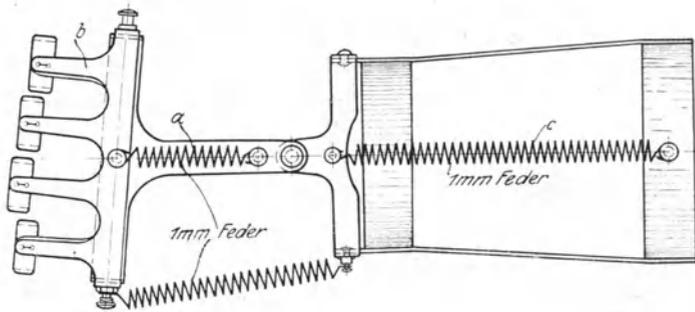
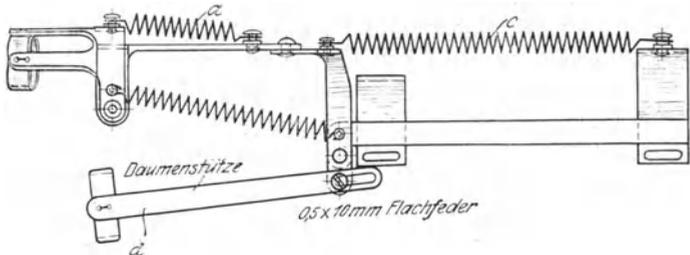


Fig. 165. SPITZYS Hebeapparat bei Radialislähmung.

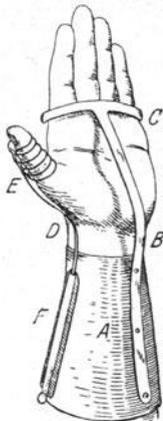
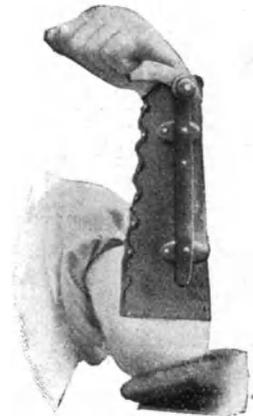


Fig. 166. DÖRRS Radialisschiene, zweite Lösung.



b) **Bewegliche Apparate.** Das Ideal aber bleibt doch ein Apparat, der jederzeit und nicht erst wenn er abgelegt ist, die Beweglichkeit des Handgelenks dem Patienten läßt, zum mindestens die wichtigste, die Beuge- und Streckfähigkeit. Dazu müssen die beiden Hälften unsres Apparates, der am Vorderarm und der an der Hand befindliche Teil, gegeneinander beweglich gemacht werden. Die gegebene Lösung dieser Aufgabe für den noch mit der alten Walklederhülse arbeitenden Konstrukteur ist diese, daß er die Hülse in zwei Teile zerschneidet und diese Teile federnd miteinander verbindet. Mehrere der eben genannten Autoren sind diesen Weg gegangen: MATHIEU, HEUSNER, RADIKE (Fig. 163). Hatte sich aus dem Lederpanzer bereits das Stabwerk herausgeschält, so entsteht nun durch die Hinzufügung eines Gelenks das zweiteilige Stabwerk mit gelenkiger Verbindung (HUDSON, MOSBERG, ENGEL (Fig. 164) usw., unsre neuen Modelle). Auf einem mittleren Entwicklungsstadium sehen wir wieder jene Autoren, welche den Vorderarm noch umpanzern, die Hand aber durch einen federnden Stab anheben: SPITZY (Fig. 165), HEYMANN, BECKMANN, DÖRRS zweite Lösung und andre.

Die Verbindung zwischen beiden Apparathälften kann in echten oder in unechten Gelenken stattfinden und die Gelenkachsen können physiologisch oder unphysiologisch gelegt sein. Der nächstliegende Gedanke ist in Nachahmung der gegebenen anatomischen Verhältnisse den Apparat mit echten Gelenken und physiologischer Achsenlage zu versehen. Diese Konstruktion empfiehlt sich auch dadurch, daß sie in leicht übersehbarer und zweifelsfreier Weise ungehinderte Beweglichkeit innerhalb jedes gewünschten Winkelausschlages zu geben gestattet. Wir finden sie daher vorzugsweise bei den älteren Autoren, beispielsweise bei MATHIEU, COLLIN (Fig. 171), HUDSON; unter den neuern sind besonders ENGEL und ZMIGRÓD bemerkenswert (Fig. 164). Aber diese Apparate sind technisch kompliziert und daher entsteht der Wunsch, die Konstruktion dadurch zu vereinfachen, daß man sich mit unechten Gelenken behilft, d. h. die Federung gleichzeitig als Gelenk dienen läßt, und mit unphysiologischen Achsen, d. h. die Lage des Apparatgelenks nicht an die Lage des anatomischen Gelenks bindet. Letztere Anordnung gestattet es, mit einem einzigen Apparatgelenk für die Beugebewegung auszukommen, das dann über das anatomische gelegt zu werden pflegt (HAGEMANN usw.), während die physiologische Achsenlagerung stets zwei Gelenke am Apparat, eines ulnar, eines radial vom anatomischen erfordert (vgl. unser Modell RHa). Nur DÖRR (Fig. 166) ist kühn genug, mit einem einzigen ulnaren Gelenk sich zu begnügen; natürlich muß dann die Konstruktion ganz bedeutend kräftiger gehalten und mit einer erheblichen Behinderung durch Reibung, sogenanntes Ecken, gerechnet werden.

Die unphysiologische Achsenlage hat, wie wir wissen, sowohl bei echten wie bei unechten Gelenken eine Bewegungshemmung zur Folge und diese kann nur durch eine zweckmäßige Verschiebungskorrektur beseitigt werden. Das Problem der Verschiebungskorrektur gewinnt daher für unsre Aufgabe eine zentrale Bedeutung. Aber wir finden es nur von einem Teil der Konstrukteure als solches erkannt und auch von diesen

meist nur unvollkommen gelöst. Die primitivste Lösung besteht in einer über das sonst übliche Maß hinaus verstärkten Polsterung, wie sie etwa die HAERTELSche Schiene (Fig. 167) und die BUNGESche Radialismanschette (Fig. 174) erkennen lassen. Eine Gleitbahn finden wir bei STRACKER, bei BECKMANNs zweiter Lösung und bei der Stütze aus dem Reservelazarett Görden (Fig. 168). Aber jene spielend leichte Bewegung, welche gerade hier so erwünscht ist, kann doch wohl nur durch vollkommeneren, wenn auch kompliziertere Vorrichtungen erreicht werden, wie sie unsre neuen Modelle aufweisen; man denke an die Rollbahn des Modells RHc oder die Zugbahnen des Modells RHvv.

So wie die unphysiologische Achse die Verschiebungshemmung setzt, so erschwert das unechte Gelenk die Abpassung der Feder und macht die Erreichung einer aus-

geglichenen Federung zu dem zweiten Hauptproblem der Handgelenksprothese. Auch hier ist im ganzen, soviel ich sehe, bisher nur Unvollkommenes geleistet worden und konnte auch nur ge-

leistet werden, wenn die Grundsätze einer rationellen Dimensionierung der Federn nicht erkannt waren. Die auf Tabelle 36, S. 442 mitgeteilte Prüfung zweier sonst in vielfacher Hinsicht lobenswerter Konstruktionen zeigt, wie wenig

diese sowohl in bezug auf Weichheit wie Festigkeit den an die Federung zu stellenden Anforderungen genügen. Dieselbe Tabelle läßt zugleich an den andern dort mitgeteilten Prüfungen erkennen, wieviel besseres auch bei unechten Gelenken (Modelle RHb, RHd, RHv) durch richtige Abmessung der Federn erreicht werden kann.

Was die Art der Federn anlangt, so finden wir neben der gewöhnlichen Zug-Schraubenfeder vor allem die von HEUSNER in die Orthopädie eingeführte Serpentinfeder verwendet und mit der schwierigen Doppelrolle des federnden Gelenks betraut (KÖNIG, MÖHRING, BUNGE, RADIKE, HAERTEL usw., Fig. 173, 163). Außerdem wird auch die einfache Blattfeder häufig benützt (SPITZY, Fig. 165 usw.); Ingenieur BECKMANN ist zweckmäßigerweise zu einem Blattfederwerk übergegangen. ZMIGRÓD verwendet aus Rundstahl gewickelte Drill-Spiralfedern, DÖRR eine in eine Kapsel eingeschlossene Drill-Spiralfeder aus Bandstahl (Uhrwerkstriebfeder), die



Fig. 167. HAERTELSche Schiene.

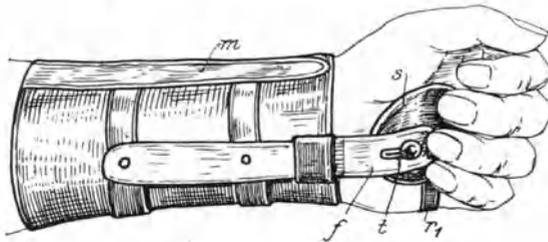


Fig. 168. Stütze aus dem Reservelazarett Görden (Stockhausen) (nach dem Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder).

er sich patentieren lassen will (Fig. 166). Das Bedürfnis nach leistungsfähigeren Federn hat mich veranlaßt, noch weitere Federarten zu versuchen: die Drill-Schraubenfeder, die Biege-Schraubenfeder, die Biege-Spiralfeder (Modelle RHd, RHb, RHd Variante).

Wir unterscheiden beim Handgelenk zwei Hauptbewegungsrichtungen (§ 43): Beugung—Streckung und Radial—ulnar—Abduktion (Seitwärtsbewegung). Verwenden wir unechte Gelenke und aus Draht gewundene Federn, so sind bei passender Anordnung beide Richtungen begehbar (unser Modell RHd), verwenden wir Blattfedern oder versehen wir den Apparat mit einem echten Gelenk, so ist nur eine Bewegungsrichtung möglich und es gilt zwischen den beiden Hauptrichtungen zu wählen. Fast alle Konstrukteure entscheiden sich für die Beugung—Streckung als die weitaus wichtigere der beiden Bewegungen. Ausnahmsweise wird zwecks vereinfachter Konstruktion die Seitwärtsbewegung gewählt (HILDEBRAND). Das Ideal ist aber natürlich sowohl die eine wie die andre Bewegung dem Apparat zu geben. Dies ist bei Verwendung echter Gelenke nur möglich vermittelt eines Kugelgelenks oder eines Doppelscharniergelenks. Kugelgelenke sind, soviel ich sehe, bisher nicht versucht worden. Doppelscharniergelenke zeigen die Konstruktionen von LORENTZ und HAGEMANN sowie unser Apparat RHc. Will man das Doppelscharniergelenk mit physiologischer Achsenlage verbinden, so muß man das Handgelenk zwischen zwei bewegliche Bügel legen und gelangt so zu einer Art Cardanischer Aufhängung, wie sie unser Modell RHa zeigt. Dieselbe Lösung in etwas anderer Ausführung wurde bereits von B. LANGE mitgeteilt, nachdem ich ihm seinerzeit mein erstes Exemplar des obigen Modells demonstriert hatte. Wir finden sie dann wieder bei ENGEL (Fig. 164) und bei der Stütze Bauart „Beuth“ (Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder).

Außer der Beugung und der Seitwärtsbewegung besitzt nun die Hand als Ganzes noch eine dritte Bewegungsmöglichkeit, die Rollung (Rotation, Umwendbewegung). Diese findet allerdings nicht im Handgelenk, sondern in den die beiden Vorderarmknochen verbindenden Gelenken statt, kommt aber doch der Hand ganz wie die Bewegungen im Handgelenk selber zugute. Erst diese Dreiheit von Bewegungsmöglichkeiten gibt der Hand ihre vielseitige Geschicklichkeit. Die Rollung stellt mechanisch eine Drehung um die Längsachse von Vorderarm und Hand dar. Diese Bewegung wird aber dadurch unmöglich, daß wir längs dieser Glieder einen nicht verdrehbaren Stab an drei Stellen festmachen. Dies tun sämtliche bisherigen Apparate. Wenn sie trotzdem Rollung zulassen, so rührt das daher, daß die Festmachung insofern eine unvollkommene ist, als sie eine gewisse Drehung des Vorderarms innerhalb des schließenden Ringes nicht verhindert. Aber freilich erschwert sie dieselbe und schränkt ihren Umfang ein. Ein weiterer Umstand kommt hinzu und behindert die Handgelenksbeweglichkeit bei angelegtem Apparat selbst dann, wenn wir diesen Apparat in der besprochenen Weise nach Art der Cardanischen Aufhängung mit Doppelscharniergelenk und mit physiologischen Achsen versehen. Der Umstand nämlich, daß das Handgelenk nur annäherungsweise ein solches Doppelscharniergelenk darstellt, in Wirklichkeit weit kompli-

zierteren Bau und verwickeltere Bewegungen aufweist, bei denen sich die Drehachsen verlagern. Da unsre Apparatengelenke diese Verlagerungen nicht mitmachen, so behindern sie die natürliche Bewegung.

Alle diese Beeinträchtigungen der physiologischen Bewegungsfreiheit werden nun fast ganz behoben durch den Kunstgriff, daß wir statt den Apparat am Unterarm als dem tragenden Teil festzumachen und von dort aus die Hand angreifen zu lassen, umgekehrt die Hand zum tragenden Teil machen und den Apparat von dort nach dem Vorderarm zurückwirken lassen. Auf die Hand kommen dann zwei, auf den Arm nur eine Befestigungsstelle zu liegen, statt der bisherigen umgekehrten Anordnung. Diese einzige Befestigung des Apparates am Arm geschieht in Gestalt einer angehängten Zugbahn, und eine solche läßt reichliche rollende Verschiebung des Armes unter dem frei über ihm schwebenden Apparat zu. Diese Anordnung, wie sie durch unsre Modelle RHc und RHd verwirklicht wird, gibt der Hand ein Höchstmaß von Bewegungsfreiheit.

Wir hatten seinerzeit zwei Hauptarten von Apparaten unterschieden: Zugbahnen und Gerüstwerke. Sämtliche besprochenen Konstruktionen sind Gerüstwerke. Ein einziger Autor, soviel ich sehe, hat es mit einer Zugbahn versucht: DEGENHARDT. Wir kommen auf seinen Apparat später zurück (§ 98 Schluß).

§ 97. Prothesen für die vier Finger des Radialisgelähmten.

a) Wir haben bisher nur die Streckung des Handgelenks als das Ziel der Radialisprothese ins Auge gefaßt. Aber auch die Finger des Radialisgelähmten sind des größten Teils ihrer Streckfähigkeit beraubt, und es erwächst uns die Aufgabe die Grundglieder der vier Finger anzuheben. Die Lösung wird zunächst durch Anbringung von Zugbahnen versucht (DUCHENNE, HEUSNER, MATHIEU, COLLIN (Fig. 169—171), HUDSON, PORTS zweite Lösung, B. LANGES erste Lösung, DEGENHARDT, NICOLAI, KIRCHBERG, ZUELZER, letztere drei im Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder mitgeteilt). Dies ist begreiflich, denn die Zugbahn hat die Natur dem Apparatenbauer vorgemacht und gerade an den Fingern in Gestalt der Extensores digitorum und ihrer langen und leicht durch die Haut hindurch in ihrem Spiel beobachtbaren Sehnen besonders anschaulich vor Augen geführt. Aber die Natur hat dabei vor ihm den großen Vorsprung voraus, daß sie ihre Zugbahn vorn am Finger und hinten am Vorderarm sicher und angenehm festzumachen in der Lage ist. Für den Prothesenmacher dagegen ergeben sich hier eine Reihe von Schwierigkeiten. Er legt meist einen Ring um den Finger, an welchem er das distale Ende seiner Zugleine anbindet. Der Ring wird aus Metall oder besser aus Leder gefertigt; er kann in letzterem Falle zu einem nur die Fingerspitzen freilassenden Fingerling erweitert, mehrere Fingerlinge können zu einem Handschuh vereinigt werden, wie das schon DUCHENNE tat. Aber es ist nach meiner Erfahrung kaum möglich, die Weite der Ringe so abzapfen, daß sie nicht schnüren, aber doch dem sie angreifenden kräftigen Zug standhalten, ohne proximalwärts abzurutschen und schließlich gegen die zarten Fingerzwischenhäute (Schwimmhäute) unangenehm anzudrängen.

Doch gebe ich zu, daß ich keine dieser Konstruktionen im Original probiert habe und daß sie von anderer Seite Lob erhalten.

MUSKAT sieht die Sachlage offenbar ebenso an und hat in der Erkenntnis, daß es doch vergebliches Bemühen sei, die Fingerzwischenhäute vor Druck schützen zu wollen, auf jeden Versuch dazu verzichtet und vielmehr kühnlich direkt auf sie den Angriff seines Apparates verlegt: Im Spalt zwischen je zwei Fingern wird ein Draht durchgeführt, die drei Drähte werden volar durch ein queres Brettchen, auf dem die Grundphalangen ruhen, verbunden und dorsal an einem proximalwärts ziehenden Gummiband festgemacht. Angenehm kann ich mir die Wirkung dieses Apparates allerdings nicht denken.

Man kann nun diese Schwierigkeit der Befestigung am Finger in einfacher Weise dadurch beseitigen, daß man die Zugbahn bis zur Fingerspitze führt und dort an einer diese umfassenden Kappe, einem Handschuhfingerling festmacht. Dieser kann nicht proximalwärts abrutschen, auch kann man gleich einen ganzen Handschuh nehmen und dessen Streckseite mit Gummizügen oder Zugfedern versehen. So der *Glove for Paralysis* im Katalog von TIEMANN (Fig. 172), so der Radialishandschuh von KIRCHBERG und B. LANGES erste Lösung. Aber damit wird eine andre Schwierigkeit, mit der schon die vorhergehende Konstruktion zu kämpfen hat, noch wesentlich erhöht: Die Schwierigkeit, auf dem begrenzten zur Verfügung stehenden Raum eine einigermaßen ausgeglichene Federung von genügender Verkürzungsstrecke zu schaffen. Beträgt doch diese Strecke etwa 4 cm, denn der Abstand vom Nagel des Mittelfingers bis zur Mittelhand über dem Fingerrücken genommen, ist nach meiner Messung bei völliger Streckung 4 cm geringer als bei völliger Beugung. Im übrigen ist es beim Anfassen und Tasten erwünscht, gerade die Fingerspitzen unbedeckt zu haben. Außerdem ist auch die reibungslose und zuverlässige Führung der langen Zugbahnen, welche beim Krümmen der Finger seitwärts abzurutschen streben, nicht leicht zu bewerkstelligen. Und endlich bietet auch die proximale Festmachung der Zugbahn Schwierigkeiten, welche DUCHENNE veranlaßt haben, mit seinem oberen Ansatzpunkt bis auf den Oberarm emporzusteigen, während allerdings die andern Autoren sich mit einer Hülse um den Unterarm begnügen. Angesichts aller dieser Schwierigkeiten scheint mir der Prothesenbauer besser zu tun, die Zugbahn der Natur zu überlassen und selber mit einem Gerüstwerk zu arbeiten.

b) Gerüstwerke. Hier stehen wir zunächst wieder vor der Frage, ob wir die physiologische Achse der Fingergrundgelenke beibehalten sollen. Nur zwei Autoren, ENGEL (Fig. 164) und ZMIGRÓD, haben, soviel ich sehe, sich für diese Lösung entschieden und zu beiden Seiten der Grundgelenksreihe je ein Scharniergelenk angebracht, in dem ein Bügel sich dreht. Diesen läßt ZMIGRÓD die Fingergrundglieder auf der Beuge-seite überqueren und anheben, ENGEL führt ihn dorsal über den Grundgelenken entlang und läßt von ihm Stangen, die die einzelnen Finger anheben, nach vorn laufen. Alle andern Konstrukteure scheuen sich offenbar,

Gelenke an Stellen anzubringen, die so sehr hervorste-
hen, daß der Patient damit leicht anstößt oder hängenbleibt, und so sehr dem Angriff der Außenwelt ausgesetzt sind, daß der Apparat leicht Schaden leiden kann. Daher legen sie die Gelenke ihrer Apparate in unphysiologischer Weise statt seitlich neben, lieber über oder unter die anatomischen Gelenke. Unter dieselben allerdings nur der eine DUCHENNE (1872, S. 1049). Alle andern vermeiden es mit Recht, die Hohlhand mit Apparatur zu füllen und wählen daher die Lage über den anatomischen Gelenken.

Durch die unphysiologische Achsenlage wird nun wieder die Frage der Verschiebungskorrektur aktuell. Allerdings ergibt sich eine gewisse Verschiebungskorrektur sozusagen von selbst. Denn wenn man von der über dem Grundgelenk liegenden Achse aus etwa eine Stange nach vorn führt und von ihrer Spitze aus eine Schlaufe herabhängen läßt, die den Finger faßt und hochhebt, dann stellt diese Schlaufe eine angehängte Zugbahn dar, welche als solche zugleich eine Verschiebungskorrektur bewirkt. Doch ist diese wenig ausgiebig.

Ausreichende Wirkung wird erst dadurch erzielt, daß man sie durch eine zweite am proximalen Ende angebrachte Verschiebungskorrektur ergänzt, die selber wieder eine Zugbahn sein kann (unser Modell RFf, Fig. 143). Mit einer Gleitbahn am distalen Ende versucht es LENGFELLNER (Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Abb. 40, 41). Eine Gleitbahn am proximalen Ende, die eine sehr wirksame Verschiebungskorrektur erzielt, zeigt unser Modell RFr (Fig. 147).

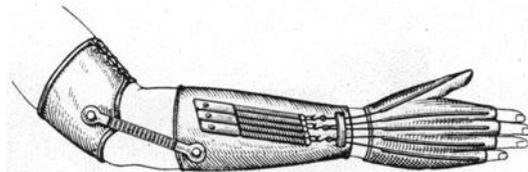


Fig. 169. DUCHENNES Finger-Streckhandschuh.

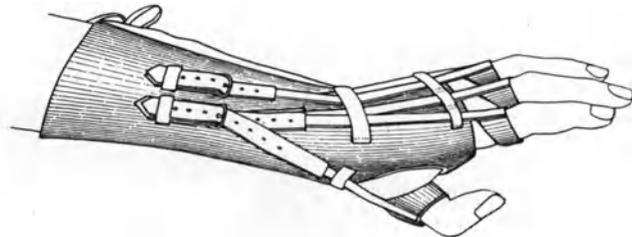


Fig. 170. HEUSNERS Streckapparat (Neuzeichnung).

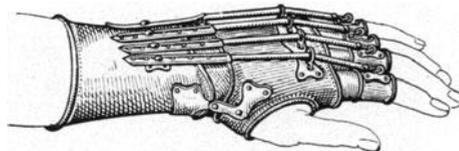


Fig. 171. COLLINS Streckapparat.

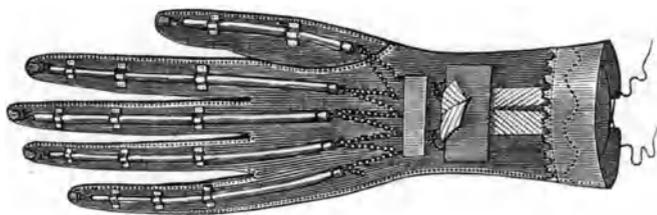


Fig. 172. TIEMANN'S Finger-Streckhandschuh.

Die Gelenke des Fingerhebeapparats können echte oder unechte sein. Echte Gelenke finden wir bei HAGEMANN, bei dem Modell der Prüfstelle Danzig (Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder, Abb. 44, 45), sowie bei unserm Modell RFr. Bei letzterm ist das Gelenk gemäß dem Prinzip des Angriffs mit kleiner werdendem Hebel (§ 66) zur Herstellung einer vollkommen ausgeglichenen Federung benützt, d. h. einer Federung, welche

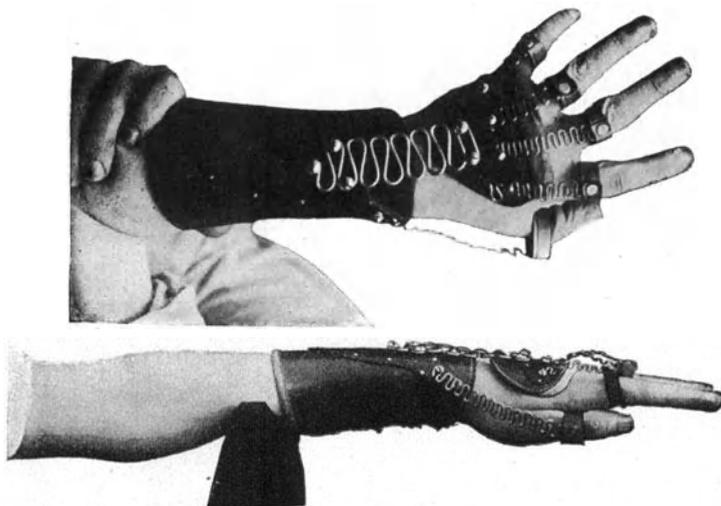


Fig. 173. KÖNIGS Stützapparat.

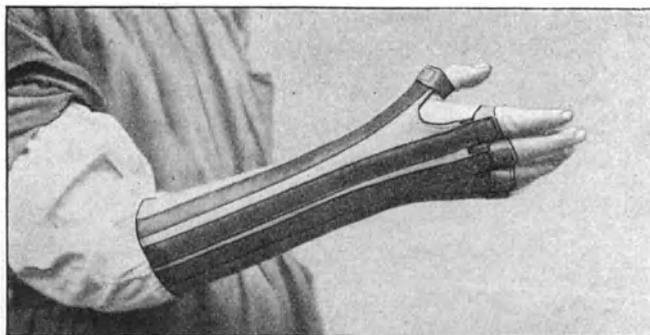


Fig. 174. BUNGES Extensionsmanschette.

um so schwächer wirkt, je mehr der Finger sich beugt. Unechte Gelenke, d. h. Federn, welche gleichzeitig als Gelenke dienen, verwenden DELACROIX, PORT bei seiner zweiten Lösung, HILDEBRAND, MÖHRING, KÖNIG, BUNGE (Fig. 173, 174). Die letztern arbeiten mit der beliebten Serpentinfeder. Unser Modell RFr setzt an deren Stelle die gerollte Flachwickelblattfeder, durch welche eine bedeutende Weichheit und Ausgeglichenheit der Federung erzielt wird. —

Infolge des häufigen Vorkommens isolierter Lähmungen des Musculus extensor digitorum communis, beispielsweise bei Bleilähmungen, hat das

Problem der Fingeranhebung die Orthopädie bereits beschäftigt, ehe die Aufgabe, das hängende Handgelenk des Radialisgelähmten anzuheben, in ihren Gesichtskreis trat. Der Apparat von DELACROIX (Fig. 175) ist für den Historiker der Medizin insofern bemerkenswert, als er der erste sein

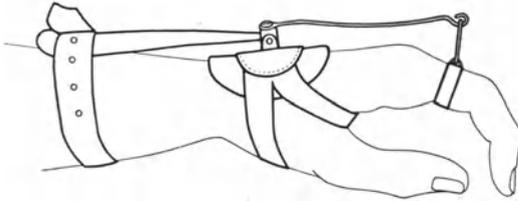


Fig. 175. DELACROIX' Finger-Streckapparat (Neuzeichnung).

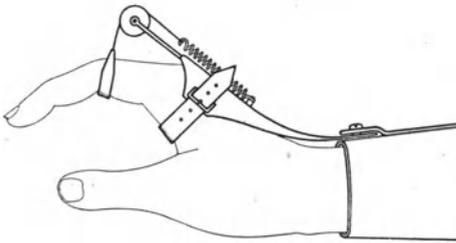


Fig. 176. DUCHENNES Finger-Streckapparat (Neuzeichnung).

dürfte, bei welchem der Muskelzug durch eine elastische Kraft, einen „künstlichen Muskel“ ersetzt wurde, und erregte seinerzeit, es war 1813, Aufsehen in der medizinischen Welt. Ein Klaviervirtuose der italienischen Oper in Paris, welcher vorübergehend an Lähmung der Fingerstrecker litt, wurde durch ihn, so wird uns berichtet, in den Stand gesetzt, wieder seinen Beruf als Klavierbegleiter der musikalischen Aufführungen auszuüben.

Neben Zugbahnen und Gerüstwerken hat man auch das Halbgerüst zur Lösung unsres Problems herangezogen.

DUCHENNE hat den DELACROIXschen Apparat dadurch zu verbessern geglaubt, daß er für jeden Finger einen regelrechten kleinen Krahn konstruierte (Fig. 176), der über die Mittelhand nach vorn ragt, und an seiner Spitze eine Rolle trägt, über welche eine Schnur läuft, die von einer Schraubenfeder angezogen, den Finger am ersten Interphalangealgelenk faßt und hochhebt. Der Apparat

DUCHENNE hat den DELACROIXschen Apparat dadurch zu verbessern geglaubt, daß er für jeden Finger einen regelrechten kleinen Krahn konstruierte (Fig. 176), der über die Mittelhand nach vorn ragt, und an seiner Spitze eine Rolle trägt, über welche eine Schnur läuft, die von einer Schraubenfeder angezogen, den Finger am ersten Interphalangealgelenk faßt und hochhebt. Der Apparat

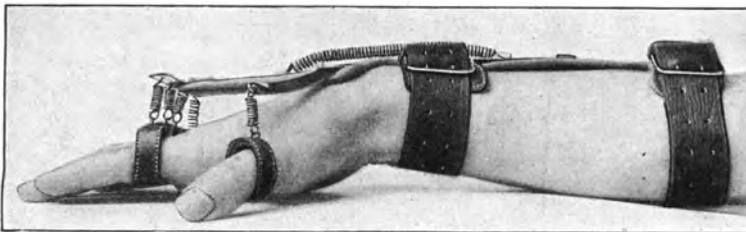


Fig. 177. REISSsche Stütze (nach dem Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder).

wurde dadurch freilich, wie DUCHENNE selber erzählt, so auffällig und un bequem, daß die Patienten ihn schleunigst beiseite legten.

Diesem Apparat in der Gesamthaltung ähnlich sind die Fingerheber von LENGFELLNER und REISS (Fig. 177, Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Abb. 42, 43 und 53, 54): über die Fingergrundgelenke ragen Stangen hervor, an deren Spitze Zugbahnen angehängt sind, welche, durch Zug-Schraubenfedern elastisch gemacht, die Fingergrundglieder federnd anheben.

§ 98. Prothesen, welche die Hand mittels der vier Finger anheben.

Wir haben bisher nur von der Anhebung des Handgelenks einerseits und der der Finger andererseits gesprochen. Hebevorrichtungen beider Art können natürlich zu einem einzigen Gesamtapparat vereinigt werden. Es liegt nun aber die weitere Möglichkeit vor, beide Vorrichtungen nicht nur äußerlich miteinander zu verbinden, sondern völlig in eine einzige zu verschmelzen, d. h. den vom Unterarm ausgehenden Apparat erst an den Fingergrundgliedern angreifen zu lassen und die zwischenliegende Mittelhand nur indirekt durch die Hebung der Finger mitanzuheben. Dadurch schlägt man zwei Fliegen mit einem Schlag und vereinfacht die Gesamtapparat wesentlich. Ein Teil der bisher besprochenen und entweder als Handgelenk- oder als Fingerstrecker bezeichneten Apparate wirken tatsächlich auf beiderlei Gelenke, und wir haben sie nur jeweils nach der im Vordergrund stehenden Wirkung der einen oder der andern Gattung gezählt. Bei manchen Apparaten allerdings bleibt es zweifelhaft, wie weit sie außer dem Handgelenk auch die Fingergrundgelenke beeinflussen, weil aus der gegebenen Beschreibung nicht genügend ersichtlich ist, an welche Stelle der Hohlhand der hebende Steg zu liegen kommt.

Diese Frage nach der Lage des Stegs, welche von anderer Seite bisher nicht umfassend und systematisch überlegt wurde, haben wir oben (§ 82 bis 84) ausführlich besprochen. Wir haben dort gesehen, daß ein genügend weit distalwärts liegender Steg sowohl die Mittelhand wie die vier Finger anhebt, daß aber andererseits dieser Vorteil auch gewisse Schwierigkeiten im Gefolge hat. Entsprechend den beiden anatomischen Gelenken, welche der Apparat hintereinander überspannt, müssen wir auch zwei Apparatengelenke anbringen oder aber sonst für eine ausreichende Verschiebungskorrektur sorgen. Andernfalls wird die Beweglichkeit beeinträchtigt und besonders der Faustschluß behindert.

In richtiger Erkenntnis dieser Sachlage hat SPITZY (Fig. 165) auf den Faustschluß ganz verzichtet und, indem er nur den Fingerspitzenschluß dem Patienten möglichst brauchbar zu machen suchte, seinen Apparat dadurch besonders einfach gestaltet, daß er die Feder durch die Hohlhand führt. An SPITZYS Konstruktion schließen sich die ähnlichen Apparate von HEYMANN an sowie B. LANGES zweite Lösung, welche die Feder über den Handrücken führen, ferner die Prothese von SAXL, welcher zwei Federn zu beiden Seiten der Hand anordnet, und die von LORENTZ, der eine starre Stange unter, eine Feder über der Hand entlang führt.

Eine weitere Gruppe von Autoren führt Serpentinfedern über die zu streckenden Gelenke entlang: BUNGE, KÖNIG, MÖHRING, HAASE (Figg. 173, 174, Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Abb. 59). Stets dient die Feder zugleich als unechtes Gelenk. Echte Gelenke und Federungen verschiedener Bauart benützen HAGEMANN, HILDEBRAND, LENGFELLNER und REISS. Bei allen den zuletzt genannten Apparaten ebenso wie bei den zuvor erwähnten Modellen von HEYMANN und LANGE bleibt die Hohlhand ziemlich frei und die Absicht ist, dem Patienten einen guten Faustschluß zu ermöglichen. Aber der Mangel einer ausreichenden Verschiebungs-

korrektur dürfte wohl bei allen den Faustschluß sowohl wie die ausgiebige Beugung des Handgelenks stark beeinträchtigen (vgl. auch Merkblatt, Text und Abb. 58). Daß und wie es möglich ist, auch bei Apparaten, welche Hand und Finger in einem anheben, dem Patienten eine große Beweglichkeit zu erhalten, haben wir früher besprochen; es sei insbesondere auf unser Modell RHvV sowie auf unsre distal liegenden Stege Modelle s, f, v, d, verwiesen.

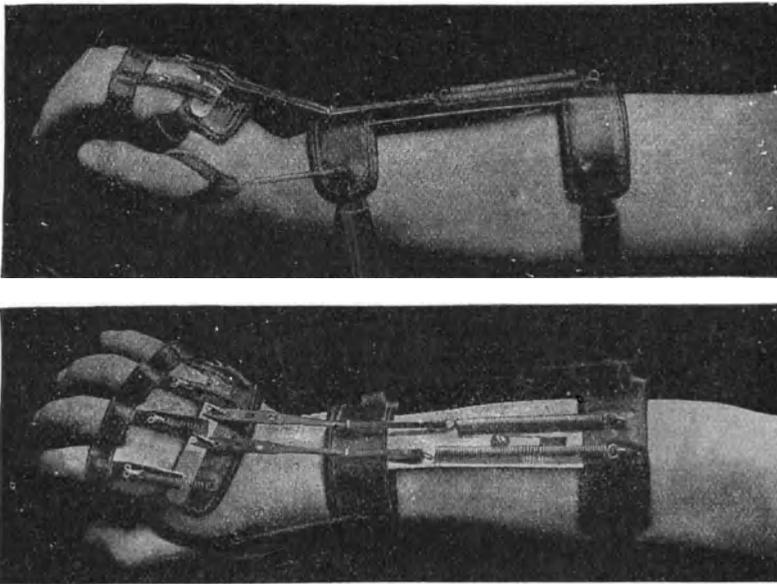


Fig. 178. DEGENHARDTS Schiene bei Radialislähmung.

Endlich ist ein Apparat zu erwähnen, welcher statt durch Gerüstwerke, wie die bisher genannten, durch Zugbahnen zugleich Hand- und Fingergelenke streckt. DEGENHARDT (Fig. 178) läßt seine vom Vorderarm zu den Fingern ziehende Zugbahn proximal an der durch die Griffelfortsätze bedingten Verbreiterung des Arms Halt gewinnen, distal in üblicher Weise mittels Lederringen an den Grundgelenken. Über die Nachteile letzterer Befestigungsweise sprachen wir im vorigen Paragraph. Die Anbringung am Vorderarm scheint mir nicht weniger bedenklich.

§ 99. Prothesen für den Daumen.

Die Konstrukteure der beschriebenen Apparate zum Anheben der vier Finger haben sämtlich auch Vorrichtungen zur Streckung des Daumens angegeben. Dieselben sind in der Regel nach dem gleichen Prinzip gebaut und sollen daher nicht weiter besprochen werden. Sie wirken meist ausschließlich oder vorzugsweise auf das Wurzelgelenk des Daumens, welches ja für die Arbeitsleistung desselben wichtiger ist als die beiden andern Gelenke und welches zu strecken genügt, um den Daumen des Radialisgelähmten seine Funktionen erfüllen zu lassen und insbesondere ihn aus der

Hohlhand fernzuhalten, falls er die Neigung hat, sich in diese zu legen und dadurch den Faustschluß zu behindern. Die Aufgabe, das Wurzelgelenk zu strecken, ist technisch viel weniger schwierig als die Streckung der vier Fingergrundgelenke, weil der geforderte Drehungswinkel viel geringer ist und kaum die Hälfte des dort verlangten beträgt. Die Folge ist, daß man bei unphysiologischer Achsenlage durch eine verhältnismäßig einfache Verschiebungskorrektur ausreichend physiologische Drehung erreicht. Selbst ENGEL, der sonst überall auf physiologische Achsenlagerung hält, begnügt sich hier mit der einfachern unphysiologischen Lösung. Unsrer eignen Modelle erzielen dadurch besonders wirksame Verschiebungskorrektur, daß sie die angehängte Zugbahn noch mit einer kleinen Schiebebahn kombinieren.

Anhang.

Sehnenverpflanzung und verwandte Operationen bei Radialislähmung.

§ 100. Die FRANKESche Operation.

Wir würden der modernen Orthopädie unrecht tun mit der Annahme, daß sie mit den z. T. recht primitiven Apparaten, über welche vorstehend berichtet wurde, den Fall des Radialisgelähmten für abgetan halte. Vielmehr begnügen sich führende Orthopäden offenbar deswegen mit einer geringwertigen Apparatur, weil sie glauben, dem Gelähmten, bei welchem die Nervennaht nicht zum Ziel geführt hat, auf anderem Weg bessere Hilfe bringen zu können. Dieser andere Weg ist die Sehnenverpflanzung. Mehrere Operationsverfahren kommen in Betracht. Das älteste und bis vor kurzem fast allein herrschende ist das von FRANKE 1898 angegebene. Dasselbe wurde bereits vor dem Krieg auch von andern versucht (CAPELLEN, VULPIUS, HOFFA, GRAY, GÖNCZY, W. MÜLLER) und wird neuerdings von maßgebender Seite (VULPIUS, G. FISCHER, PERTHES) wieder warm empfohlen und geradezu als Heilung der Radialislähmung gerühmt. „Es gibt keine unheilbare Radialislähmung mehr“ wird verkündet und dementsprechend verlangt, „jeder Verwundete müßte bei verfehlter Nervennaht zur Plastik zu zwingen sein“ (ORTH).

Das Prinzip der FRANKESchen Operation ist dieses, daß der *Musculus flexor carpi radialis* auf die Strecksehnen des Daumens, der *Flexor ulnaris* auf die der andern Finger eingepflanzt und das Handgelenk in Überstreckung immobilisiert wird. (Die Technik der Immobilisierung kann verschieden sein. FRANKE selbst begnügte sich damit, die Sehnen der gelähmten Handgelenkstrecker möglichst stark zu verkürzen, VULPIUS und STOFFEL machen sie am Periost der Vorderarmknochen fest, PERTHES zieht sie auch noch durch den durchbohrten Knochen hindurch.)

Ich bin über den Wert dieser Operation einer der obigen anscheinend allgemein angenommenen Meinung geradezu entgegengesetzten Ansicht, muß allerdings hinzufügen, daß ich nur einen einzigen derart operierten Fall zu untersuchen Gelegenheit hatte und daher nur mit Vorbehalt und Zurückhaltung zu urteilen mich berufen fühle. In diesem einen Fall jedoch war die Operation aufs beste gelungen, so sehr, daß er als Musterfall abgebildet und publiziert wurde (VULPIUS 1915, S. 882 f). Ich selbst sah den Patienten zwei Jahre nach vollzogener Operation, so daß der volle Erfolg vorhanden sein mußte, zumal da der Patient,

ein angehender Kollege, sich eifrigst bemüht hatte, aus seiner Hand das Mögliche herauszuholen; hängt doch die Entscheidung darüber, ob er in dem von ganzem Herzen ergriffenen ärztlichen Beruf verbleiben kann, davon ab, daß er die Unzulänglichkeiten dieser Hand überwindet. Trotz dieser für den Erfolg der Operation denkbar günstigen Umstände hat mich das Studium dieses Falles (vgl. Krankengeschichte § 102) und die daran geknüpfte theoretische Überlegung zu der Ansicht geführt, daß die Verbesserungen, die die Operation dem Patienten schafft, die neu gesetzten Behinderungen nicht aufwiegen und daß im ganzen die Gebrauchsfähigkeit seiner Hand nicht vergrößert, sondern verringert ist. Dabei sehe ich ganz davon ab, daß ihm die Chance einer Restitutio in integrum für den Fall, daß wider Erwarten die normale Innervation wiederkehrt, genommen ist, möchte aber doch darauf hinweisen, daß der von mir untersuchte sowie der später zu erwähnende von SCHEFFLER beschriebene und ebenso der von HOHMANN erwähnte Fall beweisen, daß diese Wiederkehr gelegentlich auch dann noch stattfinden kann, wenn sie von berufenen Beurteilern für unmöglich gehalten wird. Nach vollzogener Sehnenverpflanzung aber nutzt diese Wiederkehr dem Patienten nichts mehr und auch mit einem Apparat ist ihm dann nicht mehr zu helfen.

Der schlimmste Vorwurf, den ich der FRANKESchen Operation auf Grund unserer früheren Erörterungen (§ 74) machen muß, ist, daß sie das Handgelenk immobilisiert und dadurch die Geschicklichkeit der Hand aufs schwerste beeinträchtigt. Und zwar immobilisiert sie es in Überstreckung. Diese Stellung aber wird vom Gesunden in der Hauptsache nur beim Faustschluß eingenommen und eben diesen pflegt unser Patient aus bald zu besprechenden Gründen kaum zu benützen. Bei den meisten anderen Verrichtungen der Hand aber, insbesondere bei dem Arbeiten mit der Fingerspitzenzange, wird das Handgelenk normalerweise mehr oder weniger stark gebeugt gehalten. Man denke an die Verrichtungen am eigenen Leibe, bei der Toilette, beim Anziehen, bei den Mahlzeiten. Durch die Beugung im Handgelenk werden die Fingerspitzen dem zu befingenden Gegenstand entgegengestreckt, durch die Überstreckung dagegen, welche die Operation setzt, wird die Beugeseite des Handgelenks vorgewölbt und werden die Finger verhindert, an den Gegenstand heranzukommen. Charakteristisch ist es, daß mein Patient beim Zuknöpfen seines Rockes die operierte Hand nicht benützen kann und daß er als Arzt beim Perkutieren das übliche Plessimeterbrettchen nicht zu regieren vermag, da er es an viele Körperstellen nicht herbringen kann. Da die gelenkversteifte Hand auch den Perkussionshammer nicht mit der erforderlichen Elastizität zu führen vermag, so war das Perkutieren für ihn überhaupt unmöglich geworden; und erst ein eigens gefertigtes Plessimeter mit langem Stiel hat ihn zur Ausübung dieser Untersuchungsmethode wieder befähigt. Auch jetzt geht sie ihm nur mühsam vonstatten, während der nicht operierte Radialisgelähmte keine Schwierigkeit hat, das Plessimeter nach Belieben rasch und exakt anzulegen und mit geeigneter Prothese bewaffnet auch imstande ist, den Perkussionshammer mit der kranken Hand zu handhaben (vgl. oben § 74). Endlich ist zu sagen, daß die ständig überstreckte Hand als krankhaft und unschön kaum weniger auffällt als die hängende Hand des nicht operierten Patienten.

Nun hat die Überstreckung im Handgelenk freilich einen Vorteil und ihm zuliebe wird ja die ganze Operation unternommen: sie ermöglicht einen kräftigen Faustschluß. In der Tat erzielte mein Patient bei der Prüfung der Schließkraft am Dynamometer einen recht schönen Druck, mehr als die Hälfte des von der gesunden Hand geleisteten Druckes und damit das Höchste, was ich überhaupt bei Radialisgelähmten gefunden habe. Aber abgesehen von dieser brotlosen

Kunstübung am Dynamometer bringt ihm diese Fähigkeit kaum einen Nutzen, denn bei allen im täglichen Leben vorkommenden Kraft erfordernden Arbeiten ist zugleich Beweglichkeit des Handgelenks nötig oder doch dringend erwünscht. So sehen wir die zunächst verwunderliche Tatsache, daß unser Patient mit der guten Faustkraft überhaupt nicht mit voller Faust zufaßt, sondern da, wo der Gesunde die Faust benützt, z. B. beim Anheben eines Stuhls, einer Kanne, sich der Fingerspitzenzange bedient. Der Grund ist, daß diese der Faust gegenüber ein Mehr an Beweglichkeit besitzt (§ 42), das der Patient heranzieht, um den Ausfall an Beweglichkeit im Handgelenk auszugleichen. Dies zeigt, daß auch bei diesen groben Verrichtungen das Mehr an Beweglichkeit wichtiger ist als das Mehr an Kraft. Im übrigen bleibt die ungeschickte operierte Hand darauf beschränkt, Hilfsdienste zu leisten und muß die eigentliche Arbeit der gesunden Hand überlassen, und für diese Hilfsdienste würde auch eine geringere Kraft ausreichen.

Dazu kommt ein Weiteres. Mein Patient klagt, daß die Finger bei jeder intensiveren Betätigung auffallend rasch ermüden. Nach unseren früheren Auseinandersetzungen (§ 7a) würde sich das ungezwungen daraus erklären, daß die Fingerbeugemuskeln infolge der starken Überstreckung im Handgelenk bei ihm stets über ihre natürliche Länge gedehnt und daher unter ungünstigen Bedingungen zu arbeiten gezwungen sind.

So ist also die Hand auf leichte Arbeit mit der Fingerspitzenzange beschränkt. Wie sehr diese durch die Ungeschicklichkeit des steifen Handgelenks und durch das starke Vorspringen seiner Beugefläche behindert ist, haben wir besprochen. Aber das ist nicht alles. Durch die Überstreckung ist ihr die Fähigkeit der Fingeröffnung genommen, welche sie sonst auch beim Radialisgelähmten dank der Tätigkeit der vom Ulnaris und Medianus versorgten kurzen Handmuskeln bei starker Handgelenksbeugung noch besitzt. Dafür ist ihm nun freilich durch die Verpflanzung gesunder Muskeln auf die Sehnen der gelähmten Fingerstrecker deren Wirkung wiedergegeben. Aber ein Gewinn gegen früher ist das eigentlich nicht, da ihm die Operation ja nur, was sie ihm selber in einem Akt nimmt, im andern wiedergibt. Im Gegenteil, die Greifweite ist bei meinem Patienten geringer als bei vielen andern Radialisgelähmten und reicht so wenig aus, daß er sich angewöhnt hat, der Streckung des Zeigefingers durch Nachdrücken mit dem Daumen nachzuhelfen. Dies läßt sich wohl verstehen, wenn wir bedenken, daß auch viele Gesunde bei überstrecktem Handgelenk Mühe haben, die Finger weit zu öffnen, da sich hierbei bereits die passive Insuffizienz der langen Fingerbeuger, über die wir früher ausführlich gesprochen haben (§ 29a), hindernd geltend macht.

Noch in einem weitem Punkt ist die neugewonnene Streckfähigkeit der alten gegenüber minderwertig. Mein Patient klagte mir, daß, wenn er die vier Finger strecken wolle, zunächst jedesmal das Handgelenk sich etwas strecke, eine Erscheinung, welche alle Hantierungen der Finger unsicher macht und ihn derart stört, daß er sich mit dem Gedanken trägt, sich einen Apparat zu bauen, der diese Streckung der Hand verhindern soll. Auch dieser Mißstand ist mechanisch wohl begreiflich und geradezu als notwendig vor auszusehen. Denn die langen Strecksehnen, mittels deren er seine Finger anhebt, überziehen außer den Fingergelenken auch das Handgelenk und greifen dabei an diesem mit einem größeren Hebel an als an den Fingern, üben also auf dieses ein größeres Drehmoment und eine energischere Wirkung aus, drehen daher zunächst dieses und erst, wenn es sich nicht mehr weiter drehen läßt, die Fingergelenke. Wenn dem Gesunden aus diesem Umstand keine Behinderung erwächst, so kommt das daher, daß bei ihm, wenn er die Finger öffnet, gleichzeitig mit der Zusammenziehung der langen Fingerstrecker eine Anspannung der Handgelenksbeuger, der Mus-

culi flexores carpi radialis et ulnaris, statthat, welche die Wirkung ersterer Muskeln auf das Handgelenk aufhebt. Wir haben daher diese Muskeln früher (§ 48) als Streckhelfer bezeichnet. Bei unserem Patienten nun hat die Operation diese beiden Muskeln ihrer bisherigen Aufgabe entzogen.

Allerdings ist ihm im *Musculus palmaris longus* noch ein Handgelenksbeuger geblieben. Aber dieser scheint die beiden andern nicht vertreten zu können. Bei meinem Patienten wenigstens hat eine willkürliche Anspannung dieses Muskels keine Beugung, sondern eine Streckung des Handgelenks zur Folge. Dies rührt offenbar daher, daß die drei Handgelenksbeuger synergisch zusammenarbeiten gewohnt sind, und daß dabei die Wirkung der beiden *Flexores carpi* die des *Palmaris longus* weitaus überwiegt, was, da diese beiden nach der Umpflanzung Handgelenkstrecker geworden sind, eine Streckung dieses Gelenks zur Folge haben muß. Eine Umschaltung im zentralen Nervensystem, durch welche der *Palmaris* zu unabhängiger kräftiger Beugewirkung befähigt würde, hat in den zwei Jahren, welche seit der Operation verflossen sind, trotz des hierauf gerichteten Wunsches des Patienten nicht stattgefunden. Ob eigens auf dieses Ziel eingestellte Übungen, welche ich dem Patienten nunmehr vorgeschlagen habe, praktische Erfolge erzielen werden, bleibt abzuwarten. Selbst wenn es gelänge, könnte die Kraft des schwachen Muskels sich als unzureichend erweisen, und vor allem ist zu befürchten, daß er zu willkürlicher präziser Feststellung des Handgelenks sich deshalb als ungeeignet erzeigen wird, weil sein Angriff am Handgelenk nur durch Vermittlung nachgiebiger Weichteile erfolgt. Er ist eben im Gegensatz zu den beiden eigentlichen Handgelenksbeugern nur im Nebenamt Handgelenkmuskel, in der Hauptsache *Fascienspanner*.

Der mit diesen Dingen nicht vertraute Leser wird vielleicht sich wundern, daß wir Bewegungen des Handgelenks bei unserm Patienten erörtern, wo doch dies Gelenk durch die bei der Operation ausgeführte Tenodese immobilisiert ist. Gewiß, es ist immobilisiert, aber nicht durch eine Ankylose oder irgendeine dieser gleichwertige feste Brücke, sondern nur durch die Spannung der stärksten verkürzten Sehnen der gelähmten Handgelenkstrecker, d. h. also durch ein elastisches Band, das eine gewisse Dehnung erlaubt und für gewöhnlich nicht ganz gespannt ist, daher dem Gelenk einen kleinen Bewegungsspielraum läßt, zu wenig, als daß er dem Patient irgendwie von Nutzen sein könnte, gerade genug, um ihn zu stören und die Zielsicherheit seiner Fingerstreckung und damit die Geschicklichkeit seiner Hand zu beeinträchtigen. Um andererseits diesen schädlichen Spielraum möglichst zu verringern, ist der Operateur, der dem Handgelenk seine Streckhelfer wegnimmt, gezwungen, ihm jene übertriebene Überstreckung zu geben, deren Nachteile wir zuvor besprachen.

Endlich macht sich bei komplizierten Bewegungen, z. B. beim Handhaben des Suppenlöffels, das Fehlen der individuellen Streckfähigkeit der Finger störend geltend. Die durch die Operation geschaffene Streckung hebt alle vier Finger gleichmäßig an; die Streckung, welche der *Radialis*gelähmte ohne Operation besitzt, oder welche ihm ein guter Fingerstreckapparat gibt, läßt sich weit mehr individualisieren (vgl. Fig. 101 u. andere).

Nicht nur die vier Finger, sondern auch der Daumen ist durch die Operation geschädigt und in seiner wichtigsten Tätigkeit, der Mithilfe beim Fingerspitzen-schluß, beeinträchtigt. Er kann nämlich bei unserm Patienten nicht ganz opponiert werden. Ursache dieser Erscheinung ist, daß die Ansatzsehnen der *Musculi abductor pollicis longus* und *extensor pollicis brevis* (auf welche Sehnen der *Musculus flexor carpi ulnaris* verpflanzt ist), sich vorzeitig anspannen, trotzdem im übrigen die Längenabpassung dem Operateur ausgezeichnet gelungen ist.

Der Schluß, zu dem ich auf Grund der vorstehenden Untersuchungsergebnisse gelange, ist folgender: die Gebrauchsfähigkeit einer nach dem FRANKEschen Verfahren mittels Sehnenumpflanzung und Tenodese operierten Hand läßt auch unter günstigsten Verhältnissen viel zu wünschen übrig, so viel, daß man bezweifeln kann, ob der operierte Patient auch nur jenem nicht operierten Patienten gegenüber, der keine Prothese besitzt, im Vorteil ist. Zweifellos aber steht er einem mit besten Prothesen ausgerüsteten Gelähmten an Arbeitstüchtigkeit so sehr nach, daß der Vorteil der Befreiung von aller Apparatur, wenn dieser auch außerordentlich hoch bewertet werden muß, doch den Nachteil der so viel geringeren Leistungsfähigkeit im allgemeinen nicht aufwiegt. Ob dies vielleicht in einzelnen ganz besonders gelagerten Fällen, insbesondere bei gewissen Berufen, der Fall ist, lasse ich dahingestellt. Gewisse Unvollkommenheiten der Operation, welche mehr der Ausführung als der Idee derselben anhaften: die unvollständige Fixation und die übermäßige Überstreckung des Handgelenks, ließen sich vermutlich beseitigen, das Gesamtergebnis würde auch dann wohl noch unbefriedigend sein.

§ 101. Anderweitige Methoden der Sehnenverpflanzung und verwandte Operationen bei Radialislähmung.

Die Frage liegt nahe, ob nicht eine andere Art der Sehnenverpflanzung möglich ist, durch welche das zweifellos höchst erstrebenswerte Ziel der modernen Orthopädie, dem Patienten zum Gebrauch seines gelähmten Gliedes ohne Krücken und Stützen zu verhelfen, besser erreicht wird. In der Tat sind außer der FRANKEschen Operation noch eine Reihe von andern chirurgischen Eingriffen an Muskeln und Sehnen als Heilmittel der Radialislähmung empfohlen worden. Da ich aber keinen derart operierten Patienten zu untersuchen Gelegenheit hatte, will ich nur die betreffenden Operationsvorschläge, soweit sie mir bekannt geworden sind, hier aufzählen, eines Urteils über ihren Wert jedoch mich enthalten. Eines freilich ist in dieser Hinsicht von vornherein klar: wer gemäß unserm früher (§ 63) aufgestellten Leitsatz als das letzte und höchste Ziel unserer therapeutischen Maßnahmen die tunlichste Wiederherstellung der Arbeitstüchtigkeit des gelähmten Gliedes ansieht, der wird, ohne die Möglichkeit einer vorteilhaften operativen Lösung zu leugnen, doch von vornherein nicht mit großem Optimismus an dies Problem herantreten, indem er sich klarmacht, daß die Verhältnisse an der Hand weit ungünstiger liegen als am Fuß, wo die Sehnenverpflanzung zuerst ihre Triumpfe feierte. Dort haben wir, zumal bei dem seine Zehen nicht benützenden Kulturmenschen, eine Reihe sozusagen entbehrlicher Funktionen, welche wir aufgeben können, um den dadurch freigewordenen Muskeln wichtigere Funktionen zu übertragen, welche durch die Lähmung verlorengegangen sind. An der Hand dagegen mit ihrer erstaunlichen Vielseitigkeit der Leistungen gibt es keine Funktion, welche nicht ihre besondere Bedeutung hat, keine welche der, der sich einmal in das wundervolle Zusammenspiel aller ihrer Muskeln vertieft hat, leichten Herzens opfern wird.

Wir gehen nun zur Aufzählung einzelner Operationspläne über, wobei die erfreuliche Tatsache festzustellen ist, daß von einzelnen Operateuren die Wichtigkeit der Handgelenksbeweglichkeit erkannt und ihre Wiederherstellung zum Ziel der Therapie gemacht wird.

Schon FRANKE selbst (S. 766) hatte, ehe er zu seiner oben angegebenen Operationsmethode überging, in einem Fall den *Musculus flexor carpi ulnaris* auf das Sehnenende des gelähmten *Musculus extensor carpi ulnaris* verpflanzt in der Hoffnung, dadurch die aktive Streckfähigkeit des Handgelenks wiederherzustellen.

Diese Hoffnung schlug fehl, es wurde keine genügende Streckkraft erzielt. Wer unserer Untersuchung über die Handgelenkmuskeln (§ 43) gefolgt ist, wird sich darüber nicht wundern, sondern im Gegenteil urteilen, daß ein andres Ergebnis füglich nicht zu erwarten war. Solche überraschende Mißerfolge werden vermieden werden, wenn sich die Operateure die Arbeiten der Anatomen und Physiologen auf diesem Gebiet zunutze machen, um durch Rechnung und Experiment die Wirkung der beabsichtigten Verpflanzung im voraus zu ermitteln, wie das neuerdings erfreulicherweise zu geschehen anfängt (vgl. PERTHES und besonders BIESALSKI und MAYER, ferner unsere Erörterungen § 13, 45, nebst Fig. 37).

Sodann hat SCHANZ (S. 48) mitgeteilt, daß er bei „Radialislähmung bzw. Parese mit sehr gutem Erfolg den Flexor carpi radialis auf den Extensor carpi radialis überpflanzt“ habe. Genauere Mitteilungen fehlen leider; nur über einen der SCHANZschen Fälle liegt eine Publikation von SCHEFFLER vor. Der radiale Beuger wurde auf den langen radialen Strecker verpflanzt. Das funktionelle Resultat war sehr gut, aber da gleichzeitig offenbar eine spontane Wiederkehr der Innervation einsetzte (die Finger konnten vollkommen gestreckt werden, es fehlte die Entartungsreaktion), so ist aus den etwas summarischen Angaben nicht auszumachen, wieviel von dem Heilerfolg auf Rechnung der Operation zu setzen ist.

PERTHES hat neben der typischen FRANKESchen Operation auch eine Abänderung derselben versucht, bei welcher die beiden Handgelenksbeuger auf die langen Strecker der vier Finger und des Daumens verpflanzt werden, die Tenodese des Handgelenks aber unterbleibt. Er berichtet über drei Fälle mit mäßigem, einen Fall mit sehr gutem Erfolg. Gerade bei letzterem Fall aber, der auf der Neurologenversammlung in Baden-Baden 1917 vorgestellt wurde und dort Aufsehen machte, scheint es zweifelhaft, ob nicht die gute Funktion einer spontanen Wiederherstellung des Nerven zu danken ist.

Ein negativer elektrischer Befund, welchen PERTHES gegen diese Annahme ins Feld führt (S. 339), beweist durchaus nichts, denn die elektrische Erregbarkeit kehrt oft erst lange nach der willkürlichen Erregbarkeit wieder. Diese altbekannte Tatsache (vgl. REMAK, Grundriß der Elektrodiagnostik und Elektrophotherapie 1895, S. 75) konnte ich neuerdings wieder bestätigen. Bei einem Radialisgelähmten fand ich 22 Monate nach der Nervennaht willkürliche Anspannung sämtlicher Handgelenkstrecker und Daumenstrecker. Die Hand konnte am wagrecht hinausgehaltenen Arm bis zu einer Überstreckung von $+10^\circ$ erhoben werden. Trotzdem gelang es weder mir noch einem neurologischen Fachmann irgendeine elektrische Reaktion der Streckmuskeln am Vorderarm nachzuweisen.

Die Erkenntnis von der Bedeutung der Handgelenksbewegungen ist freilich noch keineswegs allgemein durchgedrungen. WEITZ verpflanzt die Musculi flexores carpi auf die Ansätze der Musculi extensores carpi radialis longus und ulnaris, und zwar im Anschluß an die Nervennaht des Radialis, weil „nach der Nervennaht die Regeneration des Nerven bzw. seine Funktionsfähigkeit, wenn überhaupt, dann doch in der größten Mehrzahl der Fälle sehr spät eintritt“. Er hält also die volle Handgelenksbeweglichkeit für so wenig wichtig, daß er eine schwere und bleibende Störung derselben in demselben Augenblick setzen zu dürfen glaubt, wo er selber noch mit der Möglichkeit einer Regeneration des Nerven und damit einer Restitutio in integrum rechnet!

PERTHES hat dann in seiner großen und wertvollen Arbeit noch einige weitere Operationspläne mitgeteilt, auf welche einzugehen jedoch zu weit führen würde. Dasselbe gilt für die von GESSNER, GESSNER und RIEDEL, LENGFELLNER, ORTH,

AXHAUSEN, STOFFEL (auf der Hauptversammlung der Prüfstelle für Ersatzglieder 1918 gemäß dem von HOHMANN erstatteten Bericht) angegebenen Methoden. Sie alle schließen sich mehr oder weniger den schon besprochenen an und gehen nur insofern über sie hinaus, als mehrfach versucht wird, neben den Beugemuskeln des Handgelenks auch die langen Beuger der Finger auf die Sehnen der gelähmten Streckter zu verpflanzen.

Sodann ist statt der Sehnenverpflanzung mit gleichzeitiger Immobilisierung des Handgelenks auch letztere allein empfohlen worden. So von EGLOFF und von SUDECK, welche zu diesem Zwecke die Tenodese der gelähmten Handgelenkstreckter ausführen, so von ERNST MÜLLER und ANSINN, welche durch Einpflanzung eines Streifens der Fascia lata femoris die Aufgabe lösen, „die Beugstellung des Handgelenks zu verhindern“. QUETSCH endlich schlägt die Verkürzung sämtlicher Strecksehnen am Handgelenk vor. Das funktionelle Ergebnis aller dieser Operationen ist natürlich sehr bescheiden, zum Teil sind sie allerdings auch bloß als zeitweilige Behelfe gedacht.

HAMMESFAHR endlich ermöglicht aktive Fingerstreckung dadurch, daß er die distalen Sehnenenden der Fingerstreckmuskeln in solcher Weise mit dem Speichenknochen verbindet, daß bei Pronation des Vorderarms gleichzeitig ein Zug an diesen Sehnen ausgeübt wird.

§ 102. Krankengeschichte.

Traumatische Radialislähmung, Sehnenverpflanzung nach FRANKE, spontane Wiederkehr der Innervation. — Funktionelles Ergebnis der Operation.

Patient ist 25 J. alt, Kandidat der Medizin, war früher stets gesund, wurde vor etwa 3 Jahren (20. 8. 14) am linken Ellenbogen durch ein Infanteriegeschloß verletzt, das den Radius etwa 4 cm unterhalb des Köpfchens durchschlug und zerplitterte. Der Knochenbruch wurde am 9. Tage eingerichtet und geschient und heilte rasch in guter Stellung. 6 Wochen nach der Verletzung war die Wunde geschlossen, jedoch das Ellenbogengelenk versteift. Außerdem wurde Anfang Oktober „eine motorische Lähmung der vom Radialis versorgten Muskulatur des linken Unterarms festgestellt. Elektrisch war keine Zuckung auszulösen. Sensible Störungen fehlten anscheinend. Die Röntgenaufnahme zeigte, daß sich an der Bruchstelle des Radius ein sehr starker Callus luxurians entwickelt hatte.“

Erste Operation am 25. Nov. 1914: „Freilegung des Radialis am Ellenbogen und Verfolgung des Nerven peripherwärts. Es zeigt sich, daß die Muskelmasse des Supinator longus und Extensor carpi radialis longus an der Stelle der Fraktur vollständig durch Callus und Bindegewebe auf eine Länge von 6—7 cm angefüllt ist. Bis in diese Gewebsmasse ließ sich der Nervus radialis freilegen, weiterhin jedoch konnte man seiner Spur nicht folgen. Es wurde dann der Callus und die Bindegewebsmassen entfernt. Die Heilung war ungestört.“

Eine zweite Operation wurde am 7. Jan. 1915, also 4½ Monat nach der Verletzung, ausgeführt: „Die vom Radialis versorgte Muskulatur sieht gut aus. Fixation der Sehnen des Extensor carpi radialis longus und brevis und des Extensor carpi ulnaris auf Radius bzw. Ulna in Streckstellung der Hand. Transplantation des Flexor carpi radialis auf die gesamte Daumenstreckmuskulatur in geringer Abduktionsstellung des Daumens. Transplantation des Flexor carpi ulnaris auf den Extensor digitorum communis in Streckstellung der Finger.“ Bereits 1½ Monate nach der Operation wurde festgestellt, daß die überpflanzten Muskeln arbeiteten. Die Wunden heilten gut.

Befund November 1917. Auf der Streckseite des linken Vorderarms etwa 5 cm distal und etwas ulnar vom Olekranon befindet sich eine etwa bohnen große glatte Narbe (Einschuß), eine etwa doppelt so große leicht eingezogene Narbe in der Mitte der lateralen Seite des Oberarms (Ausschuß). Eine etwa 20 cm lange Operationsnarbe läuft im untern Drittel des Oberarms und obern Drittel des Vorderarms am radialen Rand der Beugeseite entlang, zwei weitere etwa halb so lange Operationsnarben laufen unmittelbar oberhalb des Handgelenks, die eine am ulnaren, die andre am radialen Rand der Streckseite des Vorderarms entlang. Das obere Ende des Radius ist auf eine Länge von etwa 5 cm stark verdickt zu fühlen. Das Röntgen-

bild zeigt den Radius frei, dagegen leicht deformiert. Der Umfang des Oberarms ebenso wie des Vorderarms beträgt rechts 2 cm mehr als links, der Umfang der Mittelhand ist beiderseits derselbe. Keine auffälligen lokalen Atrophien.

Motilität: Ellenbogenbewegungen normal. Bei der aktiven Beugung tritt der angespannte Bauch des Musculus brachioradialis deutlich hervor, wiewohl weniger stark als auf der gesunden Seite. Rotation des Vorderarms ist bloß in einem Gesamtumfang von etwa 43° um die rotatorische Mittelstellung herum möglich. Sowohl Supination wie Pronation erfolgt mit guter Kraft, bei der Supination scheint der Bauch des Musculus supinator zu erhärten.

Das Handgelenk steht in starker Überstreckung, welche mit dem MOELTGENSEN Winkelmesser zu -48° gemessen wird (also einem Handgelenkwinkel von $\varphi = -52^\circ$ entspricht gemäß § 60a, vgl. auch oben § 75 Anm.). Zugleich besteht eine leichte radiale Abduktion von etwa $+10^\circ$. Das Handgelenk kann aktiv und passiv bis auf -65° (nach MOELTGEN) weiter überstreckt, ferner passiv bis zum Streckwinkel -35° gebeugt werden. Es besteht also ein passiver Gesamtausschlag von 30° . Die aktive Streckung ist mit leichter radialer Abduktion verknüpft, welche jedoch ausgeschaltet wird, wenn gleichzeitig die Finger gestreckt werden. Sie geschieht unter deutlich fühlbarer Anspannung der Sehnen der Musculi extensores carpi radiales zu denen, noch die Anspannung der Fingerstrecksehnen hinzutreten kann. Schwache aktive Anspannung der Sehne des Musculus extensor carpi ulnaris ist gleichfalls gelegentlich festzustellen. Eine radiale Seitwärtsbewegung der Hand von allerdings sehr geringem Umfang kann aktiv betätigt werden durch gleichzeitige Anspannung des Musculus extensor carpi radialis longus und des auf die Daumenstrecksehnen verpflanzten Musculus flexor carpi radialis. Aktive Beugung fehlt. Beim Versuch dazu spannt sich allerdings der Musculus palmaris longus an, aber gleichzeitig werden Finger und Daumen gestreckt vermöge der Anspannung der auf die Strecksehnen der Finger vernähten Handgelenksbeuger. Nur ausnahmsweise gelingt eine ganz schwache Beugung der Hand bei unbewegt bleibenden Fingern.

Die vier Finger werden gewöhnlich in der Stellung des Fingerspitzenschlusses gehalten: Grund- und Mittelgelenk je etwa $+60^\circ$ gebeugt, Endgelenk fast gestreckt. Passive Bewegung der Fingergelenke normal. Aktiv ist gleichzeitige Streckung im Grundgelenk bis $+40^\circ$, im Mittelgelenk bis $+20^\circ$, im Endgelenk bis 0° möglich. Dabei findet meist gleichzeitig oder noch vor der Fingerstreckung eine geringe Streckung im Handgelenk statt. Isolierte Streckung eines einzelnen Fingers ist nur in den Interphalangealgelenken möglich unter gleichzeitiger verstärkter Beugung des Grundgelenks. Die Beugung der Finger ist normal.

Am Daumen ist die Beugung im Wurzelgelenk sowie im Grundgelenk und besonders in beiden Gelenken zusammen aktiv und passiv nicht in ganz gleichem Umfang möglich wie auf der gesunden Seite. Die Behinderung ist bedingt durch die Anspannung der Sehnen der Musculi abductor pollicis longus und extensor pollicis brevis (auf welche der Musculus flexor carpi radialis vernäht ist). Ferner ist dadurch die Opposition leicht behindert, indem die Rotation des Daumens um etwa 20° hinter der des gesunden Daumens zurückbleibt. Bei starker Streckung bleibt das Endglied in der Streckung etwas zurück, sonst aktive Beweglichkeit annähernd normal.

Patient klagt vor allem über rasche Ermüdung beim Gebrauch der Hand, zumal wenn er etwas mit den Fingerspitzen festhält, ferner über geringe Geschicklichkeit der Hand, welche nach seiner Ansicht teils durch die behinderte Rotation des Vorderarms, teils durch die unwillkürliche Streckung im Handgelenk, welche die gewollte Streckung der Finger begleitet, bedingt ist. Sodann ist er dadurch vielfach, beispielsweise beim Knöpfen, behindert, daß das vorstehende Handgelenk die Finger nicht herankommen läßt. Die Handgelenksüberstreckung veranlaßt ihn vielfach statt von oben von unten her zu fassen, z. B. den Griff einer Schublade, welche er öffnen will. Auch stößt er sich oft an den vorstehenden Knöcheln der Fingergrundgelenke. Gabel oder Löffel mit der kranken Hand zum Mund zu führen, ist deshalb unmöglich oder sehr erschwert, weil das Handgelenk steif ist und die Finger nicht genügend isoliert bewegt werden können, um den Stiel des Instruments zu drehen. Beim Schreiben ist das Festhalten des Papiers mit den Fingern der linken Hand durch das vorstehende Handgelenk unmöglich gemacht; Patient kann das Papier nur durch Aufdrücken des Kleinfingerballens festhalten, oder muß, wenn er die Fingerspitzen benützen will, das Papier an die Tischkante schieben und mit dieser zusammen einklemmen. Die volle Faust benützt er fast gar nicht,

sondern hebt beispielsweise einen Krug oder Stuhl mit den Fingerspitzen hoch, offenbar weil die steife Faust zu ungeschickt ist, während die Fingerspitzenzange ihm etwas mehr Beweglichkeit gestattet. Die Haltungen der Finger bei diesen Verrichtungen sind durchweg anormal; es werden vorzugsweise Zeige- und Mittelfinger zum Greifen, die beiden ulnaren Finger zum Gegenstützen benutzt. Auch den Griff des Fahrrads faßt er nicht mit der Faust, sondern mit einer Art von Fingerspitzenschluß. Weitere Einzelheiten wurden schon in § 100 mitgeteilt.

Die Beugelähmungen der Hand und der Finger (Ulnaris- und Medianuslähmung).

Klinischer Teil.

Die Motilität des Beugegelähmten.

§ 103. Die Ulnarislähmung.

Lähmung des Nervus ulnaris bewirkt folgende motorische Ausfallerscheinungen: Infolge der Unfähigkeit des Musculus flexor carpi ulnaris ist die gleichzeitige Flexion und ulnare Abduktion der Hand weniger ausgiebig und kraftvoll als sonst, fehlt aber keineswegs ganz, da die benachbarten Handgelenksbeweger zur Ausführung dieser Drehung genügen (vgl. Tabelle 7 und Fig. 36, 37). Die früher besprochenen Hauptfunktionen des Handgelenks sind nicht wesentlich beeinträchtigt.

Infolge der Lähmung der ulnaren Hälfte des Musculus flexor digitorum profundus und der sämtlichen Musculi interossei ist die Beugekraft aller vier Finger besonders aber des kleinen und Ringfingers stark vermindert, auch die Beugung zumal ihres Endgliedes unvollkommen. Trotzdem können alle Finger noch völlig oder fast völlig in die Hohlhand eingeschlagen werden, da ja die vom Nervus medianus versorgte größere Hälfte der langen Fingerbeugemuskeln in normaler Weise arbeitet. Die Kraft des Faustschlusses ist natürlich verringert, genügt aber doch für viele Verrichtungen.

Der Ausfall sämtlicher Musculi interossei sowie der Musculi lumbricales III, IV und oft auch II hat noch manche andre Unvollkommenheiten in der feineren Bewegung der Finger zur Folge. Am Mittel-, Ring- und kleinen Finger fehlt die Seitwärtsbewegung, während sie dem Zeigefinger dank seiner doppelten Streckmuskeln, dank vielleicht auch seinem vom Nervus medianus versorgten Musculus lumbricalis I leidlich erhalten ist. Spuren davon sind gelegentlich auch noch beim kleinen Finger, der ja auch doppelte Streckmuskeln besitzen kann, vorhanden. Keiner der vier Finger ist mehr imstande, eine kräftige Beugung des Grundgelenks bei gestreckten Interphalangealgelenken auszuführen, d. h. sich in Schaufelstellung zu begeben. Beim Daumen ist die Adduktion, welche ohne den Musculus adductor pollicis bewirkt werden muß, nur unvollkommen und wenig kräftig.

Wichtiger noch ist, daß die Streckung in den Interphalangealgelenken der beiden ulnaren Finger sehr unvollständig ist oder fehlt, während im Zeigefinger und meistens auch im Mittelfinger nur die Kraft, nicht aber das Ausmaß der Streckung vermindert zu sein pflegt. Dies kommt daher,

daß bei diesen Fingern die *Musculi lumbricales* vom *Nervus medianus* versorgt werden, außerdem beim Zeigefinger vielleicht auch von der größern Kraft seiner doppelten Streckmuskeln (vgl. Tabelle 15). Der Daumen ist natürlich in seiner Streckung ganz unbehindert und, da die Streckung des Zeigefingers fast gar nicht, die des Mittelfingers nur wenig beeinträchtigt ist, so bleibt die Greifweite der Hand nahezu normal, nur werden die beiden ulnaren Finger beim Ergreifen meist nicht benutzt.

Die Ruhelage der zwei oder drei ulnaren Finger, welche nur noch unter der Herrschaft der *Musculi extensor digitorum communis* und *flexor digitorum sublimis* stehen, ist gemäß unsrer früheren Überlegung jene Abart des Krallenfingers, welche wir als Knickfinger bezeichnet haben und welche durch die starke Beugung des Mittelgelenks charakterisiert ist, während das Endgelenk nur schwach gebeugt, das Grundgelenk gestreckt



Fig. 179. Ruhelage der Finger bei Ulnarislähmung: Knickfinger.



Fig. 180. Ruhelage der Finger bei Ulnarislähmung: Knickfinger, die Grundgelenke infolge lähmungssinniger Kontraktur gebeugt.

oder überstreckt, seltener gebeugt ist. Vgl. Fig. 179, 180 = Fig. 34e, g und § 41, § 37. Überstreckung des Grundgelenks kommt durch das Übergewicht des nicht gelähmten langen Streckers an diesem Gelenk zustande, Beugung bei Schwäche dieses Muskels durch das Übergewicht der Muskulatur mit dem größern Querschnitt; vgl. das früher, § 33, über gegenmuskelsinnige und lähmungssinnige Verschiebung der Ruhelage Gesagte. Knickfinger fehlen natürlich in den Fällen, wo die Verletzung so peripher sitzt, daß die Lähmung bloß die kurzen Handmuskeln betrifft. Der Daumen, im übrigen normal, steht etwas nach einwärts gedreht, proniert, so daß die Innenfläche mehr als sonst in die Hohlhand schaut.

Auffallend oft kommt es zu Versteifungen der Interphalangealgelenke in Knickfingerhaltung, was wie wir früher besprachen (vgl. § 34) wohl damit zusammenhängt, daß der Patient die ulnaren Finger nicht mehr zu benutzen pflegt. Die Beugestellung des Mittelgelenks ist dabei oft so

hochgradig, daß die Nagelspitzen sich in das Fleisch der Hohlhand ein-graben.

Dies ist denn auch diejenige Anomalie, durch welche die Verrichtungen der Hand am ehesten gestört werden: die in die Hohlhand eingeschlagenen Finger behindern den Faustschluß, indem sie dort den Platz für den zu fassenden Gegenstand wegnehmen. Diese Störung veranlaßt den Patienten orthopädische Hilfe aufzusuchen, die auch wirksam gewährt werden kann.

Ist diese Störung beseitigt oder vielleicht gar nicht eingetreten, so vermag der Patient mit Zeige- und Mittelfinger sowie Daumenballen einen Faustschluß zu erzielen, ferner mit den drei radialen Fingern die Fingerspitzenzange zu schließen und ausgiebig zu öffnen. Die beiden ulnaren Finger arbeiten im allgemeinen nicht mit; vielmehr haben wir nur eine Dreifinger-Faust und eine Dreifinger-Spitzenzange. Dabei ist die Teilnahme des Mittelfingers entsprechend der bekanntlich wechselnden Innervation desselben eine verschiedene, sein Verhalten überhaupt einmal dem des Zeigefingers, ein andermal dem der beiden ulnaren Finger ähnlicher. Die Kraft der Faust ist infolge des Ausfalls dieser Finger sowie verschiedener Muskeln an den noch tätigen Fingern natürlich verringert. Gleiches gilt vom Fingerspitzenschluß. Hier ist es besonders das Fehlen des *Musculus adductor pollicis*, das sich unangenehm bemerkbar macht und leicht zu dem früher besprochenen Umkippen des Daumenendgliedes führt (vgl. Fig. 188 und § 40). Trotz der besprochenen verschiedenen Unvollkommenheiten vermag der Patient zahlreiche Hantierungen mit ausreichender Kraft und Geschicklichkeit zu vollführen.

§ 104. Die Medianuslähmung.

Die Lähmung des *Nervus medianus* verändert die Bewegungsfähigkeit der Hand in folgender Weise: Die Untätigkeit der *Musculi pronatores* erschwert die Rotation des Vorderarms, hebt sie aber nicht auf. Denn bei gebeugtem Ellenbogen arbeiten die vom *Nervus radialis* versorgten Vorderarmmuskeln, insbesondere der *Musculus brachioradialis* und *extensor carpi radialis longus* als Pronatoren, bei gestrecktem Arm tritt die Drehung aus dem Schultergelenk stellvertretend ein. Die rotierende Wirkung der genannten Muskeln erklärt sich daraus, daß sie bei supiniertem Vorderarm schräg oder wenn man will, spiralig gedreht liegen, Pronation aber diese Drehung aufhebt und somit Ursprung und Ansatz einander nähert. Die pronatorische Verkürzung ist durch direkte Messung am anatomischen Präparat nachgewiesen worden (R. FICK 1911 S. 351 und GROHMANN).

Diese stellvertretende Pronation ist freilich durchaus kein vollwertiger Ersatz der richtigen Medianuspronation: sie führt wenigstens bei gebeugtem Ellenbogen den Vorderarm nicht wesentlich über die Mittelstellung zwischen Pro- und Supination hinaus und vermag nur im ersten Beginn, d. h. bei stark supiniertem Vorderarm erhebliche Kraft zu entwickeln. Wenn trotzdem der Patient durch diesen Mangel verhältnismäßig wenig behindert erscheint, so ist es wesentlich deshalb, weil hier eine passive Ersatzbewegungsmöglichkeit ihm aufs glücklichste zu Hilfe kommt. Er braucht nämlich den horizontal gehaltenen Vorderarm nur bis zur Mittel-

stellung oder noch nicht einmal so weit aktiv zu rotieren und dann die Hand fallen zu lassen, so dreht sie durch ihr Eigengewicht den Arm weiter und vollendet die Pronation.

Manchmal aber vermag der Patient dank einer weitern Ersatzbewegungsmöglichkeit auch aktiv eine vollkommene Pronation zu leisten. Nämlich dann, wenn die *Musculi flexor carpi radialis* und *palmaris longus* etwas geschrumpft und verkürzt sind. Diese Muskeln sind nämlich wirksame Pronatoren aus gleichem Grund wie die eben erwähnten pronierenden Muskeln der Streckseite, können aber natürlich bei einer Lähmung des *Nervus medianus* nicht mehr aktiv betätigt werden. Dagegen können sie, wenn etwas verkürzt und daher passiv insuffizient (§ 29a) durch kräftige Handgelenksstreckung bei gleichzeitiger Ulnarabduktion, wie sie durch ihre Antagonisten, die *Musculi extensor carpi ulnaris* und *radialis brevis* bewirkt wird, passiv gespannt werden und üben dann ihre pronierende Wirkung aus. Solche Patienten beginnen daher die Pronation unter kräftiger Kontraktion des *Musculus brachioradialis* und des *Musculus extensor carpi radialis longus* und vollenden sie in ulnarer Abduktion durch die Zusammenziehung des *Musculus extensor carpi radialis brevis* und *ulnaris*.

Der Ausfall der *Musculi flexor carpi radialis* und *palmaris longus* vermindert die Beugekraft des Handgelenks, hebt aber die Beugung nicht auf, da die *Musculi flexor carpi ulnaris* und *abductor pollicis longus* zur Beugung genügen. Die Seitwärtsbewegung ist nicht wesentlich behindert.

Was die Finger anlangt, so ist die Beugung insbesondere der Mittel- und Endglieder durch den Ausfall der *Musculi flexores digitorum* schwer beeinträchtigt, aber nicht aufgehoben. Die zwei oder drei letzten Finger werden durch ihren vom *Nervus ulnaris* versorgten tiefen Beugemuskel noch kräftig gebeugt. Beim Zeigefinger ist nur durch die Überstreckung des Handgelenks und die dadurch bewirkte Verlängerung der Bahn seiner Beugesehnen und Geltendmachung ihrer passiven Insuffizienz eine höchst unvollkommene Beugung des Mittel- und Endgliedes zu erzielen, während die Beugung im Grundgelenk auch bei diesem Finger durch die *Musculi interossei* ausreichend besorgt wird. Auch dem Daumen, dessen *Flexor longus* ausfällt, fehlt die Beugung im Endgelenk oder ist höchstens durch Ausnutzung der passiven Insuffizienz dieses Muskels andeutungsweise zu erreichen. Dagegen können seine beiden andern Gelenke ausgiebig, wenn auch mit wenig Kraft, gebeugt werden dank dem *Adductor pollicis*, der ganz, und dem *Flexor pollicis brevis*, der zur Hälfte vom *Nervus ulnaris* versorgt wird.

Was die Ruhehaltung anlangt, so hat der Wegfall aller langen Beugemuskeln zur Folge, daß Zeigefinger und Daumen gewöhnlich fast völlig gestreckt stehen, außerdem ist der Daumen reponiert, adduziert und supiniert, da die Daumenballenmuskeln dem Zug des *Adductor* und der *Extensores pollicis* nicht mehr das Gegengewicht halten. Wenn dann der Patient noch eine Anstrengung zur Beugung der Fingerspitzen macht, welche nur in den drei ulnaren Fingern zum Erfolg führt, so haben wir das früher besprochene charakteristische Bild der Hand des Eins-zwei-

Zählenden vor uns; wegen der supinierten Stellung des Daumens spricht man auch von Affenhand (Fig. 181, 182 = Fig. 34h, i und § 41).

Was die Verrichtungen der gelähmten Hand anlangt, so ist der schwerste Schaden der, daß durch den Ausfall der Daumenmuskulatur die Gegenüberstellung des Daumens und damit der richtige Fingerspitzenschluß unmöglich wird. Einen unvollkommenen Ersatz bietet die Fähigkeit, Zeigefinger und Daumen aneinander zu drücken (Musculi adductor pollicis und interosseus dorsalis indicis) allerdings nicht mit den Fingerbeeren, sondern mit den Seitenflächen. Die Kraft dieses Daumen-Zeigefingerseitenschlusses, wie wir ihn früher nannten (§ 42, Fig. 35h) genügt, um leichte Gegenstände zu halten. Ferner bleibt dem Gelähmten ein allerdings recht mangelhafter Faustschluß übrig, mangelhaft nicht nur deshalb, weil

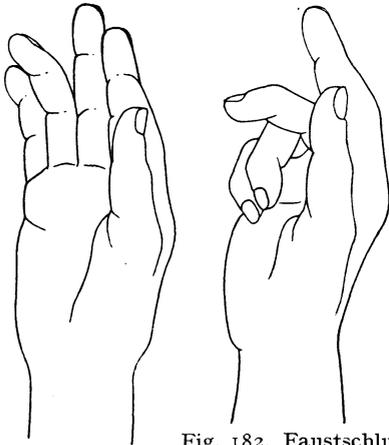


Fig. 181. Ruhelage der Finger bei Medianuslähmung.

Fig. 182. Faustschluß bei Medianuslähmung: starrgestreckter Daumen und Zeigefinger, Hand des Eins-zwei-Zählenden.

bloß die drei ulnaren Finger mit ihrer obendrein verminderten Kraft sich daran beteiligen, sondern auch deshalb, weil die Mitarbeit des Daumenballens fehlt. Verglichen mit dem Ulnarisgelähmten, ist der Medianusgelähmte in bezug auf Greiffähigkeit entschieden schlechter gestellt. Nicht nur fehlt ihm die Fingerspitzenzange, die jener besitzt, sondern seine Dreifinger-Faust ist auch weit weniger wertvoll als die des Ulnarisgelähmten, da ihr die wichtigen beiden radialen Finger fehlen, jener dagegen nur die beiden unwichtigen ulnaren Finger. Die Öffnung sowohl der Faust wie der beschriebenen primitiven Fingerzange geschieht in ausreichender Weise durch die langen Streckmuskeln einschließlich des Musculus ab-

ductor pollicis longus und durch die Zwischenknochenmuskeln.

In Summa vermag die Hand des Medianusgelähmten unter günstigen Umständen noch vielerlei Hantierungen auszuführen, wie das beispielsweise der von LÉTIÉVANT ausführlich beschriebene Fall zeigt, auf welchen ich den Leser hinweise, zumal da ich selbst keinen reinen Fall dauernder völliger Lähmung des Nervus medianus zu beobachten Gelegenheit hatte. Eben deswegen weiß ich auch nicht zu beurteilen, ob etwa durch Prothesen noch eine Erhöhung der Leistungsfähigkeit möglich und angezeigt ist. Zutreffendenfalls würden wohl die gleichen Apparate die wir sonst bei Beugelähmung der Finger verwenden auch hier Dienste leisten können.

§ 105. Die vollständige Beugelähmung (gleichzeitige Ulnaris- und Medianuslähmung).

Verhältnismäßig häufig sind beide Beugenerven, Medianus und Ulnaris, gleichzeitig geschädigt, was bei ihrer anatomischen[†] Nachbarschaft begreiflich ist, und gar nicht selten ist die Lähmung eine vollständige oder

doch so weitgehende, daß sie praktisch einer vollständigen gleichkommt. Dem Patienten fehlen damit die Muskeln für die Pronation des Vorderarms, für die Beugung von Hand und Fingern, für das Spreizen der Finger und die Streckung der Mittel- und Endglieder der vier Finger und für die feineren Bewegungen des Daumens, welche von seinen kurzen Muskeln besorgt werden. Freilich sind für die meisten dieser vielen ausfallenden Bewegungen Ersatzmöglichkeiten vorhanden, auf welche wir gleich zu sprechen kommen.

Da nur noch die vom Nervus radialis versorgten Streckmuskeln tüchtig geblieben sind, so bestimmen sie die Ruhehaltung der Hand und diese ist dementsprechend eine Streckung aller Hand- und Fingergelenke bei gleichzeitiger leichter Spreizung, d. h. die schon beschriebene klaffende Hand (§ 41), welche zusammen mit der starken Atrophie aller Weichteile und Knochen sowie der Glanzhaut ein sehr charakteristisches Bild darstellt. Die Streckung der Interphalangealgelenke ist oft unvollkommen, da ja, wie wir wissen, bei gestrecktem Hand- und Grundgelenk die Wirkung des langen Streckmuskels auf diese Gelenke gering ist und völlig versagt, wenn nur eine leichte Gegenkraft in beugendem Sinn wirksam ist. Diese Gegenkraft ist vorhanden, wenn die Lähmung der langen Beuger keine ganz vollkommene ist und wir also einen Übergang zu dem sogleich zu beschreibenden Krankheitsbild der Lähmung der kurzen Fingermuskeln vor uns haben, oder wenn infolge langer Stilllegung der Hand in einem fixierenden Verband Schrumpfung dieser Muskeln sich eingestellt hat. In diesem Fall nähert sich die Ruhehaltung der Krallenstellung. Starke Überstreckung der Grundgelenke sehen wir, wenn eine Kontraktur der gelähmten Musculi flexores carpi das Handgelenk dauernd gebeugt hält und dadurch die Streckwirkung des Musculus extensor digitorum verstärkt.

Die Streckung der Interphalangealgelenke ist oft unvollkommen, da ja, wie wir wissen, bei gestrecktem Hand- und Grundgelenk die Wirkung des langen Streckmuskels auf diese Gelenke gering ist und völlig versagt, wenn nur eine leichte Gegenkraft in beugendem Sinn wirksam ist. Diese Gegenkraft ist vorhanden, wenn die Lähmung der langen Beuger keine ganz vollkommene ist und wir also einen Übergang zu dem sogleich zu beschreibenden Krankheitsbild der Lähmung der kurzen Fingermuskeln vor uns haben, oder wenn infolge langer Stilllegung der Hand in einem fixierenden Verband Schrumpfung dieser Muskeln sich eingestellt hat. In diesem Fall nähert sich die Ruhehaltung der Krallenstellung. Starke Überstreckung der Grundgelenke sehen wir, wenn eine Kontraktur der gelähmten Musculi flexores carpi das Handgelenk dauernd gebeugt hält und dadurch die Streckwirkung des Musculus extensor digitorum verstärkt.

Wie weit vermag der Patient die Hand zu bewegen und die Finger aus ihrer Ruhehaltung herauszubringen? Beugung des Handgelenks kann er rein passiv dadurch erzielen, daß er nach Erschlaffung der Handstrecke das Gewicht der Hand wirken läßt. Außerdem aber vermag er durch Anspannung des vom Nervus radialis versorgten Musculus abductor pollicis longus eine aktive Handgelenksbeugung zu bewirken, welche allerdings wenig ausgiebig und wenig kraftvoll ist. Man erkennt diese besondere Art

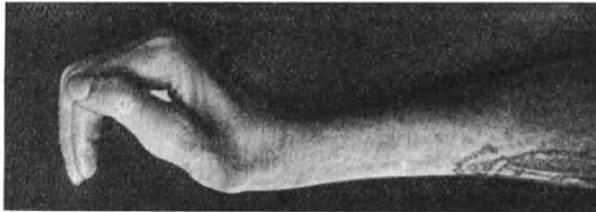
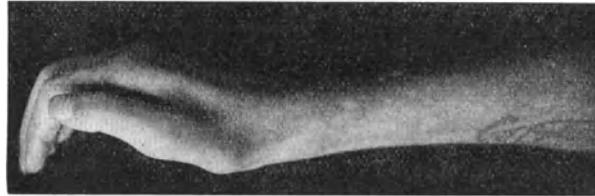


Fig. 183. Gewöhnliche Haltung (Ruhelage) und darunter versuchter Faustschluß bei gleichzeitiger Ulnaris- und Medianuslähmung.

der Beugung außer an der Anspannung der betreffenden Sehne daran, daß sie stets mit einer Abduktion des Daumens zusammengeht. Dagegen braucht sie nicht mit einer radialen Abduktion der Hand verbunden zu sein, indem die abduktorische Komponente unsres Muskels für das Handgelenk durch den *Musculus extensor carpi ulnaris* aufgehoben wird. Streckung sowie Seitwärtsbewegung im Handgelenk sind durch die vom *Nervus radialis* versorgten Handgelenksbeweger in durchaus befriedigender Weise besorgt; vergleiche unsre früheren Erörterungen (§ 43) und besonders die Tabelle 7. Bezüglich der Pronation des Vorderarms gilt genau dasselbe wie für den Medianusgelähmten: sie wird trotz Ausfalls der *Musculi pronatores* durch die vom *Nervus radialis* versorgten Muskeln unter Mithilfe des Eigengewichts der Hand und einiger anderer helfender Momente, welche wir oben besprochen haben, ermöglicht.

Wir kommen nun zu den Bewegungen der vier Finger. Fordern wir den Patienten auf, die Faust zu schließen, so sehen wir meist, und wer zum erstenmal solchen Patienten untersucht, sieht mit Staunen, daß er die beugegelähmten vier Finger ausgiebig beugt (vgl. Fig. 183), allerdings nicht so weit, daß die Fingerspitzen die Handfläche berühren, sondern nur etwa halb so weit, so daß sie senkrecht über die Handfläche zu stehen kommen — aber nur, indem er gleichzeitig das Handgelenk kräftig überstreckt. Wir haben es mit einer Ersatzbewegung durch Bahnverkürzung und passive Insuffizienz der gelähmten Muskeln für den Spielraum ihrer Gelenke zu tun, deren Mechanismus auf Grund unsrer frühern Überlegung (§§ 29 a, 35) wohl ohne weiteres verständlich sein wird. Sie ist besonders schön zu beobachten, wenn die langen Beugemuskeln etwas verkürzt sind. Leider reicht das Ausmaß dieser Bewegung eben nicht mehr hin, um das Erfassen eines Gegenstandes zu ermöglichen, abgesehen davon, daß die Kraft natürlich auch nur recht gering ist. Ausnahmsweise allerdings gelingt es einen sehr dicken und nicht zu schweren Gegenstand zu halten. So konnte LÉTIÉVANTS Patient (S. 115) ein halbvolles Bierglas zum Munde führen. Die Beugung findet ziemlich gleichmäßig in allen drei Gelenken statt.

Der Daumen kann auf demselben Wege meist gleichfalls, jedoch nur wenig ausgiebig gebeugt werden. Bei ihm wird außerdem gelegentlich dadurch eine ziemlich ausgiebige Beugung erzielt oder vielmehr vorgetäuscht, daß der Patient die bisher leicht angespannten Strecksehnen vollkommen erschlafft und den Daumen durch sein eigenes Gewicht herabsinken läßt.

Aktive Streckung ist beim Daumen in allen Gelenken gut ausführbar, bei den übrigen Fingern kann nur das Grundgelenk kräftig gestreckt und überstreckt werden, dagegen ist die Streckung der Interphalangealgelenke infolge des Ausfalls der *Musculi interossei* und *lumbricales* sowie leichter Schrumpfung der gelähmten langen Beugemuskeln oft unvollkommen; am besten gelingt sie meist im Zeigefinger. Verhindert man dagegen die Streckung im Grundgelenk durch Gegenhalten, so können nunmehr die Interphalangealgelenke leidlich gestreckt werden. Auch ohne solche Nachhilfe gelingt völlige Streckung falls noch keinerlei Schrumpfung eingetreten ist (vgl. § 37 Seite 177).

Was vermag der Patient mit dieser Hand zu leisten? Hier ist es trotz

der besprochenen Ersatzbewegungsmöglichkeiten traurig bestellt. Die klaffende Hand ist im allgemeinen unfähig, irgend etwas zu fassen und zu halten, ja ist meist nicht einmal zum Tragen einer Last auf dem stets offenen Handteller zu gebrauchen, da sie dabei, weil durch die Handbeuger nicht fixiert, in schmerzhafte Überstreckung verfällt. Der Patient ist nicht besser daran als einer, dem die Hand ganz fehlt. Die klaffende Hand ausgestreckt wie die des Bettlers, der um eine Gabe fleht, und doch unfähig, diese Gabe in Empfang zu nehmen, erscheint als das Sinnbild der Hilflosigkeit.

§ 106. Lähmung der kurzen Fingermuskeln.

Im allgemeinen ergeben sich aus dem Symptomkomplex der allumfassenden Lähmung die klinischen Bilder der nur einen Teil der Muskeln treffenden auswahlsweisen Lähmungen ohne weiteres, weswegen ich besondere Schilderungen derselben bisher unterlassen habe. Bei der teilweisen Lähmung der beiden Beugenerven der Finger jedoch kommt ein eigenartiges typisches Bild zustande, das, weil auch praktisch wichtig, besondere Beschreibung verdient. Es ist dies die Lähmung der kurzen Fingermuskeln bei erhaltener Tätigkeit der langen Muskeln. Ich habe diese Kombination dreimal beobachtet. Alle drei Patienten hatten anfangs eine allumfassende Beugelähmung gehabt; in einem Fall war die Nervenlösung, in den andern Resektion und Naht beider Beugenerven gemacht worden. Dann ist die Funktion der langen Muskeln mehr oder weniger vollkommen wiedergekehrt, während die der kurzen zunächst wenigstens ausblieb. Die Regeneration der die langen Muskeln versorgenden Nerven kommt anscheinend nicht nur schneller zustande, was ja bekannt und aus unsern theoretischen Anschauungen über das Wiederauswachsen der Nerven wohl verständlich ist, sondern geht auch häufiger und besser vonstatten, als bei den Nerven der kurzen Muskeln, ein Verhalten, für das ich einen einleuchtenden biologischen Grund nicht anzugeben weiß, es sei denn der, daß bei der größern Länge des zu durchmessenden Weges die Wahrscheinlichkeit größer ist, daß der auswachsende Nerv auf ein unüberwindliches Hemmnis stößt oder in seiner Regenerationskraft erlahmt.

Die Symptome dieser Lähmung sind folgende: Die *Musculi flexores carpi* können funktionstüchtig oder aber gelähmt sein. Die Folgen einer etwaigen Lähmung sind nicht schwer, da ja durch die langen Fingerbeuger im Verein mit dem *Abductor pollicis longus* die Handbeugung noch gut besorgt werden kann. Charakteristisch ist das Verhalten der Finger. Ihre Ruhehaltung bietet, wie wir schon wissen (vgl. § 41) das Bild der Krallenstellung, und zwar meist nur in angedeuteter Form: Grundgelenk fast gestreckt, Interphalangealgelenke verhältnismäßig stark gebeugt. Doch tritt sofort die typische Krallenhand hervor, wenn der Patient die Finger zu strecken versucht, und zwar gleichmäßig an allen vier Fingern und auch am Daumen, wo das Endgelenk gebeugt, Grund- und Wurzelgelenk gestreckt sind (vgl. § 41, Fig. 184, 185 = Fig. 34 c, d und Fig. 186).

Der Patient vermag die vier Finger mehr oder weniger vollkommen zur Faust zu schließen und Gegenstände, allerdings mit verminderter

Kraft zu ergreifen und festzuhalten; alle drei Fingergelenke sind an der Beugung gleichmäßig beteiligt. Freilich ist der so zustande kommende Faustschluß von dem normalen dadurch wesentlich verschieden, daß die Mitarbeit des Daumenballens fehlt. Insbesondere dicke Gegenstände kann der Patient daher nur unvollkommen festhalten und andererseits, wenn er sie einmal ergriffen hat, manchmal nur schwer wieder loslassen, da das Öffnen der Faust durch die unvollkommene Streckmöglichkeit der Interphalangealgelenke erschwert ist. Bezüglich der Streckung gilt nämlich wie oben: kräftige Streckung der Grundgelenke, sehr unvollkommene der Interphalangealgelenke, welche aber durch Verhindern der Grundgelenkstreckung sehr verbessert werden kann. Dagegen ist die spontane Schaufelstellung der Finger, d. h. Beugung des Grundgelenks bei gestreckten Interphalangealgelenken ganz unmöglich, und damit fehlt auch die erste Vorbedingung zum Fingerspitzenschluß der Hand. Es fehlt aber auch die zweite, nämlich die Adduktion und Opposition des Daumens. Dagegen vermag der Daumen Streckung, Abduktion und Beugung auszuführen. Vermöge dieser Beugung bringt der Patient noch eine Art Ersatzfingerschluß zuwege, indem er die Daumenkuppe gegen das Grund- oder Mittelglied des Zeigefingers von der Seite her andrückt (Daumen-Zeigefingerseitenschluß § 42, Fig. 35 h).

Hierbei pflegt das Daumenendglied umzukippen, d. h. in stärkste Beugung zu verfallen, während die beiden proximalen Glieder in Streckung verharren (Fig. 187). Dies erklärt sich daher, daß diesen beiden Gliedern ein Teil ihrer Beugemuskelatur genommen ist, dem Endglied dagegen die seine, die ja nur aus dem Flexor pollicis longus besteht, nicht nur voll erhalten, sondern auch noch die streckende Komponente, welche sonst die kurzen Beuger der proximalen Gelenke an ihm ausüben, entzogen ist.

Wenn bei Rückgang der Lähmung der Patient wieder einen Fingerspitzenschluß zustande bringt, so beobachteten wir auch an den übrigen Fingern, insbesondere am Zeigefinger, gelegentlich ein ähnliches Verhalten: das Mittelgelenk wird stärker als normal gebeugt, das Grundgelenk weniger stark (Fig. 188 = Fig. 33). Der Grund ist, daß die kurzen Muskeln, welche Beuger des Grundgelenkes und Strecker des Mittelgelenkes sind, nicht oder ungenügend arbeiten. Das Endgelenk des Zeigefingers wird dabei überstreckt, wiewohl bei ihm der gleiche Grund für eine vermehrte Beugung vorläge wie beim Mittelgelenk. Aber diese Überstreckung ist keine aktive, sondern beruht darauf, daß starke Beugung des Mittelgelenkes bei festgehaltener Fingerspitze rein passiv Streckung des Endgelenkes zur Folge hat. Die Gesamthaltung des Zeigefingers ähnelt dann jener, die wir bei der Ulnarislähmung antrafen und als Knickfinger bezeichneten, aber die Mechanik, d. i. die Entstehungsursache, ist eine andere.

Die Leistungsfähigkeit der Hand bei völliger Lähmung der kurzen Muskeln ist mit Obigem schon umschrieben: sie vermag leichte Gegenstände im Faustschluß zu halten und zu regieren. Der beschriebene Ersatzfingerschluß wird nur selten benutzt, etwa um ein Stück Papier (das in der Faust verknüllt werden würde) zu halten; der Hauptmangel dieses Schlusses ist, daß er zum Auflesen eines kleinen Gegenstandes sehr ungeschickt ist. Die Schreibfeder kann der Patient zwischen die gebeugten

Fig. 184. Ruhelage bei Lähmung der kurzen Finger Muskeln: ange deutete Krallenstellung (Patient des § 107).



Fig. 185. Fingerstreckung bei Lähmung der kurzen Finger Muskeln. Derselbe Patient.

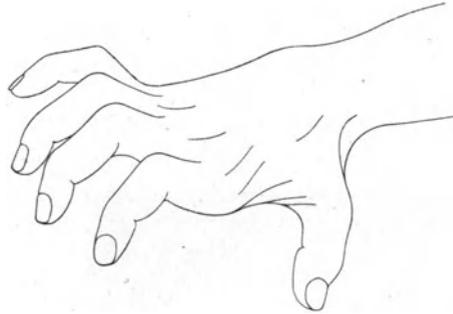


Fig. 186. Krallenhand bei Lähmung der kurzen Finger Muskeln (nach DUCHENNE, Patient Musset).

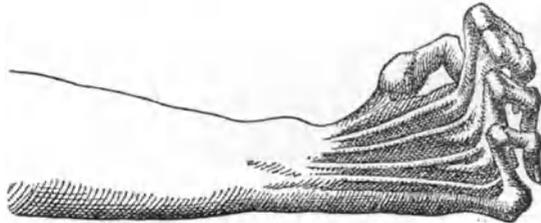
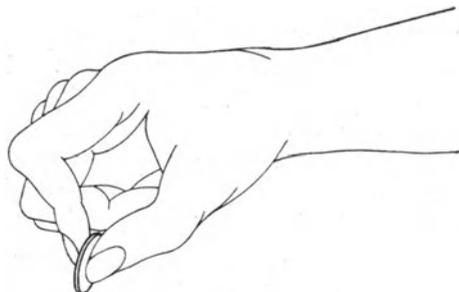


Fig. 187. Daumen - Zeigefinger - seitenschluß mit umgekipptem Daumenendglied bei Lähmung der kurzen Finger Muskeln.



Fig. 188. Fingerspitzenschluß bei Schwäche der kurzen Finger Muskeln. Das Endglied des Daumens ist umgekippt, der Zeigefinger in Knickfingerhaltung. Vgl. Text nebenan.



Zeige- und Mittelfinger klemmen und dann aus Hand- und Armgelenken heraus regieren (Fingerseitenschluß § 42, Fig. 35g). Mit Hilfe geeigneter Prothesen können wir dem Patienten sowohl zu einer normalen Haltung der Feder wie zum richtigen Fingerspitzenschluß verhelfen.

Gerade das Widerspiel zu der eben geschilderten Lähmung ist die isolierte Lähmung der langen Fingerbeuger, ein Bild, das ich allerdings nur einmal beobachtet habe, aber seiner charakteristischen Erscheinung und seines theoretischen Interesses halber hier anhangsweise kurz erwähnen möchte. Bei einem Patienten Sch., Nr. 101, fand ich infolge eines Schusses, welcher den ganzen Vorderarm zerfleischt hatte, neben Schwäche und Lähmung einzelner Handgelenkstreckmuskeln eine weitgehende Schwäche der langen Fingerbeuger, so daß die Mittel- und Endgelenke nur um etwa 10° gebeugt werden konnten, während die von den Interossei besorgte



Fig. 189. Lähmung der langen Finger-
muskeln: Versuch des Faustschlusses führt
zur Schaufelstellung.

Beugung der Grundgelenke nahezu normal war; die Spreizung ging gut vonstatten. Die Finger konnten nahezu bis zur Ebene des Handrückens gestreckt werden, wiewohl mit wenig Kraft. Die vier Finger standen meist in Schaufelstellung und der Versuch, die Faust zu schließen, hatte im wesentlichen nur eine Beugung der Schaufel zur Folge (Fig. 189), Fassen und Halten war mit dieser Schaufel natürlich unmöglich.

Aber auch der Fingerspitzenschluß war sehr unvollkommen, nicht nur wegen der Schwäche des Daumens, sondern vor allem auch deshalb, weil die sehr geringe Beugung der Mittel- und Endgelenke der vier Finger nicht genügte, um die Fingerspitzen mit dem Daumen zusammenzuführen.

Es gelang die Leistungsfähigkeit des Patienten durch eine Prothese wesentlich zu verbessern, deren Prinzip ist, ein hölzernes „Handfüllstück“ in die Hohlhand zu legen und damit den Raum derselben so weit zu verkleinern, daß der vorhandene geringe Beugeausschlag der Finger zum Schließen ausreicht.

§ 107. Krankengeschichte.

Vollständige Lähmung der von Narben umwachsenen beiden Beugenerven, Neurolyse, Wiederkehr der Tätigkeit der langen Muskeln, es bleibt eine **Lähmung der kurzen Finger-
muskeln.**

Patient Nr. 1021, 18 Jahre alt, Fähnrich, erhielt vor 12 Monaten (22. 6. 1915) einen Weichteildurchschuß durch den rechten Oberarm. Die Wunde ist innerhalb 14 Tagen geheilt. Um diese Zeit sind alle willkürlichen Bewegungen der vom Nervus ulnaris und medianus versorgten Muskeln erloschen, ebenso die Erregbarkeit dieser Nerven und Muskeln für den faradischen Strom. Auf den galvanischen Strom reagieren die Beugemuskeln am Vorderarm, jedoch etwas schwächer als am andern Arm und nicht ganz so prompt, außerdem ist die Anodenschließungszuckung am kranken Arm stärker als die Kathodenschließungszuckung. Unempfindlichkeit für leichte Berührung im Gebiet der beiden genannten Nerven

(Hohlhand, Innenfläche der Finger, sowie Kleinfingerseite des Handrückens, Rücken des kleinen Fingers, ulnare Hälfte des Ringfingerrückens und Rücken der Endglieder des Ring-, Mittel- und Zeigefingers). Patient klagt viel über Schmerzen besonders in der Hohlhand, die auch die Nachruhe beeinträchtigen.

Einen Monat später ist die Lähmung unverändert, die Reaktion der Muskeln bei galvanischer Reizung deutlich träg. Nach einem weiteren Monat (20. 8. 15.) Operation: Neurolysis nervorum ulnaris et mediani, welche Nerven auf einer Strecke von 2 bzw. 4 cm in Narbenmassen eingebettet und verdickt und von etwas derber Konsistenz gefunden werden. Reaktionslose Heilung der Operationswunde.

Eine Woche nach der Operation sind die Schmerzen geringer, leichte Berührung an der Innenfläche der drei ersten Finger wird empfunden und richtig lokalisiert, allerdings sind die Angaben noch etwas unsicher; Summationserscheinungen sind festzustellen. Die Sensibilität bessert sich ziemlich rasch weiter.

Sechs Wochen (29. 9. 15) nach der Operation zeigen sich Spuren von wiederkehrender Motilität: leichte Beugung der Daumenspitze sowie der Interphalangealgelenke des Mittel- und Ringfingers, leichte Anspannung der Sehne des Musculus flexor carpi ulnaris. 16 Wochen nach der Operation (9. 12. 16) ist die Anspannung der Sehne des Musculus flexor carpi radialis sehr deutlich, die Finger können so stark gebeugt werden, daß der dritte und vierte die Hohlhandfläche erreichen, leichte Spreizbewegungen sind in diesen Fingern sowie im Zeigefinger festzustellen. Abermals 4 Wochen später (5. 1. 16) wurde nur noch im vierten Finger eine von der Streckung unabhängige Ab- und Adduktion gefunden, dann verschwand sie auch in diesem Finger wieder. Dagegen nahm die Kraft der langen Beugemuskeln fortgesetzt zu.

Gegenwärtiger Befund (15. 6. 16): Ein- und Ausschußnarben am rechten Oberarm an der Grenze zwischen oberem und mittlerem Drittel, erstere auf dem Musculus deltoideus, letztere im Sulcus bicipitalis, beide etwa bohngroß. Im Sulcus bicipitalis außerdem die 12 cm lange schmale Operationsnarbe. Der Umfang der rechten obren Extremität ist durchweg geringer als der der linken, und zwar am Vorderarm um 3 cm, am Unterarm um 1½ cm, an der Mittelhand um 2 cm (Patient war Rechtshänder). Hochgradige Atrophie sämtlicher Muskeln an der Hand. Radialpuls rechts etwas kleiner als links.

Motilität: Passiv sind alle Gelenke der rechten obren Extremität normal bis auf eine geringe Beschränkung der Abduktion des Daumens. Auch ist die gleichzeitige Streckung aller Hand- und Fingergelenke nicht so ausgiebig möglich wie auf der gesunden Seite (leichte Schrumpfung der Beugemuskeln). Dagegen können die Fingergrundgelenke auf der kranken Seite ausgiebiger gestreckt werden als auf der andern. Die gewöhnliche Haltung der vier Finger ist leichte Beugung des Grundgelenks, starke Beugung der beiden andern Gelenke (angedeutete Krallenstellung Fig. 184).

Von aktiven Bewegungen ist die Pronation des Vorderarmes etwas schwach, doch scheinen sich beide Musculi pronatores anzuspannen. Das Handgelenk wird nach allen Seiten mit guter Kraft und unter Anspannung aller Sehnen außer der des Musculus palmaris longus bewegt.

Die vier Finger können vollkommen in die Hohlhand eingeschlagen werden, wobei sich die Beugesehnen am Handgelenk anspannen und die Muskelbäuche des Musculus flexor sublimis (und profundus?) vorwölben. Die Bewegung findet in allen drei Gelenken statt, isolierte Beugung der Interphalangealgelenke ist möglich, nicht aber der Grundgelenke. Die Grundgelenke können gut gestreckt und überstreckt werden, die Interphalangealgelenke jedoch für gewöhnlich nicht. Deren Streckung gelingt erst, wenn die Grundgelenke von außen in Beugung festgehalten werden, oder wenn Handgelenk und Fingergrundgelenk gleichzeitig aktiv oder passiv stark gebeugt werden. Spreizen geschieht stets unter gleichzeitiger Streckung und ist sehr wenig ausgiebig.

Der Daumen kann parallel zur Handfläche bewegt, d. h. gebeugt und gestreckt werden, dagegen kann er nicht an den Zeigefinger herangeführt werden (adduziert) und nur sehr unvollkommen herausgestellt (abduziert) und nicht in die Hand hinein gedreht (opponiert) werden. Doch können diese Bewegungen bei geeigneter Handhaltung durch Fallenlassen des Daumens vorgetäuscht werden. Die Beugung geschieht fast nur im Carpo-metacarpalgelenk und im Endgelenk. Dabei spannt sich die Sehne des Musculus flexor pollicis longus. Jede aktive Anspannung (Hartwerden) der kurzen Fingermuskeln fehlt.

Was die Verrichtungen der Hand anlangt, so ist der Faustschluß möglich, allerdings mit verringerter Kraft. Der Druck der Faust beträgt rechts 7,5 kg, links dagegen 38 kg. Im Zeige-

finger ist die Schließkraft am geringsten. Ferner fehlt die Einwärtsbewegung des Daumenballens. Der Fingerspitzenschluß fehlt ganz. Allerdings kann, wenn die Hand mit der Vola nach oben gehalten wird, der Daumnagel an die Nagelspitze des Zeigefingers wie des Mittelfingers herangebracht werden, nicht aber Fingerbeere an Fingerbeere. Bemühungen zum Strecken der Finger führen zu typischer Krallenstellung (Fig. 185). Die besagten Verrichtungen werden durch unsern Apparat (Streck- und Greifzange) ermöglicht, bzw. gebessert (vgl. Fig. 199). Zum Schreiben wird der Bleistift zwischen Zeige- und Mittelfinger eingeklemmt, die Schrift ist mühsam und ungeschickt, sie wird durch Benutzung des Halte-Handklotzes (Fig. 194) wesentlich erleichtert und verbessert.

Die elektrische Untersuchung ergibt, daß die Hand- und oberflächlichen Fingerbeugemuskeln am Vorderarm faradisch und galvanisch erregbar sind. Im Vergleich mit der gesunden Seite ist die Erregbarkeit für den faradischen Strom wenig, für den galvanischen erheblich herabgesetzt, die Zuckung bei letzterem kaum verlangsamt, die Zuckungsformel nicht verändert. Dagegen sind die Muskeln in der kranken Hand für faradische Reizung unerregbar und reagieren bei galvanischer Reizung sämtlich ausgesprochen träge, die Anodenschließungszuckung ist wesentlich stärker als die Kathodenschließungszuckung.

Sensibilität. Leichteste Berührungen werden in einem Teil des vom Nervus ulnaris versorgten Hautgebiets (distales ulnares Viertel der Hohlhand sowie des Handrückens, Beugeseite des kleinen Fingers, ulnare Hälfte der Beugeseite des Grund- und Mittelgliedes des Ringfingers) überhaupt nicht, im übrigen Gebiet deutlich und sicher empfunden als an der gesunden Hand. Die Schmerzempfindung ist nicht wesentlich verändert, die Temperaturempfindung in der Hand etwas weniger fein als auf der gesunden Seite; insbesondere wird an der ulnaren Hälfte der Hand Kalt öfters als Warm bezeichnet. Der stereognostische und kinästhetische Sinn ist in Hand und Fingern wesentlich beeinträchtigt.

Diagnose: Partielle Lähmung der Nervi ulnaris et medianus in Form der Lähmung der kurzen Finger Muskeln.

Therapie: Mediko-mechanische Behandlung, Bewegung der gelähmten Muskeln durch den galvanischen Strom. Patient wird entlassen.

Späterer Verlauf. Patient stellt sich öfter wieder vor. Am 10. 10. 16 wird zum erstenmal eine willkürliche Zusammenziehung im Musculus abductor digiti V festgestellt, am 9. 12. 16. sodann im Musculus interosseus dorsalis I; am 16. 1. 17 ist auch deutliche und kräftige Abduktion des Zeigefingers möglich, dagegen noch keine Spreizbewegung in den andern Fingern, Arm und Hand sind besser genährt. Der Unterschied im Umfang gegen die gesunde Seite beträgt am Vorderarm nur noch $\frac{1}{2}$ cm, an der Mittelhand $1\frac{1}{2}$ cm. Die kranke Hand vermag einen Faustdruck von 20 kg auszuüben. Am 14. 5. 17 können alle Finger gespreizt werden, bis auf den Ringfinger. Die Abduktion des kleinen Fingers ist noch sehr gering. Am 2. 10. 18 wird weitere Kräftigung aller Bewegungen festgestellt, der Druck der kranken Hand beträgt $\frac{7}{10}$ von dem der gesunden, sie wird zu allen Hantierungen in alter Weise benützt. Doch ist die Seitwärtsbewegung der beiden ulnaren Finger immer noch mangelhaft, die Abduktion des Daumens geschieht mit geringer Kraft. Eine leichteste Krallenstellung ist immer noch vorhanden.

Technischer Teil.

Prothesen für den Beugegelähmten.

§ 108. Allgemeine Übersicht über die für die verschiedenen Lähmungsformen angezeigten Apparate.

a) Wie können wir unsern Patienten durch Prothesen helfen? Wie können wir ihre Leistungsfähigkeit verbessern? Auf Grund dessen, was wir oben über die durch die Lähmung der beiden Beugenerven verursachten Behinderungen erfahren haben, gliedert sich unsre Aufgabe folgendermaßen: Bei reiner Ulnarislähmung sind die beiden Hauptverrichtungen der Hand, das Fassen mit der Faust und das Greifen mit den Fingerspitzen, wenn auch weniger kraftvoll, so doch noch immer ganz gut aus-

föhrbar, so daß der Patient hierföur eines Apparates nicht bedarf. Eine Behinderung des Faustschlusses kann aber dadurch zustande kommen, daß die ulnaren „Knickfinger“ im Mittelgelenk so stark sich beugen, daß die Fingerspitzen in die Hohlhand zu liegen kommen, aus welcher der Patient sie nicht mehr aktiv zu entfernen vermag. Unsrer Aufgabe ist dann, die den Interphalangealgelenken fehlende Streckföhigkeit künstlich herzustellen. Wir tun das mittels unsrer Streckfingerlings (Fig. 190). Ist bereits Kontraktur eingetreten, so ist neben und vor dieser Arbeitsprothese eine Mobilisationsprothese nötig. Als solche dient uns der Knickfinger-Gerade-richter (Fig. 202). Besteht außer der Versteifung der geknickten Gelenke auch noch, wie oft, eine Verkürzung der langen Beugesehnen der Finger, so wird gleichzeitig der Fingerbeugesehnen-Dehnapparat (Fig. 204) angelegt.

Geeignete Föhle von Medianuslähmung zu behandeln hatte ich zu selten Gelegenheit, um über die durch Prothesenhilfe etwa zu erzielende Leistungsverbesserung urteilen zu können. Auch ohne Prothese ist die Hand jedenfalls weitgehend gebrauchsföhig. LÉTIÉVANTS Patient mit einer kompletten Medianuslähmung konnte seine Hantierungen als Aufwärter in tadelloser Weise ausföhren.

b) Sehr übel sind dagegen, wie wir sahen, jene Patienten daran, bei welchen gleichzeitig Medianus und Ulnaris gelähmt sind. Sie können die Hand öffnen aber nicht schließen, weder zum Faust- noch zum Fingerspitzenschluß. Sie können daher nichts ergreifen, nichts festhalten, überhaupt von ihrer Hand so gut wie gar keinen Gebrauch machen. Hier ist Hilfe dringend gefordert. Wir leisten sie mittels unsrer Halte-Handschuhs (Fig. 191, 192) und Halte-Handklotzes (Fig. 194, 195).

Der Handschuh ersetzt den Faustschluß, der Handklotz die Fingerspitzenzange. Ersterer ist ein Mittelding zwischen einem Handschuh und einer Binde und erlaubt dem Patienten die vier Finger um ein in die Hand gelegtes Werkzeug herum und gegen den Daumenballen festzuschnüren. Die Schnürung wird durch die gesunde Hand in wenig Sekunden bewirkt und kann nach Belieben entweder lose oder stramm angezogen werden, so stramm, daß das Werkzeug ebenso festgehalten ist wie in einer gesunden Faust. Ein mit solchem Handschuh versehener Gelähmter konnte seinem Beruf als Landwirt mit Schaufel, Hacke, Sense in täglich vielstündiger Arbeit nachgehen.

Der Halte-Handklotz besteht aus einem leichten Holzstück, welches in die zur Zange geformte Hand eingelegt und um welches herum dann die Finger durch eine Bandage festgebunden werden, so daß Hand und Klotz ein festes Ganzes bilden. In den Klotz wird ein Bleistift oder ein Federhalter oder irgendein andres leichtes Instrument eingesteckt. Der Patient kann dann sofort schreiben, und zwar nahezu so gut und geläufig wie früher mit der gesunden Hand. Zwei Handgriffe genügen zum Befestigen und Wiederlosmachen der Prothese.

Wir hatten oben (§ 62) die Möglichkeiten, welche der Gesunde zum Bewegen und Feststellen seiner Gelenke besitzt, uns klargemacht und mit ihnen die Stufenleiter von Föhigkeiten verglichen, welche mehr oder weniger vollkommene Prothesen dem Gelähmten verschaffen können. An dieser Stufenleiter gemessen ist das Ergebnis, welches wir mit unserm Hand-

schuh und unserm Handklotz erreichen, freilich recht bescheiden: Festhaltung in einer bestimmten Stellung und sogar unter Wegnahme der ohne die Prothese noch möglichen Fingerstreckung. Die Frage liegt nahe, ob es nicht möglich ist, ähnlich wie bei der Radialislähmung auch hier die vorhandene Beweglichkeit zu erhalten und durch eine die gelähmten Muskeln ersetzende Sprungfeder zu beidseitiger Beweglichkeit zu ergänzen und damit dem Patienten nicht nur das Festhalten, sondern auch das Ergreifen und Loslassen von Gegenständen, das willkürliche Schließen und Öffnen der Faust und der Fingerzange zu ermöglichen. Von vornherein ist klar, daß die Verhältnisse hier weit ungünstiger wie bei der Radialislähmung liegen, schon deshalb, weil die Kraft zum Strecken von Natur weit geringer ist als die zum Beugen, und uns also dort die stärkere Fähigkeit, hier die schwächere erhalten geblieben ist, wir also dort aus einem Größeren ein Kleineres herausholen, hier umgekehrt aus dem Ärmeren ein Reicheres ersetzen sollen. Daher kann die Schließkraft und Schließweite einer solchen Vorrichtung immer nur in bescheidenen Grenzen sich halten. Innerhalb dieser Grenzen aber kann man in der Tat dem Patienten auch das Zufassen und Loslassen ermöglichen, indem man den Halte-Handschuh zum Greif-Handschuh vervollkommnet. Auch kann an dem Halte-Handklotz eine kleine Greifzange angebracht werden.

Es gibt freilich einen ganz andern Weg zu demselben Ziel, nämlich die Beweglichkeit höher gelegener Gelenke, vor allem die des Handgelenks heranzuziehen, um die Finger zu bewegen. E. F. SCHMID hat eine solche Konstruktion mitgeteilt. Der große Nachteil dieser Lösung ist, daß sie dem Patienten die freie Benutzung dieser höheren Gelenke verwehrt. Wenn beispielsweise bei SCHMIDS Apparat durch Beugung im Handgelenk die Fingerzange geschlossen, durch Streckung geöffnet wird, so darf der Patient die Hand mit dem gefaßten Gegenstand nicht strecken, falls ihm dieser nicht entgleiten soll. Wie wichtig aber die freie Beweglichkeit im Handgelenk für alle Verrichtungen der Hand ist, wissen wir von früher her (§ 74).

Und in dieser Beziehung ist unser Patient glücklicherweise verhältnismäßig günstig gestellt. Denn die ihm verbliebenen, vom Nervus radialis versorgten Muskeln genügen, um die Hand nach allen Richtungen zu bewegen (§ 43 S. 202 f., Tabelle 7), wiewohl die Beugung nur mit recht geringer Kraft erfolgt. Hier aber weiß sich der Patient vielfach durch Ersatzbewegungsmöglichkeiten zu helfen, insbesondere durch Ausnutzung passiver Beugegelegenheiten, die mit den Streckmöglichkeiten, welche wir früher (§ 46 e) unter dem Namen der passiven Faustschlußhilfe studiert haben, in eine Reihe zu stellen sind. So sehen wir denn den mit dem Halte-Handschuh arbeitenden Patienten von seiner Handgelenksbeweglichkeit ausgiebigen Gebrauch machen.

Die einzige Unzulänglichkeit, unter der er dabei zu leiden hat, besteht darin, daß die Hand infolge der geringen Beugekraft gelegentlich in schmerzhafte Überstreckung gerät. Um dies zu verhindern, legen wir um den Unterarm eine kräftige Hülse und verlängern sie distalwärts zu einer Art Rückenlehne für die Hand, an welcher diese einen Halt gegen zu starke Streckung findet, ohne im übrigen in ihrer freien Beweglichkeit nach vorn

und nach beiden Seiten behindert zu sein. Diese „Handrückenstütze“ (Fig. 191 und 198) ist entbehrlich, wenn, wie häufig, die gelähmten Handbeuger etwas geschrumpft sind und dadurch eine Überstreckung unmöglich gemacht ist. Eine leichte Dauerverkürzung dieser Muskeln ist daher als ein Vorteil für den Patienten anzusehen.

c) Haben wir es nicht mit einer völligen Beugelähmung, sondern nur mit einer Lähmung der kurzen Fingermuskeln zu tun, dann besitzt der Patient noch den Faustschluß und bloß der Fingerspitzenschluß fehlt oder ist höchst unvollkommen. Ihn gilt es dem Patienten wieder zu verschaffen und brauchbar zu gestalten. Dazu dient uns die Streck- und Greifspanne (Fig. 199, 200), welche, indem sie die völlige Streckung der Fingergrundgelenke verhindert, die Kraft der langen Fingerstrecker für die Bewegung der distalen Fingergelenke verfügbar macht. Sind umgekehrt die kurzen Fingermuskeln erhalten, die langen gelähmt, so fehlt vor allem der Faustschluß; die Beugung der Grundgelenke reicht nicht aus, um einen Gegenstand zu fassen.

Hier gelang es, wie oben erwähnt, dadurch zu helfen, daß ein Füllstück in die Hohlhand gelegt wurde, welches ihren Raum so weit verkleinerte, daß die vorhandene Beugefähigkeit zum Schließen ausreichte.

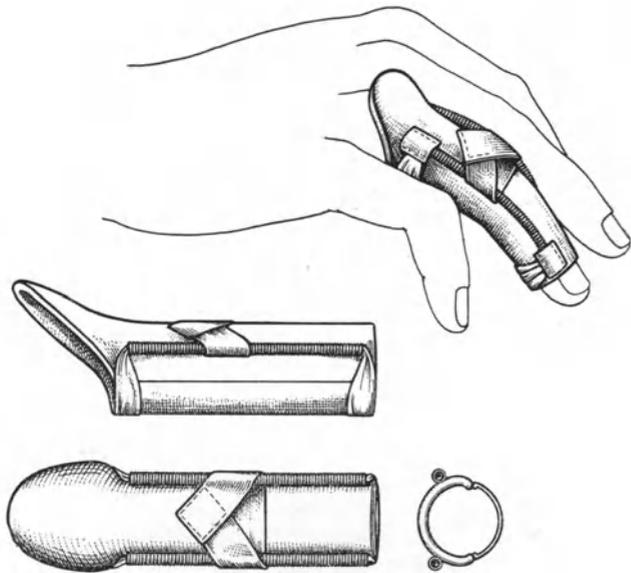


Fig. 190. Streckfingerling.

Hier gelang es, wie oben erwähnt, dadurch zu helfen, daß ein Füllstück in die Hohlhand gelegt wurde, welches ihren Raum so weit verkleinerte, daß die vorhandene Beugefähigkeit zum Schließen ausreichte.

d) Bei sämtlichen Beugelähmungen der Finger, aber auch bei Strecklähmungen (Radialislähmung) begegnet man öfter erheblichen Schrumpfungen der langen Fingerbeugemuskeln. Zu ihrer Bekämpfung habe ich eine besondere Mobilisationsprothese, die ich Fingerbeugesehnen-Dehnapparat nenne, konstruiert (Fig. 204). Kontrakturen, anderer Finger und Hand versorgender Muskeln kommen gleichfalls, wiewohl seltener vor. Hier scheinen mir die bereits von anderer Seite, besonders von SCHEDE angegebenen Konstruktionen ausreichend zu sein.

Nach diesem Überblick über das System unsrer Beugeprothesen gehen wir zur Betrachtung der einzelnen Apparate über. Wir beschreiben erst die Arbeits- dann die Mobilisationsprothesen.

e) Zuvor jedoch sei noch ein Wort über die bisher in der Literatur mitgeteilten Konstruktionen gesagt. Ich kann mich hier kurz fassen, denn die weni-



Fig. 191.

Arbeit mit dem Halte-Handschuh nebst Handrückenstütze. Unten die Hand desselben Mannes ohne Bandage beim vergeblichen Versuch des Faustschlusses (Lähmung des Medianus und Ulnaris).

gen Autoren, welche ihre Aufmerksamkeit der orthopädischen Behandlung der uns hier beschäftigenden Lähmungen zugewandt haben, und deren Arbeiten, soweit sie mir bekannt geworden sind, im Literaturverzeichnis zusammengestellt sind, haben meist die Verhütung der Kontrakturen oder die Beseitigung der bereits eingetretenen Versteifungen sowie die Verbesserung der dauernd festgehaltenen unschönen Gelenkstellungen sich als Ziel gesetzt, nicht oder nur nebenbei die Wiedergewinnung der Arbeitsfähigkeit, auf welche es uns wesentlich ankommt. Als eigentliche Arbeitsprothese ist die oben erwähnte Konstruktion von E. F. SCHMID gedacht. Ebenso der Faustschlußapparat, welchen KRÖBER für Medianus- und Ulnarisgelähmte angegeben hat. Er besteht aus vier zusammenhängenden Ringen, welche auf die Mittglieder der vier Finger gesteckt werden, und einer Unterarmhülse, von welcher Zugfedern über die Hohlhand nach den Ringen geführt sind, die die Ringe und mit ihnen die Finger armwärts ziehen und so die Faust zumachen. RADIKE schließt die Hand des Medianusgelähmten in eine Walklederhülse ein, an welche er Haken und Leder Schlaufe zum Befestigen eines Werkzeuges anbringt, wobei freilich das miteingeschlossene Handgelenk seiner aktiven und passiven Beweglichkeit verlustig geht.

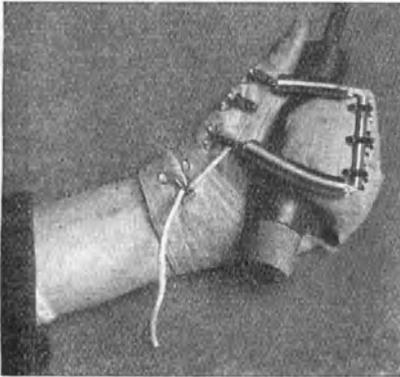
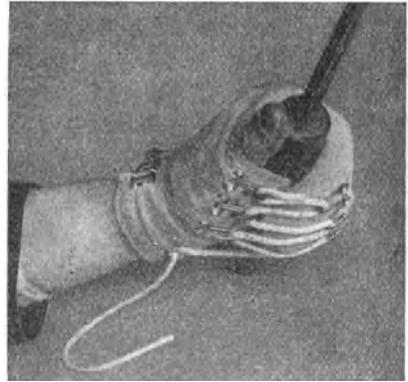
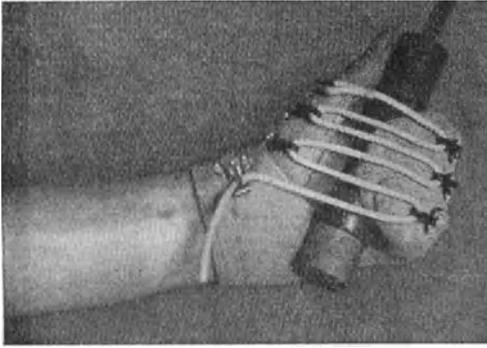


Fig. 192. Halte-Handschuh, oben mit gewöhnlichem, d. i. unelastischem, unten mit federndem Verschuß (Greif-Handschuh).

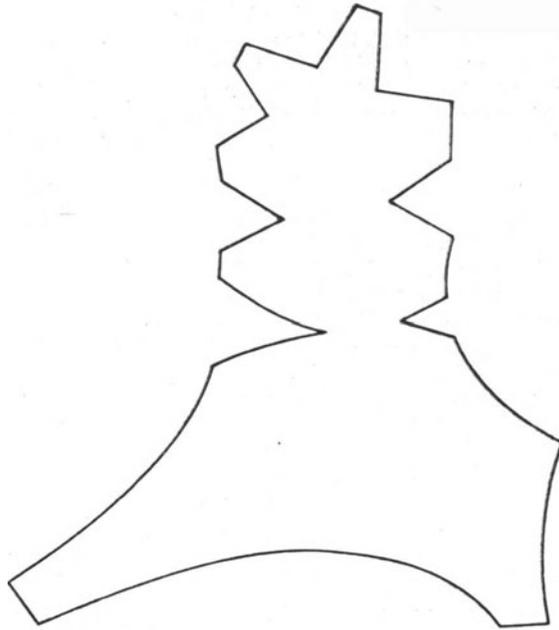


Fig. 193. Halte-Handschuh. Schnittmuster in $\frac{1}{4}$ natürlicher Größe.

Beschreibung der einzelnen Apparate.

§ 109. Der Streckfingerling.

Diese einfache kleine Vorrichtung besteht aus einem Handschuhfingerling, an welchem zu beiden Seiten, radial und ulnar, je ein federnder Stab entlang läuft, der, wenn gebogen, kräftig in die gerade Haltung zurückstrebt und damit auch den Fingerling und den gebeugten Finger wieder in gestreckte Stellung zu ziehen sucht (Fig. 190).

Im einzelnen ist folgendes zu bemerken: Der Fingerling ist aus zwei Bahnen Handschuhwildleder zusammengenäht, eine Bahn für die Innenfläche des Fingers ist aus dünnem, eine andre für Rücken und Seitenflächen ist aus dickem Leder geschnitten. Letztere ist proximalwärts zu einem Latz verlängert, an welchem man den Fingerling beim Anziehen anpackt. Der Fingerling läßt die Fingerkuppe frei. Er muß so geschnitten sein, daß er knapp und fest sitzt. Als federnde Stäbe dienen gestauchte Biege-Schraubenfedern; sie sind so angebracht, daß sie auch bei gestrecktem Finger etwas gebogen sind. Ihre Enden liegen etwa in der Höhe der Fingerlängsachse, ihre Mitte etwas höher. Die Befestigung der Federn auf dem Leder geschieht in der Weise, daß durch die Lichtung der Feder ein Band gezogen und mit den beiden herausschauenden Enden auf dem Leder vernäht wird. Außerdem wird die Mitte der Feder oder besser die Stelle, wo sie an dem Mittelgelenk vorüberzieht, mit Band umnäht und festgenäht. Die Enden der Federn werden durch weiteres übergemähtes Band gedeckt, nachdem durch eingepreßte Holzkeilchen die vorspringende Kante der Endwindung möglichst abgeglichen worden ist.

Die Stärke der Feder ist je nach Lage des Falls verschieden zu wählen, wenn Steifigkeiten zu überwinden sind stärker als wenn diese fehlen. Mit Federn vom Drahtdurchmesser 0,08 und 0,10 cm und vom äußeren Windungsdurchmesser 0,4 und 0,45 cm und möglichst starker Stauchung bin ich bisher ausgekommen. An Stelle der Biege-Schraubenfeder würde ich, wenn ich den Apparat wieder anzufertigen hätte, noch andre Federarten, etwa eine Drill-Schraubenfeder zu verwenden den Versuch machen.

§ 110. Halte-Handschuh für Beugegelähmte.

Diese Bandage dient zum Einschnüren eines Werkzeugheftes in der Hand (vgl. Fig. 191, 192 und Werkstattezeichnung Fig. 193). Sie ist aus einem Stück Drell geschnitten, das mit einer dünnen Filzlage gefüttert und ringsum mit Band eingefast ist. Drei Hauptabschnitte lassen sich unterscheiden: der die Handgelenksgegend rings engumfassende Bund, der mittels eines Druckknopfes und einer sogenannten Triumphschnalle geschlossen wird, dann das Mittelstück, welches die Rückseiten der Mittelhand, des Daumens und der vier Fingergrundglieder bedeckt, die Hohlhand aber frei läßt, endlich drittens die Spitze, welche die Mittelglieder und die Endglieder der vier Finger wie ein Sack oder eine Tasche in sich aufnimmt. Auf dem Rücken der Tasche sind entsprechend den Zwischenräumen zwischen den vier Mittelgliedern drei kräftige Haken aufgenäht, drei andre sind auf dem mit dem Daumenballen abschneidenden Rand des Mittelstücks angebracht. Ihre Reihe proximalwärts verlängernd kommt bei angezogenem Handschuh die Klemme zu liegen, welche auf dem Endzipfel des Bundes aufgenäht ist. Beim Schließen des Handschuhs wird die Schnur zwischen den beiden Hakenreihen hin und her geführt und zuletzt ihr Ende unter der Klemme festgezwängt.

Während ein gewöhnlicher Handschuh auf die gestreckten Finger zugeschnitten wird, muß dieser auf die zur losen Faust geschlossene Hand gearbeitet werden und dabei jedesmal aufs genaueste nach der Form der Hand geschnitten und individuell verpaßt werden, so daß die Falten gerade über die Knöchel zu liegen kommen und die ganze Bandage der geschlossenen Faust überall, besonders aber am Handgelenk, knapp anliegt. Ist dies der Fall, so kann ein Werkzeugheft derart eingebunden werden, daß es ebenso festsitzt wie in einer gesunden Faust, ohne daß die Hand irgendwelchen unangenehmen Druck verspürt.

Das Einbinden und Wiederausbinden des Werkzeugs geschieht durch die gesunde Hand in wenig Sekunden. Immerhin liegt darin, daß das Werkzeug nicht momentan ergriffen und wieder losgelassen werden kann, und vor allem darin, daß ein Auswechseln des gefasteten Gegenstandes nur unter Inanspruchnahme der andern Hand bewirkt werden kann, ein doppelter Nachteil, der in gewissen Fällen und bei manchen Berufen sich störend geltend

machen wird. Aber auch hier wird man weitgehend helfen können. Allerdings besitze ich in dieser Richtung keine praktische Erfahrung, da die wenigen hierhergehörigen Fälle, welche ich zu behandeln Gelegenheit hatte, mir keine Veranlassung zu einschlägigen Versuchen boten. Trotzdem möchte ich in Anbetracht der Wichtigkeit des Problems hier kurz andeuten, wie ich mir seine Lösung denke. Ich bemerke gleich, daß dabei der Handschuh als solcher ganz unverändert bleibt.

Ich schicke ferner voraus, daß, wenn das Werkzeug nicht sehr fest gehalten werden muß, es genügt statt aller sechs Haken nur die beiden mittleren oder die vier äußeren miteinander zu verschnüren, wodurch die zum Festmachen benötigte Zeit sich wesentlich verringert. Um die bei letzterer Schnürart sich einstellende Neigung zur seitlichen Zusammendrängung der Haken und der Finger zu beheben, kann man das die Haken einer Reihe überquerende Schnurstück durch einen festen Stab ersetzen oder durch eine übergeschobene Hülse steif machen (Fig. 192 unten).

Nun kann man weiter — und damit kommen wir auf unser Problem — die Verknüpfung beider Hakenreihen durch Einschalten elastischer Strecken, etwa aus Gummischläuchen oder Zug-Schraubenfedern gebildet, nachgiebig und federnd machen und dabei die Federkraft so abpassen, daß die Streckkraft der gelähmten vier Finger, die ja erhalten ist, genügt, um die Federung zu überwinden und den Ring der Faust so weit zu vergrößern, daß das Heft des nicht mehr benötigten Werkzeugs der Hohlhand entgleitet und diese über das Heft eines andern Werkzeugs, das an Stelle des ersten gewünscht wird, übergeschoben werden kann (Fig. 192 unten). Durch eine derartige Vorkehrung wird dem Patienten ein willkürliches Ergreifen und Loslassen wenigstens innerhalb gewisser Grenzen ermöglicht, es wird der Halte-Handschuh zum Greif-Handschuh vervollkommenet.

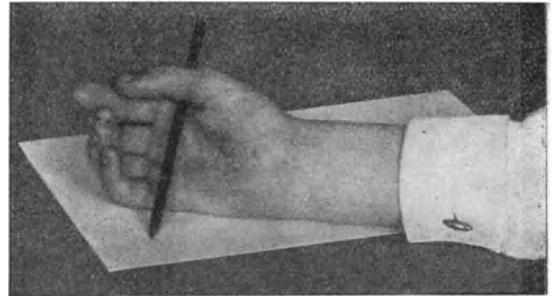
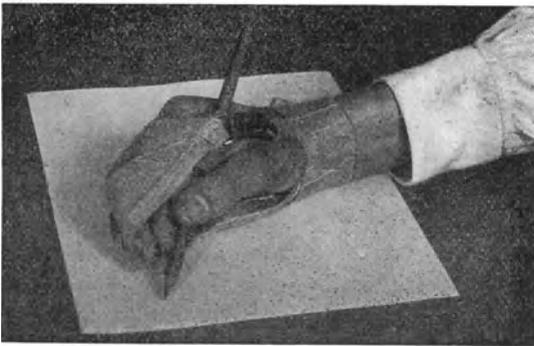
Natürlich sitzt das Werkzeug nicht ebenso fest, wenn es in dieser Weise federnd eingebunden wird, wie wenn der Handschuh mit einer unelastischen Schnur möglichst stramm geschlossen wird. Doch kann man dem Patienten zwei Schnüre geben, eine dehnbare und eine unnachgiebige, von welchen er je nach Bedarf bald die eine, bald die andre verwendet. Auch kann man beiderlei Schnüre zu einer einzigen kombinieren, indem man etwa durch die Lichtung des Gummischlauchs oder der Schraubenfeder eine feste Schnur hindurchzieht, deren Länge so abgepaßt ist, daß sie für gewöhnlich lose liegt, aber sobald die dehnbare Hülle um einen gewissen Betrag sich gestreckt hat, gespannt wird und weite Streckung verhindert. Die Schraubenfedern müßten gestaucht und sehr weich sein, ähnlich wie die Federn des später zu beschreibenden Spitzfußapparates Modell PT (§ 124), und in der Stärke der Streckkraft der Finger angepaßt.

Noch eine ganz andre Lösung des Problems ist möglich. Statt des Werkzeugheftes kann man den Patienten eine Hülse in die Hand einbinden lassen, welche so eingerichtet ist, daß sie über die passend gestalteten Hefte seiner verschiedenen Werkzeuge übergeschoben werden kann und diese dann etwa mit Hilfe eines Sperrhakens festhält. Das Werkzeug könnte dann mit einem einzigen Griff und ohne Beihilfe der andern Hand durch Überschieben der Hülse gefaßt werden; nur zum Ablegen müßte die andre Hand beispringen und den Sperrhaken lösen. Vielleicht könnte die Lösung auch ohne diese Beihilfe etwa durch die Streckkraft des Daumens der gelähmten Hand bewirkt werden.

§ 111. Halte-Handklotz für Beugegelähmte.

Dieser Apparat ersetzt dem Patienten die Fingerspitzenzange. Er besteht aus einem leichten Holzklotz, welcher die Hohlhand genau ausfüllt und um den die Finger in gleicher Haltung wie beim normalen Fingerspitzenanschluß durch eine Bandage festgebunden werden, so daß Klotz und Hand ein einziges Ganzes bilden. Ein in den Holzklotz eingestecktes leichtes Werkzeug, etwa eine Schreibfeder, wird dann von der aus dem Handgelenk oder den höhern Gelenken bewegten Hand mitgenommen (Fig. 194, 195 und Werkstattzeichnungen Fig. 196, 197).

Der Holzklotz wird aus leichtem Holz (Linde) nach einem Gipsausguß der zur Fingerspitzenzange geformten Hand des Patienten geschnitzt. Zwecks Gewichtsverminderung wird er von der der Hand abgelegenen Seite her möglichst weitgehend ausgehöhlt. Ein doppelter Bandapparat hält den Klotz an der Hand fest, nämlich erstens ein Band, welches das Handgelenk fest umschließt, und zweitens eine Fingerbandage, welche aus drei zusammengefügten Bandstreifen besteht, von welchen der erste die Grundglieder, der zweite die mittleren



Hand desselben Patienten beim vergeblichen Versuch des Faustschlusses.

Fig. 194. Schreiben mit dem Halte-Handklotz.

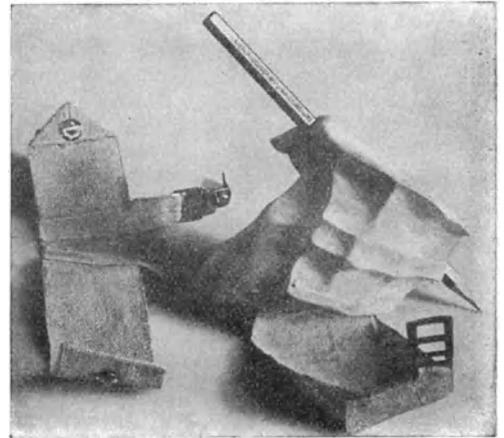
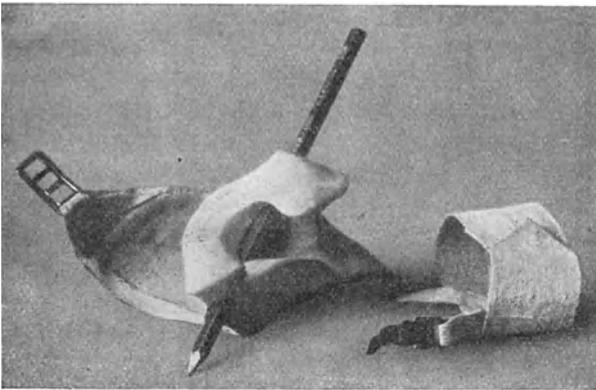
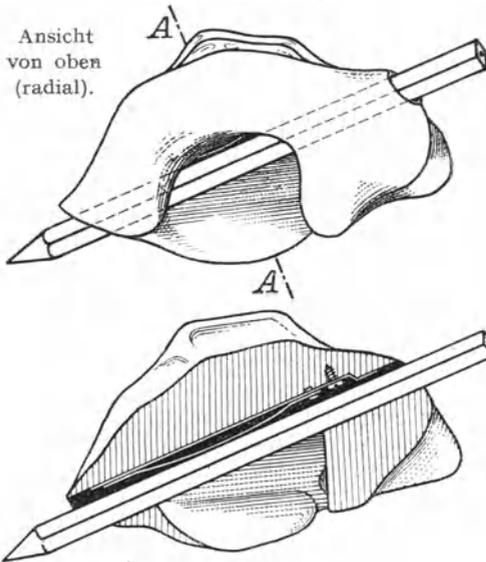
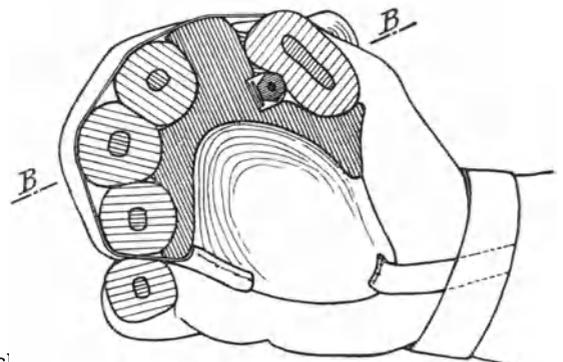


Fig. 195. Halte-Handklotz.



Schnitt nach BB, von oben (radial) gesehen.



Schl. von vorn (distal) gesehen. Die vier Finger sind quer der Daumen ist schräg durchschnitten.

Fig. 196. Halte-Handklotz. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe.



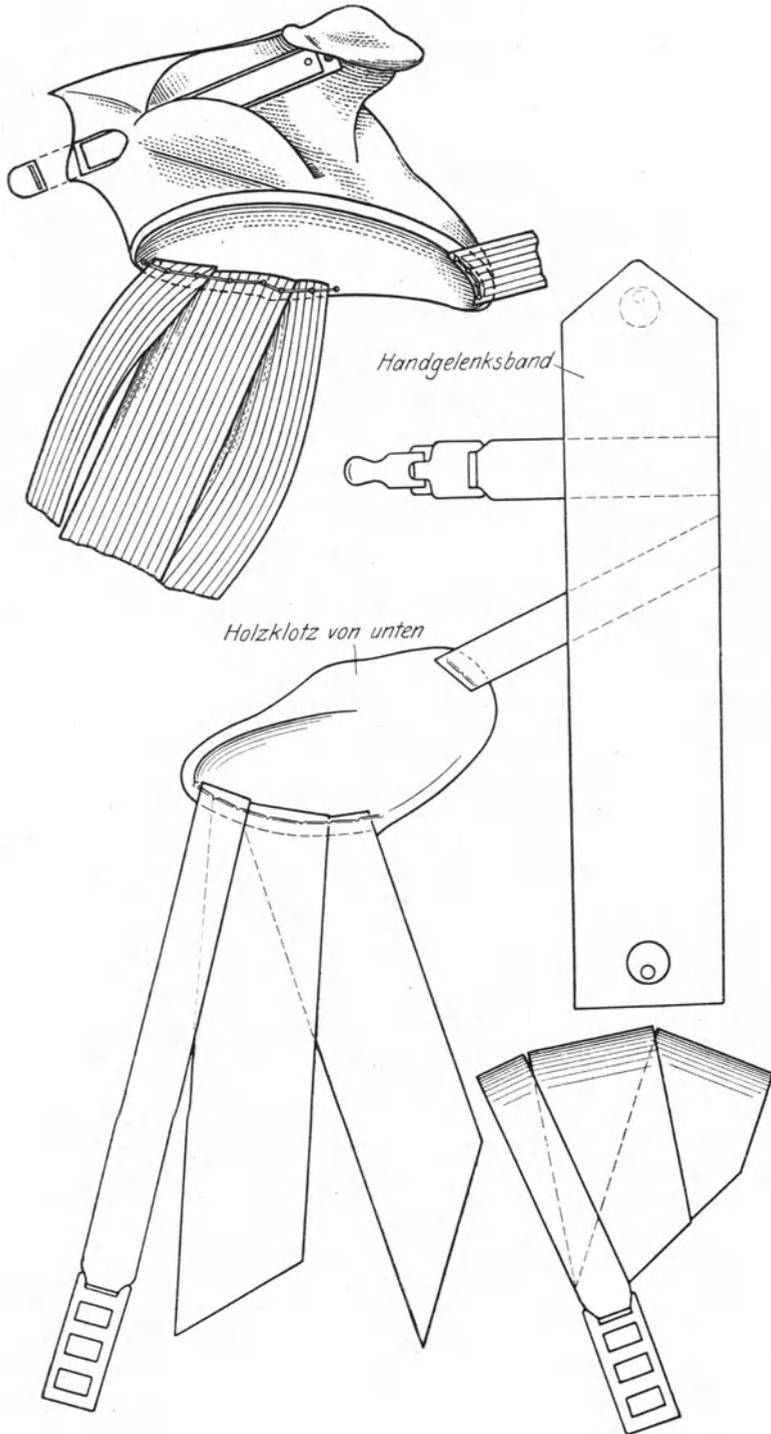


Fig. 197. Halte-Handklotz. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe, insbesondere die Bandagenteile zeigend.

Glieder, der dritte die Endglieder von Zeige-, Mittel- und Ringfinger faßt und gegen den Klotz drückt. Der kleine Finger bleibt außerhalb; auch der Daumen wird nicht mit eingebunden. Das Handgelenksband wird mit einem Druckknopf geschlossen und die Fingerbandage durch eine Schnalle (eine sogenannte Triumpfschnalle) mit ihm verbunden und fest gemacht. Zwei einfache Handgriffe genügen also zum An- und Ablegen der Prothese. Trotzdem sitzt dieselbe, wenn Holz und Band sorgfältig auf die Hand des Patienten verpaßt sind, vollkommen unbeweglich fest und das in den Klotz eingesteckte Werkzeug wird ebenso sicher, wiewohl freilich nicht ebenso geschickt, wie in der natürlichen Fingerspitzenzange geführt.

Zum Einstecken des Werkzeugs, insbesondere eines Bleistifts oder eines Federhalters, in den Klotz ist dieser in entsprechender Richtung durchbohrt. In den Bohrkanal ist eine aus einem Stück leicht gebogenen Bandstahls bestehende Feder eingelassen, welche den eingesteckten Bleistift so weit fest klemmt, daß er bloß unter Anwendung einer mäßigen Kraft verschoben werden kann, durch den Druck beim Schreiben aber nicht verrutscht.

Der Daumen liegt bei angelegtem Apparat lose in einer entsprechenden Rinne des Klotzes. Er kann durch die noch funktionstüchtigen *Musculi extensores pollicis* und *abductor longus* vom Klotz abgehoben werden; bei Erschlaffung dieser Muskeln fällt er auf den Klotz zurück. Die Kraft dieses Zurückfallens kann man dadurch verstärken, daß man um den Daumen eine Bandschlinge legt und an ihr einen federnden Zug angreifen läßt. Die hierzu nötige Sprungfeder findet in der Aushöhlung des Klotzes einen guten Platz. Der Patient besitzt dann eine kleine Greifzange, welche er willkürlich schließen und öffnen kann. Die Kraft des Schlusses aber ist entsprechend der geringen Kraft der Daumenstreckmuskeln, der die Stärke der Feder angepaßt werden muß, gering; auch die Geschicklichkeit läßt zu wünschen übrig. Daher pflegte der Patient, welchem ich diese Einrichtung gegeben hatte, sie nicht zu benützen und ich ließ sie das nächste Mal beiseite. Es ist aber wohl möglich, daß für gewisse Zwecke und Berufe diese kleine willkürlich schließbare Zange nützlich und wertvoll sein könnte.

Der Apparat könnte möglicherweise auch bei Schreibkrampf gute Dienste tun. Er entlastet die überanstrengten Finger Muskeln weit vollkommener als die bisher bei diesem Leiden üblichen Apparate.

§ 112. Handrückenstütze für Beugegelähmte.

Bei vollkommener Beugegelähmung und Ausfall der *Musculi flexores carpi* besteht die Gefahr, daß beim Arbeiten der Hand das Handgelenk überstreckt wird und schmerzt. Dieser Gefahr beugt die Handrückenstütze vor (Fig. 198, 191). Als solche habe ich in dem einen Fall, über den ich berichten kann, eine Walklederhülle verwendet, welche die untere Hälfte des Vorderarms umschließt und distalwärts eine dem Handrücken entsprechende Verlängerung besitzt, gegen welche sich dieser gegenstützt, wenn die Gefahr der Überstreckung droht.

§ 113. Streck- und Greifspange für Beugegelähmte.

Bei Lähmung der kurzen Finger Muskeln vermag der Patient die dreigliedrigen Finger in allen Gelenken zu beugen, aber bloß im Grundgelenk zu strecken. Der Apparat (Fig. 199, 200 und Werkstattzeichnungen, Fig. 201) soll ihm die Streckung auch der beiden andern Gelenke ermöglichen, und ihm dadurch zu dem Fingerspitzenschluß, der ihm fehlt, verhelfen. Der Apparat erzielt die Streckung dieser beiden Gelenke, indem er die völlige Streckung und Überstreckung des Grundgelenks verhindert, denn dadurch kommt die Wirkung der *Musculi extensores digitorum* auf diese Gelenke zur Geltung, während sie sich sonst in der Überstreckung des Grundgelenks erschöpft (vgl. § 37). Die Festhaltung der vier Grundgelenke in Beugstellung wird dadurch bewirkt, daß der Apparat einerseits auf diese Gelenke selbst von der Hohlhandseite her einen Druck ausübt, andererseits auf die in diesen Gelenken zusammengefügte Glieder, d. h. auf die Fingergrundglieder und die Mittelhandknochen von der Rückseite her pressend wirkt.

Der Druck auf die Beugeseite der Grundgelenke wird durch ein in die Hohlhand gelegtes und die Tiefe derselben ausfüllendes Holzklötzchen vermittelt. An diesem ist eine Blechspange festgemacht, welche die Mittelhand auf der ulnaren Seite umfaßt und dann bis zur Mitte des Handrückens läuft, wo sie frei endet; das Ende trägt einen Pelottenknopf. Die Spange übt auf die ulnaren Mittelhandknochen die erforderliche Pressung aus. Auf die radia-

len drücken zwei Bänder, welche von den beiden Enden des Holzklötzchens ausgehend die Daumenbasis, das eine von der einen, das andre von der andern Seite umfahren und auf dem Handrücken in eine Lederstrippe zusammengefaßt an dem eben erwähnten Pelottenknopf festgemacht werden. Die Lederstrippe trägt mehrere Löcher zum Einhängen in den Knopf, so daß man den Sitz des Apparates nach Bedarf fester oder loser machen kann.

Der Druck auf die Fingergrundgelenke geschieht durch einen Steg, welcher über den Rücken sämtlicher Grundgelenke hinläuft und an beiden Enden durch eine Schnur am Klötzchen festgehalten wird. Diese Schnur geht vom ulnaren Ende des Stegs zum entsprechenden Ende des Klötzchens, verläuft dann, durch Ösen gehalten, an und teilweise in diesem bis zum radialen Ende desselben, wo sie in eine mit Löchern versehene Lederstrippe endet. Diese wird auf einem am radialen Ende des Stegs aufgesetzten Pelottenknopf eingehängt. Je nachdem welches Loch man dabei wählt, wird die Schnur fester oder loser angezogen, werden die Grundgelenke folglich stärker oder schwächer gebeugt. Bei leichter Beugung entspricht die Fingerstellung der Haltung beim militärischen Gruß, bei etwas stärkerer derjenigen der Ruhelage der gesunden Finger, bei noch stärkerer Beugung haben wir die Haltung, welche die vier Finger beim Fingerspitzenschluß einnehmen.

Damit dieser Schluß zustande komme, bedarf es jedoch noch der Mitwirkung des Daumens. Diesen vermag der Patient zu strecken und zu beugen, nicht aber, wie das erforderlich wäre, zu abduzieren und zu opponieren. Hier helfen wir nach, indem wir um das Grundgelenk des Daumens eine Schlinge legen und ihn mittels dieser kleinfingerwärts in die Hohlhand ziehen. Wir

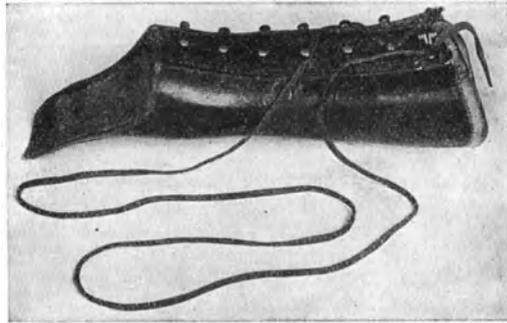


Fig. 198. Handrückenstütze.

führen das die Schlinge bildende Band um die ulnare Seite der Mittelhand oder vielmehr um die dort liegende Spange herum und machen es mittels der an seinem Ende angenähten gelochten Lederstrippe auf dem Pelottenknopf dieser Spange fest. Je nach dem, welches wir von den verschiedenen Löchern der Strippe wählen, wird der Daumen mehr oder weniger stark kleinfingerwärts gezogen und können wir ihn nach Belieben dem Zeigefinger oder dem Mittelfinger oder beiden zugleich gegenüberstellen, so daß der Fingerspitzenschluß wie beim Gesunden nach Belieben statthat zwischen dem Daumen auf der einen Seite und dem Zeigefinger oder Mittelfinger oder diesen beiden Fingern auf der andern Seite. Für die nötige Abduktion des Daumens sorgt dabei eine am Klötzchen befindliche vorspringende Leiste (welche von der die Spange haltenden Schnur durchsetzt wird). Sie legt sich gegen das Daumengrundgelenk und drückt es soweit als nötig aus der Hohlhand heraus.

Der Patient kann diese Fingerzange nach Belieben öffnen und schließen, da ja die langen Fingerstreck- und Beugemuskeln arbeiten, nur kann er sie nicht so weit öffnen, wie der Gesunde, da die völlige Streckung der Grundgelenke durch den Apparat verhindert wird. Doch ist die Greifweite für viele Zwecke ausreichend, da wir ja mit dem Fingerspitzenschluß meist nur kleinere Gegenstände fassen. Diese aber vermochte der Patient, dessen Krankengeschichte oben mitgeteilt wurde (§ 107), bis herab zur kleinen Stecknadel vom Tisch aufzunehmen und mit guter Kraft festzuhalten; er konnte die Schere regieren und — das eigentliche Experimentum crucis für die feinere Fingertätigkeit — Knöpfe auf- und zumachen, alles Fähigkeiten, welche ihm ohne den Apparat abgingen.

Man könnte meinen, der Apparat sei insofern hinderlich, als das in der Hohlhand liegende Holzstück den Faustschluß, welchen der Patient ja noch ausüben imstande ist, behindert. Dies ist beim Erfassen mancher Gegenstände in der Tat der Fall, bei andern aber wird umgekehrt das Arbeiten mit der Faust erleichtert. Und zwar aus zwei Gründen: Erstens ersetzt bei entsprechender Dicke des Gegenstandes das Holzklötzchen die, wie wir wissen, dem Patienten fehlende Mitarbeit des Daumenballens, und zweitens wird durch die Möglichkeit, die Mittel- und Endglieder prompt zu strecken, das Erfassen und vor allem das

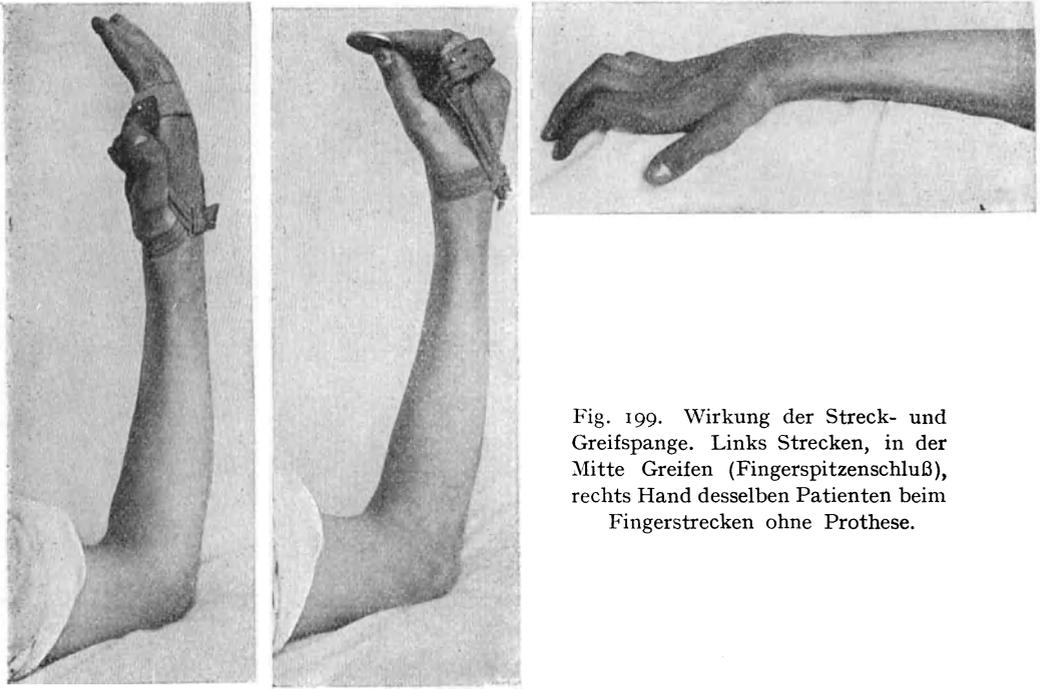


Fig. 199. Wirkung der Streck- und Greifspange. Links Strecken, in der Mitte Greifen (Fingerspitzenschluß), rechts Hand desselben Patienten beim Fingerstrecken ohne Prothese.

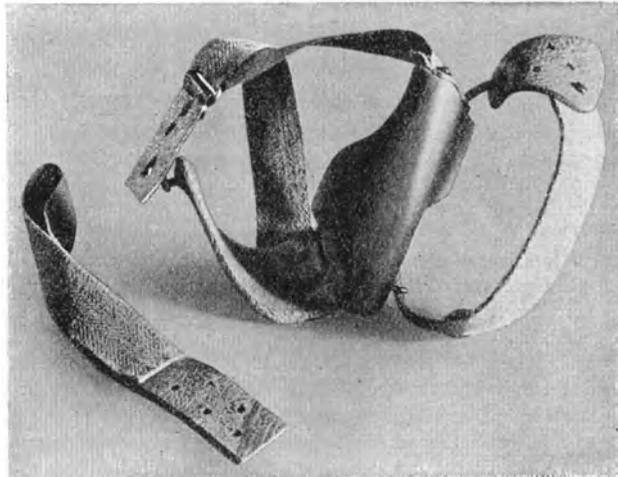
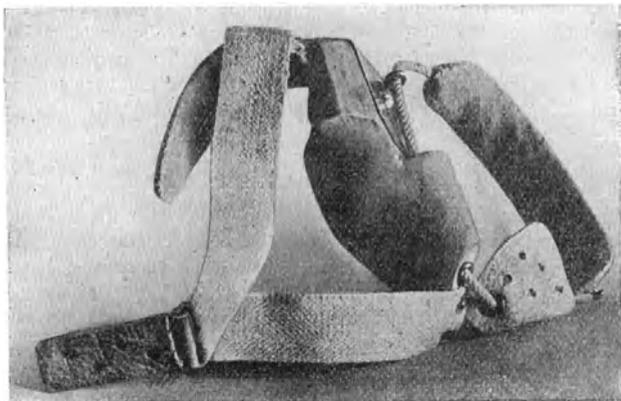


Fig. 200. Streck- und Greifspange, für die rechte Hand, oben von dorsal, unten von volar und proximal gesehen. Oben links liegt die Schlinge, mittels der der Daumen in die Hohlhand gezogen werden kann.



Loslassen des Gegenstandes z. B. eines Trinkglases, erleichtert. Im übrigen ist der Apparat, wenn er je hindern sollte, in kürzester Zeit vom Patienten ausgezogen und nachher ebenso rasch wieder angelegt.

Richtiges und angenehmes Arbeiten des Apparates ist nur dann zu erwarten, wenn er tadellos genau sitzt. Insbesondere gilt das von dem Holzklötzchen. Dasselbe wird nach einem Gipsabguß der in Fingerspitzenschlußstellung gehaltenen Hand gearbeitet. Es bedeckt

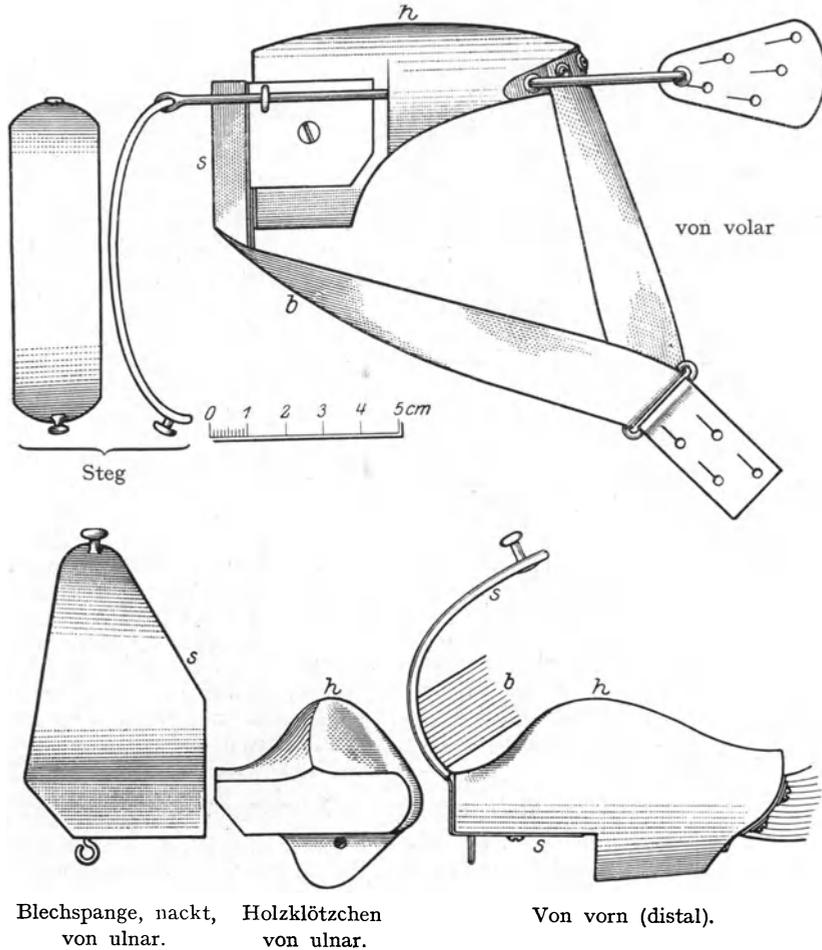


Fig. 201. Streck- und Greifspanne für die rechte Hand. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe. *h* Holzklötzchen, *s* Blechspange, *b* Bandende, das am Stoffüberzug der Blechspange angenäht ist.

die gesamte Innenfläche der Hohlhand, jedoch unter Freilassung des ganzen Daumenballens. Auf der Kleinfingerseite dagegen reicht es bis an das Erbsenbein. Dieser proximal gerichtete Fortsatz ist als Widerlager nötig für den Fall, daß der Apparat als Faustschlußhelfer gebraucht wird. Spange und Steg werden aus etwa 0,7 mm starkem Stahlblech gefertigt. Sie können nachträglich der Hand entsprechend gebogen, die zugehörigen Bänder entsprechend verpaßt werden. Spange und Steg sind mit Stoff überzogen, eine Polsterung ist bei gutem Sitz überflüssig und daher besser wegzulassen.

Die Anregung zur Ausarbeitung dieses Apparates hat die von ERLACHER mitgeteilte Spange für Ulnarisgelähmte gegeben. Wenn ich den Apparat nochmals bauen müßte, so würde ich vielleicht den Holzteil etwas leichter zu gestalten suchen.

§ 114. Knickfinger-Geraderichter.

Der kleine Apparat (Fig. 202 und Werkstattzeichnung, Fig. 203) soll die Beugekontraktur des Mittelgelenks beseitigen. Er besteht aus zwei seitlichen Schienen, die vor dem Finger

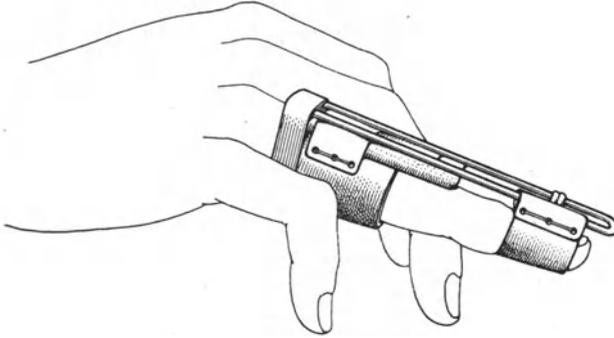


Fig. 202. Knickfinger-Geraderichter.

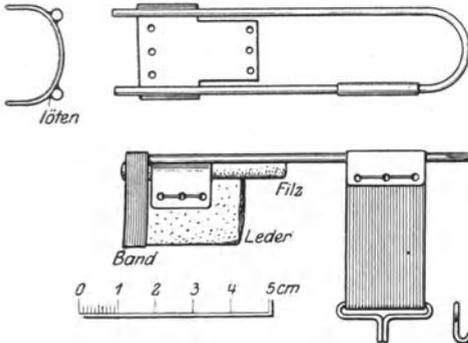


Fig. 203. Knickfinger-Geraderichter. Werkstattzeichnung in halber natürlicher Größe.

sich vereinigen, anders gesagt aus einem Draht, der in Form eines länglichen U den Finger umkreist. Die proximalen Enden des Drahtes sind durch ein möglichst hoch (proximal) über die Beugeseite des Grundgliedes ziehendes Band verbunden, über dem vordern Rücken des Grundgliedes und über dem Mittelgelenk sind die Schienen durch eine dorsale Blechrinne vereinigt, welche, mit Filz gepolstert, auf dieses Gelenk drückt. Das ganze

Grundglied des Fingers ist von einem Handschuhfingerling umschlossen, auf welchem Band, Blechrinne und Filz aufgenäht sind. Distal wird eine Verbindung zwischen beiden Schienen durch ein Band hergestellt, welches über die Beugeseite des Endgliedes verläuft und an der einen Schiene mittels einer Hülse, die auf den Schienen entlang geschoben werden kann, festgemacht ist, an der andern beim Anlegen des Apparates mit einem Haken eingehängt wird. Je kürzer dies Band ist, um so kräftiger wirkt der Apparat. In dem Maße als die Beugstellung des Mittelgelenks zurückgeht, muß das Band verkürzt werden.

§ 115. Fingerbeugesehnen-Dehnapparat.

Die Sehnen der langen Beugemuskeln der vier Finger überziehen außer den Fingergelenken auch noch das Handgelenk. Auch wenn sie stark verkürzt sind, kann immer noch das Handgelenk gestreckt werden, falls sich die Fingergelenke, vor allem falls sich das Grundgelenk beugt, und dieses kann gestreckt werden, falls das Handgelenk gebeugt wird. Ein Apparat, welcher diese Muskeln, wenn sie geschrumpft sind, dehnen soll, muß daher sowohl das Handgelenk wie die Fingergelenke gleichzeitig in Streckstellung zwingen.

Unser Apparat (Fig. 204 und Werkstattzeichnung, Fig. 205) besteht aus drei gelenkig mit einander verbundenen Teilen. Als Mittelstück dient ein Blechschild, das gut gepolstert auf dem Handrücken aufliegt. Das Vorderstück besteht aus einem Rahmen in Form eines U, der die vier Finger umkreist und mit Gurten überspannt ist, auf welchen die vier Finger mit ihrer Beugeseite aufgelegt werden, das Hinterstück besteht aus zwei Stangen, die durch eine das Handgelenk lose überquerende Brücke zusammengehalten zu beiden Seiten des Vorderarms proximalwärts laufen und an ihren Enden durch einen über die Beugeseite des Arms ziehenden Gurt verbunden sind. Die beiden Endstücke werden durch Schnüre in jeder gewünschten Winkelstellung gegen das Mittelstück festgestellt. Dabei verfährt man so, daß man zunächst das Vorderstück durch Regulierung der Schnurlänge feststellt, dann den Patienten in den Apparat hineinschlüpfen läßt und nun durch Anziehen der zweiten Schnur das Hinterstück des Apparates und mit ihm das Handgelenk möglichst stark streckt. Die Schnur wird durch Umschlingen um einen Klemmpfosten fixiert. Der Patient kann ohne fremde Hilfe

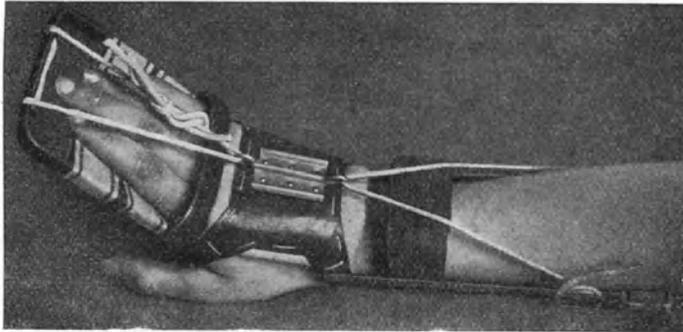
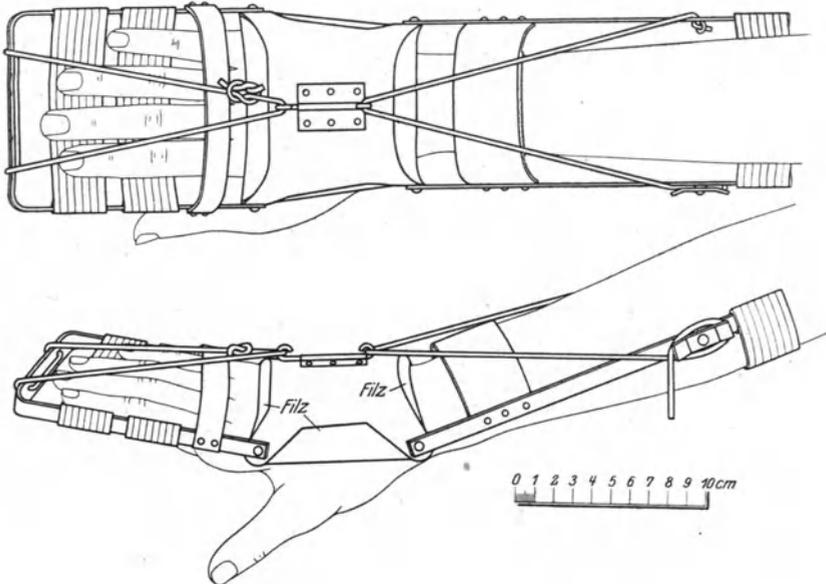


Fig. 204. Fingerbeugesehnen-Dehnapparat.

Fig. 205. Fingerbeugesehnen-Dehnapparat. Werkstattzeichnung in $\frac{1}{4}$ natürlicher Größe.

die Schnur nachziehen oder locker lassen. Der Apparat ist den bekannten, auch von uns vielfach verwendeten Mobilisationsschienen von SCHEDE nachgebildet, nur habe ich der besonderen Aufgabe entsprechend die doppelte Beweglichkeit und die doppelte Schnürung neu eingeführt.

Die schlaffen Lähmungen des Fußes (Peroneus- und Tibialislähmung).

Klinischer Teil.

§ 116. Die Motilität des Peroneusgelähmten.

Der Nervus peroneus versorgt die Strecker (Dorsalflexoren) des Fußes und der Zehen, nämlich die Musculi tibialis anterior, extensores digitorum longus et brevis, extensor hallucis, sowie die hauptsächlich als Außenkanter (Pronatoren) wirkenden Musculi peronei. Der durch die Lähmung des Nerven bedingte Ausfall dieser Muskeln ist für den Patienten vor allem deswegen störend, weil ihm die aktive Dorsalflexion im ersten Fußgelenk

genommen ist und er also die Fußspitze nicht mehr anheben kann, der Fuß vielmehr im Gelenk schlaff herabhängt: hängender Fuß, Spitzfuß.

Damit die Fußspitze beim Vorwärtsschwingen des Beins nicht auf dem Boden schleift, ist der Gelähmte gezwungen zu Hilfsbewegungen (§ 35 Schluß) seine Zuflucht zu nehmen. Fünf Arten derselben habe ich beobachten können: erstens stärkere Beugung des schwingenden Beins in Hüfte und Knie, zweitens Abduktion des Beins in der Hüfte, so daß es statt geradeaus im Bogen nach vorn geführt wird; dazu kommt drittens eine gleichzeitige Rotation im Hüftgelenk nach außen, wodurch die Fußspitze nach außen gedreht wird und nun einen noch weitem Bogen beschreibt als der übrige Fuß. Viertens wird durch eine leichte Schiefstellung des Beckens das kranke Bein während des Schwingens stärker angehoben und fünftens kann man feststellen, daß, während das kranke Bein vorschwingt, das gesunde feststehende sich stärker als sonst streckt und dadurch den ganzen Körper samt dem kranken Bein stärker lüpfte (§ 141, S. 85). Diese fünferlei Hilfsbewegungen findet man bei den verschiedenen Patienten in sehr verschiedener Weise ausgebildet und kombiniert; niemals sind sie alle gleichzeitig vorhanden. Daß sie alle dem Schleifen des gelähmten Fußes wirksam entgegenarbeiten, bedarf wohl keiner weiteren Ausführung.

Der Gang, der so zustande kommt, ist stets ungeschickt und ermüdend. Der Fuß berührt beim Aufsetzen den Boden zuerst mit der Spitze oder dem Ballen statt mit der Ferse. Außerdem finden wir oft, daß der äußere Fußrand des schwingenden Beins etwas tiefer steht als normal und daß der Fuß in ausgesprochener Supinationshaltung aufgesetzt wird.

Ausnahmsweise sehn wir die Fußspitze nicht auswärts, sondern einwärts gedreht, adduziert. Gleichzeitig ist dann stets eine besonders starke Supination zu bemerken. Supination und Adduktion sind ja, wie wir seinerzeit (§ 56) sahen, beide nur Komponenten derselben Bewegung, der Einwärtskantung des Fußes. Nur wird gewöhnlich bei unsern Patienten die Adduktion im zweiten Fußgelenk durch Auswärtsrollung in der Hüfte ausgeglichen und meist sogar überkompensiert. Die Ursache der starken Einwärtskantung ist jedenfalls in einer besonders kräftigen Anspannung des Musculus tibialis posterior, dem die gelähmten Musculi peronei nicht mehr das Gleichgewicht halten, zu suchen. Wir kommen alsbald hierauf zurück.

Endlich sehen wir zumal in solchen Fällen, wo auch die übrige Muskulatur des Beins geschwächt ist, daß der Patient das ganze Glied zu schonen sucht, es hinterherzieht und nur leise mit ihm auftritt, dagegen um so fester mit dem andern, auf welches er sozusagen hinüberfällt; dabei wird das kranke Bein möglichst steif gehalten, während das gesunde sich um so ausgiebiger beugen und strecken muß.

§ 117. Gesichtspunkte für die Behandlung des Peroneusgelähmten mittels Prothesen.

a) Der Apparat, welchen wir dem Peroneusgelähmten geben, hat die Aufgabe, beim Gang die Fußspitze des vorschwingenden Beins derart anzuheben, daß sie den Boden nicht berührt, ohne daß der Patient hierzu die

besprochenen Hilfsbewegungen heranziehen muß. Auf Grund unsrer früheren Übersicht (§ 65) unterscheiden wir zwei Hauptarten der Anhebung: elastische und unelastische. Die unelastische Anhebung oder besser gesagt Feststellung besteht darin, daß der Apparat den Fuß arretiert, sobald die Plantarflexion im ersten Fußgelenk den kritischen Winkel erreicht hat, bis zu welchem normalerweise die die Fußspitze hebenden Muskeln den Fuß während des Vorschwingens anheben müssen, damit er nicht auf dem Boden schleift. Wir sahen seinerzeit (§ 56, Fig. 45, 46), daß nach FISCHERS Messungen hierzu eine Verminderung des Fußwinkels bis auf -91° erforderlich ist. Unser Apparat verhindert, daß dieser kritische Winkel überschritten wird, ohne jedoch eine unter diesen Winkel heruntergehende Dorsalflexion zu hemmen.

Das Hängen der Fußspitze beim Gehen ist also beseitigt, aber gleichzeitig ist dem Patienten jede über diesen Winkel hinausgehende Plantarflexion genommen. Die normalerweise in der Periode des Abliegens stattfindende Streckung bis auf -81° fällt daher gänzlich fort und die Plantarflexion während des Stemmens, welche normalerweise den Fußwinkel von -98° auf -80° steigert, wird bereits, wenn der Winkel -91° erreicht ist, arretiert.

Die Aufhebung der Plantarflexion beim Abliegen bedeutet, daß beim Aufsetzen des Fußes die Sohle sich nicht rasch in ganzer Länge auf den Boden auflegen kann. Daher ist es beim allmählichen Hinüberschieben des Körpergewichts auf den aufgesetzten Fuß für längere Zeit die Ferse allein, welche das Gewicht aufnimmt, und da diese nicht in gleicher Weise wie der Fußballen federnd nachzugeben vermag, ist das Auftreten härter, unelastischer als beim Gesunden und auch unelastischer als bei dem Gelähmten, der keinen solchen Apparat trägt, wie man unschwer beobachten kann.

Die Behinderung der stemmenden Plantarflexion beim Erheben bedeutet, daß, wenn der Fuß sich wieder vom Boden löst und hierbei durch die Anspannung der Wadenmuskulatur der Fuß sich streckt und den Körper hochhebt, diese Bewegung vorzeitig unterbrochen wird, und zwar so, daß beim Gehen nur noch der geringere Teil der Wadentätigkeit übrigbleibt entsprechend einer Drehung des Fußes im ersten Fußgelenk von nur 7° statt der normalen 18° . Noch weit ungünstiger liegen die Verhältnisse beim Laufen und Springen, wo von den normalen Winkeldrehungen um 34° bzw. 51° (vgl. Tabelle 22) nur noch ein unbedeutender Bruchteil erhalten bleibt. Dementsprechend kann ein Patient mit einem solchen Apparat nur sehr unvollkommen laufen und noch schlechter springen. Beim Gehen dagegen ist der Ausfall von $18 - 7 = 11^\circ$ zu gering, um für den Beobachter auffällig in die Erscheinung zu treten.

Endlich ist der Ruck, mit welchem die Zusammenziehung der Wade im Moment der Arretierung plötzlich zum Stillstand gebracht wird, wenigstens für den, welcher einen solchen Apparat erst seit kurzem trägt — ich selber habe, um mich zu orientieren, vielerlei Apparate einige Zeit getragen — recht unangenehm.

Zusammenfassend können wir sagen, daß ein solcher unelastischer

Apparat zwar das Hängen der Fußspitze wirksam beseitigt, dafür aber den Gehmechanismus in anderer Richtung merklich beeinträchtigt. Trotzdem überwiegt im ganzen der Gewinn die Nachteile, welche in den Kauf genommen werden müssen. HORWITZ, selbst an Peroneuslähmung leidend, berichtet, daß er mit seiner sehr einfachen nicht elastischen Vorrichtung Märsche bis zu 15 km auszuführen vermag.

b) Es gibt nun aber eine zweite Art von Apparaten, bei welcher alle diese Nachteile fast völlig beseitigt sind, nämlich solche, welche die Fußspitze elastisch, d. h. mit Hilfe einer Feder anheben. Die Stärke der Feder ist gemäß dem früher auseinandergesetzten Prinzip der eben noch genügenden Federkraft (§ 66) derart abzuspassen, daß der funktionstüchtige Antagonist, d. i. in unserm Fall die an der Achillessehne angreifende Wadenmuskulatur den Widerstand der Feder leicht überwinden und sich in normalem Ausmaß verkürzen kann, was dann zur Folge hat, daß die Plantarflexion genau wie beim Gesunden stattfindet. Allerdings ist die Wade dabei gezwungen, eine gewisse Mehrleistung zu vollbringen, da sie zu ihrer sonstigen Arbeit auch noch die Feder des Apparates strecken muß. Aber offenbar ist diese Mehrarbeit verhältnismäßig unbedeutend und beträgt nur einen kleinen Bruchteil der normalerweise von dieser Muskulatur zu vollbringenden Arbeit. Das geht schon daraus hervor, daß der natürliche Querschnitt der Wadenmuskulatur etwa siebenmal so groß ist wie der Querschnitt der die Fußspitze anhebenden Muskeln (vgl. die Berechnungen in § 58c). Vorausgesetzt ist hierbei, daß unsere Federung richtig abgepaßt ist und nicht wesentlich mehr Kraft erfordert, um überwunden zu werden, als sie selber entwickeln muß um die Fußspitze anzuheben. In der Tat ist der Gang eines mit einem richtig konstruierten elastischen Apparat versehenen Gelähmten in günstigen Fällen, d. h. wenn weitere Störungen nicht bestehen, so gut, daß ein Unterschied in der Bewegung des gesunden und des gelähmten Fußes kaum zu merken ist. Erfahrungen über die nach gehöriger Training erzielten Maximalleistungen vermag ich leider nicht mitzuteilen, da ich keine geeigneten Patienten lange genug beobachten konnte.

Um Enttäuschungen vorzubeugen, sei jedoch auf die selbstverständliche Tatsache hingewiesen, daß die Kompensation immer nur für die Bewegung auf guten Wegen eine vollkommene sein kann. Auf dem Sturzacker oder am pfadlosen Berghang wird der Patient deshalb dem Gesunden stets nachstehen, weil ihm die Fähigkeit fehlt, den Fuß je nach Bedarf in Einwärts- oder Auswärtskantung festzustellen und kein Apparat ihm diese Fähigkeit zu geben vermag.

Noch in einer andern Beziehung ist der Gelähmte auch mit dem besten Apparat gegenüber dem Gesunden im Nachteil. Der Gesunde hebt die Fußspitze auf unebenem Boden nach Bedarf bei einem Schritt mehr, beim andern weniger stark an, außerdem beim Laufen oder Bergangehn oder Treppensteigen mehr als beim Marsch in der Ebene oder beim Bergabgehn. Die hebende Wirkung des Apparates dagegen ist immer dieselbe. Hier kann jedoch bis zu einem gewissen Grad Abhilfe geschaffen werden.

Zwei von unsern später zu beschreibenden Spitzfußapparaten gestatten dem Patienten, mit einem einzigen Handgriff den Zug des Apparates stärker oder schwächer zu stellen.

Man könnte den Apparat auch dauernd so einstellen, daß die Fußspitze für alle Fälle hoch genug gehoben wird. Doch hat das den Nachteil, daß der Fuß dann für die meisten Fälle, d. h. für den gewöhnlichen Gang auf ebenem Boden zu hoch gehoben wird, was unangenehm und unschön ist. Freilich kann die Wade durch ständige Gegenarbeit die übermäßige Hebung verhindern. Aber damit wird einerseits die zu leistende Arbeit, andererseits der Druck des Apparates auf die tragenden Körperteile vermehrt. Die Wirkung des Apparates ist aber am angenehmsten, eine Energieverschwendung wird am sichersten vermieden, wenn der Zug gemäß unserm Prinzip der eben noch genügenden Federkraft so abgepaßt ist, daß er gerade ausreicht, um die Fußspitze anzuheben. Zu solcher Abpassung werden die Patienten daher von uns angewiesen.

Damit der Druck des Apparates auf die tragenden Körperteile möglichst gering werde, ist es nun nicht nur erwünscht, daß der Apparat beim Anheben des Fußes nur den hierzu eben ausreichenden Zug ausübe, sondern auch daß, sobald das Anheben nicht mehr vonnöten ist, der Zug möglichst ganz aufhöre, insbesondere also während jener Phase des Ganges, wo der Fuß auf dem Boden aufruhet und der Betrag des Fußwinkels unter -91° heruntersinkt, ferner aber während jener Zeit, wo der Patient sitzt oder stillsteht. In der Tat läßt sich auch dieser Wunsch durch gewisse Anordnungen einigermaßen befriedigen, wie wir noch sehen werden.

Schließlich noch ein Wort über den Nachteil der elastischen Apparate gegenüber den unelastischen: erstere sind weniger haltbar, denn jede stählerne Feder kann verbogen werden, kann durchrosten und brechen. Aber diese Gefahr ist bei gutem Stahl und tadelloser technischer Ausführung und einigermaßen sorgfältiger Behandlung seitens des Patienten lange nicht so groß, wie vielfach auf Grund der Erfahrungen an unvollkommen durchkonstruierten Apparaten angenommen wird. Denn gute stählerne Federn verbiegen sich nicht und lassen auch nicht nach, falls sie nur niemals über die Elastizitätsgrenze hinaus beansprucht werden. Es ist daher eine wichtige aber durchaus lösbare Aufgabe der Technik, die Federn so zu dimensionieren, daß bei normaler Benutzung die Elastizitätsgrenze nie erreicht wird, ferner dafür zu sorgen, daß der Patient beim An- und Ausziehen des Apparates nicht Veranlassung findet, die Federn zu zerren und dafür, daß diese der Nässe möglichst wenig ausgesetzt sind, endlich dafür, daß sie, wenn sie dennoch Schaden gelitten haben, leicht ausgewechselt werden können. Von Gummizügen als Federung habe ich ganz abgesehen, nicht nur weil sie sehr kurzlebig sind, sondern auch weil sie, selbst solange sie funktionieren, ihre Wirksamkeit beständig ändern, eine genaue Abpassung ihrer Federkraft mithin unmöglich ist.

Endlich ist es ein großer Vorteil, wenn der Apparat an jedem beliebigen Schuh angebracht und leicht von einem Schuh auf den andern übertragen werden kann. Der Patient ist dann nicht auf vom Spezialisten anzufertigende Schuhe angewiesen und fährt wesentlich billiger.

c) Wir haben bei unsern bisherigen therapeutischen Überlegungen nur die hängende Fußspitze ins Auge gefaßt, dagegen den hängenden äußern Fußrand ganz außer acht gelassen, und dieses Symptom ist ja auch nur ausnahmsweise so ausgeprägt, daß es sich störend bemerkbar macht. Zwischen beiden Arten des Hängens besteht ein prinzipieller Unterschied, insofern als das Hängen der Fußspitze bei Ausfall der Streckmuskeln mechanisch bedingt und unvermeidlich ist, da der Schwerpunkt des Fußes, der unter dem dritten Keilbein sich befindet (§ 56 Schluß), bei normaler Fußhaltung wesentlich vor der Streck- und Beugeachse im ersten Fußgelenk gelegen ist. Dagegen liegt der Schwerpunkt nur wenig außerhalb der Achse des zweiten Fußgelenks. Eine über das normale Maß wesentlich hinausgehende Supination des schwingenden Fußes kann daher nur durch aktive Muskel-tätigkeit, etwa durch Anspannung des Musculus tibialis posterior bedingt sein. Sie ist also aktiv, nicht passiv. Dies gilt erst recht, wenn wir annehmen, daß schon die normale Supination ganz oder teilweise durch Zusammenziehung des Musculus tibialis anterior, welcher ja bei unserm Patienten gelähmt ist, zustande kommt (§ 56 Ende). Eine solche unzweckmäßige Tätigkeit des Musculus tibialis posterior wäre in das Gebiet der fehlerhaften Angewohnheiten zu rechnen, die gerade bei Beinkranken so oft zur Beobachtung kommen und den sogenannten psychogenen Lähmungen und Spasmen zugrunde liegen, ein interessantes und wichtiges Kapitel, auf welches hier jedoch nicht eingegangen werden kann. Wir können diese Anspannung des Tibialis posterior auch als Hilfsbewegung bezeichnen, falls wir diesen Begriff so weit fassen, daß wir auch Bewegungen des Gelähmten, deren Zweckmäßigkeit zweifelhaft ist, mit einschließen.

Aus dieser Einsicht in das Zustandekommen des hängenden äußern Fußrandes ergibt sich nun für die Therapie, daß das vielfach übliche Verfahren, dieses Symptom durch eine mechanische Anhebung des Fußrandes beseitigen zu wollen, völlig verkehrt ist, da dadurch die unzweckmäßige Innervation der Supinationsmuskulatur nur verstärkt wird. Das Richtige ist vielmehr durch Anheben der Fußspitze diese Hilfsbewegungen ebenso wie die andern überflüssig zu machen. In der Tat hat mir die Erfahrung immer wieder gezeigt, daß auf diesem Wege das Hängen des Fußrandes ebenso verschwindet wie die übrigen anormalen Bewegungen des Beins, freilich ebenso wie diese meist nicht sofort, sondern erst nachdem der Apparat einige Tage getragen ist, da es natürlich Zeit braucht, bis eine durch längere Gewohnheit befestigte Innervation verschwindet. Daß sie verschwindet, ist zugleich der beste Beweis für die Richtigkeit unsrer Auffassung, daß es sich nur um eine schlechte Gewohnheit und um eine durch Muskel-tätigkeit aktiv bewirkte Stellungsanomalie handelt.

Bei dieser Gelegenheit sei angemerkt, daß wir, nachdem wir dem Patienten einen Apparat gegeben haben, ihn jedesmal anleiten müssen, nunmehr seine bisherigen krankhaften Gewohnheiten abzulegen, indem wir ihm erklären, daß diese nicht mehr notwendig sind und ihn anweisen, nötigenfalls nur ganz langsam und mit kleinen Schritten, immer aber so zu gehen, daß ein andrer nichts Anormales an seinem Gang wahrnimmt.

Das Umlernen bedarf, wie gesagt, bei unsern Patienten meist einiger

Tage, kann aber auch mit einem Schläge vor sich gehen. Interessant war mir in dieser Beziehung die Erfahrung, welche ich an mir selber wiederholt machte. Ich habe, obgleich nicht gelähmt, Spitzfußapparate, um sie auszuprobieren, vielfach selber getragen. Wenn ich nun mit einem gut wirkenden Apparat auch nur eine halbe Stunde gegangen war und ihn dann plötzlich außer Funktion setzte, so hing die Spitze meines Fußes bei den nächsten Schritten wie beim Peroneusgelähmten herab und ich hatte im Fuß das Gefühl großer Schwere, ein Gefühl, das ja wohl dasselbe ist, wie jenes, über welches der wirklich Gelähmte klagt. Offenbar hatte ich bereits den Gang ohne Mithilfe der die Fußspitze anhebenden Muskeln mir angeeignet, die normalen Gehbewegungen verlernt.

d) Eine weitere Frage, welche sich hier anschließt, ist diese: Da unser Patient nicht imstande ist wie der Gesunde seinen Fuß in jedem Grade von Einwärts- oder Auswärtskantung festzustellen, so ist er auf unebenem Boden besonders in der Dunkelheit in der Gefahr, mit dem Fuß „umzuknicken“. Sollen wir nicht etwa dieser Möglichkeit vorbeugen, indem wir den Fuß nach seitwärts feststellen, die Beweglichkeit im zweiten Fußgelenk (Kantung) durch unsern Apparat ausschalten wie das der alsbald zu besprechende klassische Peroneusschuh mit seinen längs des Unterschenkels hochgeführten Schienen tut? Ich habe diese Frage vielfach überlegt und bin zu folgendem Ergebnis gelangt: Wenn der Patient sich auf guten Wegen bewegt, so ist diese Gefahr des Umknickens so gering, daß ihre Beseitigung nicht den Nachteil aufwiegt, welcher darin liegt, daß ein die Kantung unmöglich machender Apparat ihm die Fähigkeit der Anpassung an eine schiefe Bodenfläche raubt, vermöge deren der Fuß und auch der Fuß des Gelähmten sich sonst auf einem seitlich geneigten Boden mit der ganzen Sohle auflegt. Jedes Auftreten auf schiefer Fläche hat dann einen unangenehmen Druck des der Kantung widerstrebenden Apparates zur Folge, wie die Patienten klagen und der Arzt, der sich die Mechanik dieses Vorgangs klar macht, leicht versteht. Dagegen ist es zweckmäßig, wenn der Apparat ohne geringe Kantung zu hindern gegen eine übermäßige Pronation und völliges Umknicken Widerstand und Halt bietet. Dies tun beispielsweise unsre Apparate Modell PL und PSp.

Aber allerdings ist es nur ein leichter Halt, den sie gewähren; bei starker Gegenwirkung reicht er nicht aus. Hier hilft nur der besagte Schienenschuh und dieser ist daher für solche Patienten das Richtige, welche sich viel auf unebenem Boden bewegen, Sturzäcker überschreiten, auf die Jagd gehen und dann eben die Unannehmlichkeiten des Schienenschuhs in den Kauf nehmen müssen.

e) Alle unsre vorstehend mitgeteilten Beobachtungen über den Gang unsrer Patienten und über die durch die Apparate erzielten sichtbaren Verbesserungen sind nur mit dem bloßen Auge gemacht. Es ist aber klar, daß solche direkte Beobachtung die raschen Veränderungen, welche während des Ganges statthaben, nur unvollkommen zu verfolgen und aufzufassen vermag. Wie sehr selbst vorzüglich geschulte Beobachter dabei in die Irre gehen können, beweist die von den Gebrütern WEBER aufgestellte Theorie des Gehens, welche für die damalige Zeit, in der die Physiologie noch nicht die Mittel besaß, rasch vorübergehende Erscheinungen dauernd festzulegen, eine treffliche Leistung darstellte, durch die

spättern, auf momentphotographischen Aufnahmen fußenden Arbeiten aber in wesentlichen Punkten als unzutreffend erwiesen wurde.

Alle unsre obigen Schlüsse über die Wirkung unsrer Apparate kranken an dieser Unvollkommenheit und Unsicherheit. Erst wenn wir den Gang unsrer Patienten mit und ohne Apparat momentphotographisch analysieren, werden wir mit unsrer Theorie und Therapie auf völlig einwandfreiem Boden stehen. Der zu solcher Analyse erforderliche komplizierte Apparat stand mir jedoch nicht zur Verfügung.

Einen freilich kümmerlichen Ersatz habe ich durch Messung der Spurlängen zu erhalten gesucht. Darunter ist folgendes zu verstehen: Normalerweise eilt beim Gang das schwingende Bein dem stehenbleibenden um ebensoviel voran als es zuvor hinter ihm zurückgeblieben war. Der Abstand von der rechten Fußspur zur linken ist daher genau so groß wie der von der linken zur rechten. Unter pathologischen Verhältnissen werden diese beiden Abstände oder „Spurlängen“ ungleich. Ihre Größe läßt sich mittels einfacher Hilfsmittel auf folgende Weise messen: Zwei in Form des Absatzes geschnittene Stücke dicker Pappe werden gründlich in Wasser eingeweicht und dann mit einem Heftpflasterstreifen unter den Schuhabsätzen festgemacht, worauf der Patient auf einem geeigneten Fußboden umhergeht. Bei jedem Schritt markiert sich der Ort, wo der Absatz aufgesetzt wurde, durch einen Wasserfleck; dieser wird, ehe er abtrocknet, mit Kreide umfahren und dann wird die Lage der Kreidemarken ausgemessen. Im allgemeinen findet man bei unsern Patienten, wie wohl bei den meisten Beinranken, daß das gesunde Bein dem kranken weiter voraneilt als das kranke dem gesunden. In extremen Fällen wird das kranke Bein kaum oder gar nicht vor das gesunde vorgestellt, sondern nur nachgezogen.

Durch einen zweckmäßigen Apparat wird der Unterschied der Spurlängen geringer und kann ganz verschwinden, ein weniger zweckmäßiger Apparat, z. B. ein nicht federnder, pflegt eine geringe oder keine Änderung zu bewirken. Bei einem Patienten fand ich dagegen die Spurlänge vom kranken zum gesunden Bein größer; derselbe trug seit vielen Monaten einen unelastischen Apparat, mit dem er fleißig ging.

Wenn bei unseren meisten Patienten die Spurlänge vom kranken zum gesunden Bein größer ist als die vom gesunden zum kranken, so hängt das wohl mit dem Bestreben zusammen, das kranke Bein steif zu machen und möglichst wenig zu bewegen, das gesunde dafür um so ausgiebiger zu beugen und zu strecken (vgl. oben § 116 Schluß). Das umgekehrte Verhalten der Spurlängen in dem zuletzt erwähnten Fall ist wohl so zu erklären, daß das Bein nicht mehr geschont wurde, aber durch den unelastischen Apparat behindert war, sich ebenso stark zu strecken und den Körper vorwärts zu werfen, wie das gesunde (vgl. § 117a). Doch sind die wenigen Versuchsreihen, welche ich an nur 4 Patienten gemacht habe, nicht hinreichend, um sichere Schlüsse zu ziehen.

§ 118. Gleichzeitige Lähmung der Nerven peroneus und tibialis.

Häufig sind außer dem Nervus peroneus auch noch andre Zweige des Nervus ischiadicus von der Lähmung betroffen. Für unsre Prothesentechnik sind nur jene Fälle von Wichtigkeit, wo außer den vom Nervus peroneus auch noch die vom Nervus tibialis versorgten Bewegungen des Fußes, vor allem die Wadenmuskeln gelähmt sind. In diesem Fall hängt der Fuß völlig der eignen Bewegung beraubt, lose am Unterschenkel; außer der Dorsalflexion fehlt auch die Plantarflexion, der Patient vermag nicht auf dem kranken Bein allein zu stehen oder gar auf dem Fußballen desselben sich hoch zu heben, so daß die Ferse sich vom Boden löst, wie das bei reiner Peroneuslähmung möglich ist. Dagegen kann der Patient, falls die Hüfte und das Knie bewegenden Muskeln noch genügend arbeiten, sowohl fest auf beiden Beinen stehen als auch rasch und ziemlich sicher, wiewohl etwas ungeschickt, gehen. Beim Gehen hängt natürlich die Fußspitze, da ja der Schwerpunkt des Fußes zehenwärts von der Aufhängeachse im oberen Sprunggelenk gelegen ist. Merkwürdigerweise jedoch hängt sie meist

weniger als bei bloßer Peroneuslähmung. Ich erkläre mir dies dadurch, daß der sonst das Hängen verstärkende Tonus der noch arbeitenden Wade in Wegfall kommt. Auch fehlt die bei reiner Peroneuslähmung gelegentlich zu beobachtende starke Supination und Adduktion des Fußes, was begreiflich ist, da wir diese ja oben als Folge einer Kontraktion des Musculus tibialis posterior erkannt hatten, der bei Tibialislähmung ebenso wie die Wade ausfällt.

Ein fernerer Unterschied ist, daß wir bei Ischiadicuslähmung niemals schwere Spitzfußkontrakturen beobachten, wie sie bei Peroneuslähmung gelegentlich vorkommen. Auf Grund unsrer früheren Ausführungen über das Zustandekommen schwerer paralytischer Kontrakturen als Folge einseitigen Muskelzugs ist das wohl verständlich (§ 34).

Auf eine interessante Eigentümlichkeit sei noch hingewiesen. Unser Gelähmter vermag zwar nicht auf dem kranken Bein allein zu stehen, wohl aber, wenn er sich seiner übrigen Muskeln geschickt und energisch zu bedienen weiß, auf ihm allein zu hüpfen, wie mir das der früher (§ 141) erwähnte Patient St. vordemonstrierte. Mechanisch erklärt sich das ebenso wie die bekannte Tatsache, daß man auf einer einzigen Stelze zu hüpfen, nicht aber auf ihr stillzustehen vermag. Für den Arzt aber, der sich diese mechanischen Verhältnisse noch nicht klar gemacht hat, ist es verblüffend, den Patienten, bei dem er eben noch die völlige Unfähigkeit zu irgendeiner aktiven Bewegung des Fußes festgestellt hat, auf eben diesem Fuß umhertanzen zu sehen.

Was die Therapie anlangt, so bringt auch bei den an beiden Fußnerven Gelähmten die künstliche Anhebung der Fußspitze eine Verbesserung des Gangs. Nur reicht diese nie soweit wie in dem zuvor besprochenen Fall, wo der Nervus peroneus allein fehlt und die Feder des Apparates mit der noch funktionstüchtigen antagonistischen Wadenmuskulatur zusammen wirken kann. Hier, wo auch die Wade gelähmt ist, bleibt der Gang stets etwas ungeschickt und mühsam.

Auch diese Patienten ziehen meist einen elastischen Zug dem starren vor. Das ist begreiflich. Denn wenn auch die plötzliche Arretierung der aktiven Wadenverkürzung hier nicht statthat, so wird doch durch das plötzliche Hochreißen der Fußspitze ein unangenehmer Ruck erzeugt. Mechanisch ausgedrückt: wenn der Fuß plötzlich gehoben, seine Trägheit momentan überwunden werden soll, so entsteht an den Aufliegstellen des Apparates ein größerer Druck und es bedarf einer größeren Arbeitsleistung als wenn er allmählich in Bewegung gesetzt wird. In betreff der seitlichen Feststellung gilt ähnliches wie bei der bloßen Peroneuslähmung. Nur sind hier die Fußgelenke oft loser und ist daher die Gefahr des seitlichen Umknickens auf unebnem Boden größer. Andererseits wird die Last eines dieses Umknicken verhindernden Schienenapparates an dem geschwächten Glied besonders unangenehm empfunden und daher doch meist ein einfacher und leichter Apparat, etwa unser Modell PT oder PL, vorgezogen.

Prothesen für den Peroneusgelähmten.

§ 119. Übersicht über die vorhandenen Apparate (einschließlich unsrer neuen Modelle).

a) **Zugbahnen.** Nachdem wir uns im allgemeinen über die Anforderungen orientiert haben, welche an eine Prothese für den paralytischen Spitzfuß des Kriegsgelähmten zu stellen sind, wollen wir uns einen Überblick über die bisher ausgeführten Apparate verschaffen und über die konstruktiven Ideen, vermöge deren sie diese Anforderungen zu befriedigen suchen. Auf sehr mannigfache Weise kann die Aufgabe, die hängende Fußspitze, sei es elastisch, sei es unelastisch, anzuheben, gelöst werden, und eine große Zahl von Apparaten ist bereits publiziert worden, andre sah ich gelegentlich an Patienten, weitere Möglichkeiten erscheinen denkbar. In dieser Fülle uns zurecht zu finden, wird uns jedoch auf Grund unsrer frühern Übersicht der Konstruktionsmöglichkeiten (§ 65) gelingen. Nur auf Grund einer derartigen gründlichen theoretischen Durcharbeitung des Problems habe ich andererseits den Mut, diese Fülle noch durch drei eigene neue Vorschläge zur Beseitigung des „Spitzfußes“ zu vermehren.

1. Die einfachste Lösung unsrer Aufgabe erscheint eine Zugbahn: wir befestigen eine Schnur oder ein Band, elastisch oder unelastisch, am vordern Teil des Schuhs, führen es hoch und befestigen es — ja wo sollen wir es befestigen? Der nächstliegende brauchbare Punkt ist das untere Ende des Unterschenkels oberhalb der durch die Knöchel (Malleoli) bewirkten Verbreiterung, welche unser Band gegen Abrutschen nach unten schützt. Da aber ein einfaches Band um den Unterschenkel gelegt, schnüren würde, so bringen wir statt dessen eine richtige gepolsterte Ledermanschette an und befestigen an ihrem vordern obern Rand die Enden zweier Schnüre, deren andre Enden wir in den vordersten Schnürlöchern eines gewöhnlichen Schnürschuhs fest machen. Durch Zwischenschaltung stählerner Schraubenfedern machen wir den Zug elastisch. Ein solcher Apparat wurde von HEYMANN und neuerdings von HASEBROEK empfohlen. Ich selber habe seinerzeit ein Modell ausgearbeitet, das nur in der Ausführung von diesen verschieden ist (Fig. 206 unten).

Man kann diese Konstruktion noch vereinfachen. Wenn nämlich der Schnürschuh etwas hochschäftig ist, so kann man die Fußmanschette entbehren, da der oberste Teil des Schuhs den Unterschenkel als Manschette umschließt; man befestigt dann die Züge einfach in dem obersten Schnürlöcherpaar. Diese Methode hat HORWITZ mitgeteilt; er begnügt sich zudem statt elastischer Züge gewöhnliche nicht federnde Schuhsenkeln zu verwenden. Einen ähnlichen Peroneusschuh mit hochziehenden Senkeln über den gewöhnlichen Verschlussenkeln sah ich bei einem Patienten, der denselben im Vereinslazarett vom roten Kreuz in München-Neuhausen (Chefarzt v. HOESSLIN) erhalten hatte und damit wohl zufrieden war. Ferner sah ich hierher gehörige Vorrichtungen aus dem Vereinslazarett Nordsanatorium Berlin und dem Reservelazarett Göttingen, Abt. Reichshof.

Die gleichfalls hierher gehörigen Vorrichtungen von KÖHLER und SPIEGEL haben das Besondere, daß sie nur einen einzigen elastischen Zug anbringen und diesen nicht vorn in der Mitte, sondern etwas lateral, um zugleich mit der hängenden Fußspitze den hängenden äußern Fußrand anzuheben, ein Bestreben, über dessen Berechtigung wir oben (§ 117d) gesprochen haben.

Ja es bedarf nicht einmal durchaus besonderer Züge und Schnürsenkel, sondern genügt, daß der Patient seinen Schuh in gewöhnlicher Weise nur bei stark gebeugtem Fußgelenk recht fest schnürt, damit die Spitze etwas hochgehalten und eine ausgiebige Plantarflexion unmöglich gemacht wird. Viele Patienten haben das aus sich selbst herausgefunden. Auch eine um das gebeugte Fußgelenk recht fest gewickelte Binde ist in diesem Sinn wirksam (SCHEDE).

Alle die erwähnten Vorrichtungen nun, auf dem gleichen Prinzip beruhend, leiden an dem gleichen mit diesem Prinzip verknüpften Übelstand, daß nämlich der Ring um den Unterschenkel, an welchem wir unsern Zug und damit das Gewicht des Fußes aufhängen — einerlei, ob dieser Ring als besondere Manschette gebildet ist, oder ob nur der Schaft des Stiefels als solcher benutzt wird — durch das Gewicht des Fußes nach unten gezogen wird und nun auf die Knöchel einen erheblichen Druck ausübt, der an dieser von der Natur schlecht gepolsterten Stelle mit der Zeit unangenehm empfunden wird. Dazu kommt der weitere Übelstand, daß wir genötigt sind, den Ring, damit er nicht dem Zug folgend über die Knöchel herabrutscht, ziemlich fest anzuziehen und daß diese zirkuläre Schnürung leicht Kreislaufstörungen bei unsern vielfach hierzu disponierten Kranken hervorruft. Endlich ist zu sagen, daß eine Federung bei diesem Prinzip wegen der Kürze der zur Verfügung stehenden Zugstrecke schwierig und wohl nur in unvollkommener Weise anzubringen ist, welche letzterer Übelstand allerdings dadurch behoben werden kann, daß man die Manschette etwa durch seitliche Stäbe nach oben verlängert, wie das HILDEBRAND tut.

Es gibt nun, wie schon erwähnt, Patienten, bei welchen diese Übelstände nicht in Erscheinung treten oder nicht empfunden werden, und da diese Vorrichtungen den Vorzug großer Einfachheit besitzen, so verdienen sie, zumal in ihren allereinfachsten Formen (HORWITZ, HOESSLIN) wohl, daß man sich ihrer erinnert. Zum mindesten als Provisorium können sie gute Dienste leisten, namentlich, da auch eine unvollkommene, teilweise Hochhaltung des Fußes bereits für den Patienten eine Verbesserung bedeutet. Als reguläre Bestandteile unsres orthopädischen Arsenalts aber habe ich sie gestrichen, da es andre Apparate gibt, mit welchen wir unsern Zweck sicherer und vollkommener erreichen.

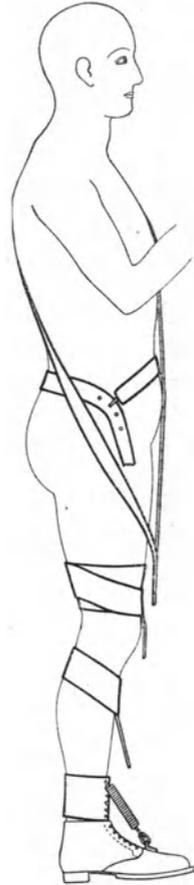


Fig. 206. Schematische Übersicht der Möglichkeiten von Zugbahnen zur Anhebung der hängenden Fußspitze.

2. Da die Befestigung des obern Zuges sich als der schwache Punkt der bisher besprochenen Apparate erwiesen hat, ist der nächstliegende Gedanke, für diese Befestigung eine andre passendere Körperstelle zu suchen, und zu diesem Zweck weiter aufwärts zu steigen (vgl. Fig. 206). Der nächste in Betracht kommende Punkt ist die Gegend unmittelbar unter dem Knie, wo ein Ring oder eine Manschette an der Ausbuchtung der Wade oder an dem Fibulaköpfchen und der Tuberositas tibiae Halt gegen das Abrutschen nach unten findet. Schon DUCHENNE probierte es mit dieser Befestigungsstelle; sodann von modernen Autoren JERUSALEM, LORENTZ, SCHMIDT. Aber mancherlei Versuche an mir selbst haben mich zu der Überzeugung geführt, daß an dieser Stelle angelegte Manschetten, um das geforderte Gewicht zu tragen, ohne abzurutschen, so fest angezogen werden müssen, daß sie den Kreislauf behindern und nach kurzer Zeit peinlich empfunden werden. Und das ist kein Wunder, wenn man bedenkt, daß das zu tragende Gewicht 1 bis 2 kg beträgt, wie wir später noch feststellen werden.

Zu dem gleichen Ergebnis ist bereits DUCHENNE (1872, S. 1061) gelangt. Er ist daher mit dem obern Ende seiner Zugbahn sozusagen noch ein Stockwerk höher gestiegen und hat am Oberschenkel über den Epikondylen Halt für seinen Apparat zu finden gesucht, wie er behauptet, mit gutem Erfolg. Nach meiner Erfahrung aber besteht dort die gleiche Schwierigkeit in kaum vermindertem Maße.

Es gibt nun allerdings ein Mittel, um diese Schwierigkeit gründlich zu beseitigen. Im Anschluß an die bewährte Technik des chirurgischen Extensionsverbandes kleben wir Heftpflasterstreifen oder mit einem Klebmittel getränkte Binden auf die Haut des Schenkels fest und hängen an ihnen das obere Ende unsres Zuges an, wobei wir gut tun, Sorge zu tragen, daß die Zugstrecke in dem Maße, als der Heftpflastering allmählich tiefer rutscht, verkürzt werden kann. Aber diese Konstruktion kann natürlich nur als Provisorium benutzt werden, als solches jedoch ist sie recht brauchbar. Hierher gehören die Apparate (wenn man diesen anspruchsvollen Namen für diese einfachen Vorrichtungen gebrauchen will), welche BARWELL bereits Mitte des vorigen Jahrhunderts, HEIDENHAIN zu Ende desselben angab und welche neuerdings wieder von MUSKAT und von SCHMIDT in Vorschlag gebracht wurden.

3. Wir steigen nun auf unsrer Suche nach einem geeigneten Befestigungspunkt für unsre Zugbahn noch höher und über den Oberschenkel empor. Dann treffen wir auf die beiden klassischen Aufhängestellen unsres Körpers, welche wir auch zum Tragen unsrer Kleider in erster Linie benutzen, nämlich Hüfte und Schulter (Fig. 206). Die Hüfte käme vielleicht für weibliche Patienten in Betracht, für unsre männlichen Patienten ist wohl die Schulter vorzuziehen, welche ja auch recht eigentlich das Haupttraggestell des menschlichen Körpers ist. Es liegt daher nahe, auch den gelähmten Fuß an der Schulter aufzuhängen. Wenn diese Methode bisher nur selten geübt wurde, so liegt es an den eigentümlichen Schwierigkeiten, welche sich der Verwirklichung dieses Gedankens entgegenstellen. In dem Augenblick nämlich, wo wir mit dem obern Ende unsrer Zugleine

über das Knie und gar über das Hüftgelenk emporsteigen, verwandelt sich unsre bisher eingelenkige Zugbahn in eine mehrgelenkige.

Die erste einer mehrgelenkigen Zugvorrichtung anhaftende Schwierigkeit ist diese, daß der Zug auf jedes der von ihr überspannten Gelenke einwirkt und daß jedes derselben, indem es dem Zug nachgibt, ihn gewissermaßen aufbrauchen und unwirksam machen kann. Man denke an unsre frühern Betrachtungen über die verfügbare Verkürzungsstrecke eines Muskels und ihre Aufzehrung an den verschiedenen Gelenken, über welche der Muskel hinwegzieht (§ 37, S. 167, § 54, S. 239). In unserem jetzigen Fall soll die von der Schulter zum Fuß gespannte Zugbahn das Fußgelenk dorsalwärts beugen. Aber auch eine Beugung der Hüfte oder eine Streckung des Knies tut dem Zusantrieb Genüge, d. h. entspannt die Zugbahn, so daß für die beabsichtigte Beugung des Fußgelenks nur mehr eine verminderte oder gar keine Zugkraft übrig bleibt. Die zweite Schwierigkeit ist diese, die Zugbahn auf ihrem langen Weg, insbesondere am Knie, gehörig zu befestigen, so daß sie einerseits nicht abrutschen kann, andererseits nicht scheuert.

Die Gefahr des Scheuerns entsteht nicht nur dadurch, daß die Glieder, denen unsre Zugbahn aufliegt, sich unter ihr beim Gehen bewegen und verschieben, sondern auch dadurch, daß der Zug der beiden Gurthälften, von denen die eine vorn über die Brust, die andre hinten über den Rücken verläuft, während der einzelnen Phasen des Gangs verschieden stark ist, so daß bald das eine, bald das andere Ende kräftiger zieht und dadurch den Apparat verzieht. Alle diese Schwierigkeiten lassen sich überwinden, aber nur, wenn man jeder einzelnen scharf ins Auge sieht und durch geeignete Vorkehrungen begegnet. Wie das geschehen kann, wird nachher bei Besprechung unsres Apparates mit dem Schultertraggurt Modell PT erhellen. Ganz einfach kann ein solcher Apparat natürlich nicht sein.

Daher habe ich auch zu den in der Literatur angegebenen verhältnismäßig primitiven Apparaten dieser Art kein rechtes Zutrauen. Hierher gehören die Apparate von FLEISCHHAUER sowie die Bandage, welche eine Rostocker Firma, deren Namen ich nicht ermitteln konnte, einem Kranken gefertigt hatte, der mir gelegentlich vorgeführt wurde und dabei über die Unbequemlichkeiten seiner Bandage klagte. Die genannten Apparate werden über der Schulter getragen. Über den Hüften sitzt die schon vor einer Reihe von Jahren von GOLDSCHIEDER sowie die neuerdings von SCHMID empfohlene Bandage. Endlich hat lange vor uns allen der Altmeister der Chirurgie, AMBROISE PARÉ, folgende Methode zum Anheben des hängenden Fußes angegeben (Fig. 207): ein breiter Leinwandstreifen geht vom Schuh aufwärts, hat am Knie einen Schlitz, durch welchen dieses durchtritt und so das Abgleiten verhindert, und wird oben an der Weste festgemacht, die den Zug auf die Schultern weiter leitet. Es ist dies ein im Verhältnis zu seiner Einfachheit jedenfalls recht zweckmäßiger Apparat und in seiner Weise vielleicht heute noch das Beste, was existiert,



Fig. 207.
PARÉ
Spitzfuß-
bandage.

außerdem wohl die erste Lähmungsprothese, die überhaupt konstruiert wurde.

b) Spannwerk. Wir waren bei unsern eingelenkigen Zugapparaten mit dem Übelstand nicht recht fertig geworden, daß die Manschette, welche wir um den Unterschenkel legten und zum Festmachen des obren Endes unsrer Zugbahn benutzten, nach abwärts gezogen wurde und dadurch erstens unangenehm drückte, und zweitens, um nicht abzurutschen, so fest geschnürt werden mußte, daß sie den Kreislauf beengte. Wir können nun diesen Übelstand völlig beseitigen, indem wir unsre Zugbahn zum Spannwerk ausbauen, d. h. die Mitte der Zugbahn durch eine starre Stütze vom Körper abspreizen und die Bahn dadurch in zwei Zugstrecken zerlegen, die im Winkel zueinander laufen und deren obere wir nun senkrecht statt wie bisher schräg auf den Unterschenkel zuführen. Dadurch wird die Tendenz zum Abrutschen aufgehoben und ein festes Umschnüren überflüssig gemacht; es genügt, wenn das Band den Unterschenkel lose umfaßt. Nach diesem Prinzip ist unser Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp konstruiert, der später genauer beschrieben werden wird (Fig. 227, § 122).

c) Wir gehen nunmehr zu den Gerüstwerken über und zwar zunächst zu den ganz korrekten Konstruktionen, wenn wir so sagen dürfen, d. h. zu jenen mit physiologischer Achse und echten Gelenken. Charakteristischer Hauptbestandteil der Konstruktion ist eine stählerne Schiene, welche quer durch oder über den Absatz des Schuhs gelegt und dann zu beiden Seiten des Fußes und Unterschenkels hochgeführt wird, wo sie höher oder tiefer aber meist dicht unter dem Knie in einem das Glied umgreifenden Ring endet; in der Höhe des Sprunggelenks ist beiderseits ein Scharniergelenk eingebaut. Die Einzelheiten der Konstruktion dieses klassischen Schienenschuhs, wie ich ihn nennen möchte, können höchst verschieden gestaltet sein: die Schienen können zu Hülsen, welche das Glied mehr oder weniger vollkommen einschließen, verbreitert sein. Der tiefste querverlaufende Teil kann zu einer Sohle ausgezogen werden, welche dann mit dem Schuh nicht mehr fest verbunden, sondern nur in ihn eingelegt wird. Statt an beiden Seiten des Unterschenkels kann die Schiene bloß an einer Seite hochgeführt werden. Statt eines Ringes um den Unterschenkel können mehrere in verschiedner Höhe angebracht werden.

1. Um nun auf dieser Grundlage das Hängen der Fußspitze zu beseitigen, ist der einfachste Weg der, daß wir in den Scharniergelenken des Apparates eine Sperrvorrichtung anbringen, welche in Tätigkeit tritt, so wie das Sprunggelenk den kritischen Fußwinkel von -91° (vgl. oben § 117a) erreicht hat und verhindert, daß dieser Winkel überschritten wird (Fig. 208). Diese Konstruktion wird von der hiesigen Firma STREISGUTH, aber auch anderwärts vielfach angefertigt (STRACKER). Wer sie zuerst angegeben hat, weiß ich nicht. Den Schienenschuh mit Gelenk und Arretierung gegen Klumpfuß finden wir schon bei FABRICIUS HILDANUS (siehe die Figur bei JOACHIMSTHAL-HEUSNER I, S. 219).

2. Wir haben früher die Nachteile einer solchen unelastischen Arretierung erörtert. Um sie zu vermeiden, werden federnde Anordnungen verwendet. Und zwar kann man es entweder so einrichten, daß der elastische Zug zwischen den beiden gelenkig verbundenen Teilen des Apparates wirkt, diese gegeneinander im Sinn der Dorsalflexion bewegend oder daß der Zug von einer geeigneten Stelle des Apparates, etwa von dem Ring unter dem Knie, direkt auf den Fuß oder vielmehr auf den diesen umschließenden Schuh oder auch eine innerhalb des Schuhs getragene Einlegesohle oder Gamasche wirkt. In letzterem Fall haben wir ein Gerüstwerk mit angehängter Zugbahn vor uns, während wir von einer eingebauten Zugbahn sprechen, wenn der Zug zwischen den beiden Teilen des Apparates wirkt.

Dieser Gedanke, die elastische Kraft die beiden Hälften der Schienen gegeneinander bewegen zu lassen, ist der nächstliegende und wurde daher zuerst verwirklicht. Bei der Prothese des Pariser Bandagisten DELACROIX, welche GERDY 1837 mitteilte, sitzt eine zweckmäßig gebogene Biege-Staffeder auf dem oberen Abschnitt der Schiene fest und zieht an einem Kettchen, das sich von einer Rolle abwickelt, welche über dem Schienengelenk angebracht und mit dem unteren Schienenabschnitt fest verbunden ist und indem sie sich dreht, diesen mitnimmt (Fig. 209). Bei den Apparaten von HUDSON (Katalog TIEMANN) und von STILLMANN (Figur bei SCHANZ) sind es einfache Gummizüge, welche an der Rolle angreifen und sich verkürzend diese drehen.

An Stelle der Rolle genügt auch ein einfacher Hebel. BUSCH (Fig. 210) läßt eine Zug-Schraubenfeder, REEVES einen Gummizug auf einen aus dem unteren Schienenabschnitt herausragenden Hebel wirken. Von neueren Autoren ist STRACKER zu nennen, der sowohl den oberen wie den unteren Teil der Schiene mit einem Hebel versieht und zwischen beiden eine Druck-Schraubenfeder wirken läßt (Fig. 211). Bei passender Anbringung von Biegefedern kann man sowohl Rolle wie Hebel entbehren. GOLDSCHMIDT hat den DELACROIXschen Apparat in diesem Sinne vereinfacht (Fig. 212).

KRUKENBERG (Figur bei GOCHT 1917) bringt eine richtige Drill-Spiralfeder, wie wir sie aus der Uhrentechnik kennen, über dem Apparatengelenk an und läßt sie die beiden Schienenhälften gegeneinander drehen. Dieselbe Feder finden wir bei BIESALSKIS erster Konstruktion, welche von GAUGELE höchlichst gelobt wird (Fig. 213). (In einer zweiten

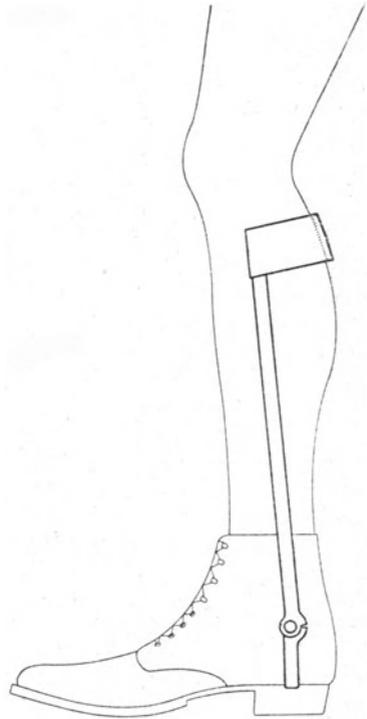


Fig. 208. Spitzfuß-Schienenstuhl mit Sperrvorrichtung.

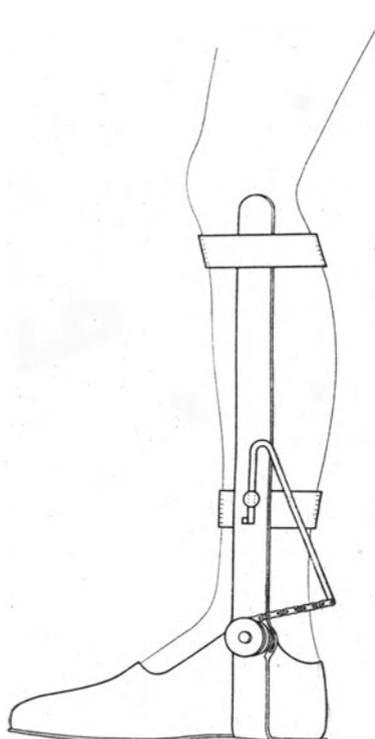


Fig. 209. DELACROIX' Spitzfuß-Schienenschuh. Neuzeichnung nach GERDYS Abbildung.

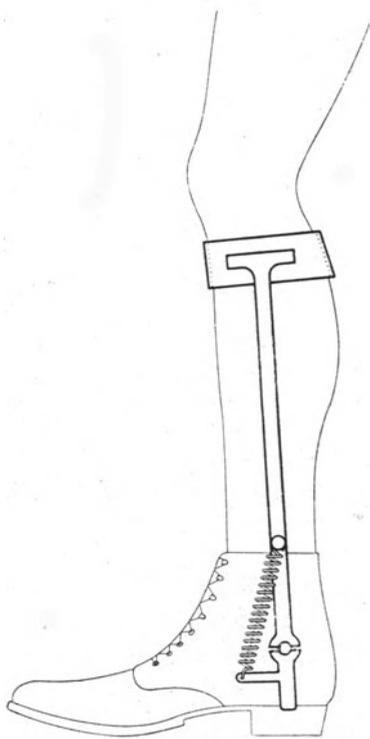


Fig. 210. BUSCHS Spitzfuß-Schienenschuh. Neuzeichnung nach ESCHBAUMS Katalog.

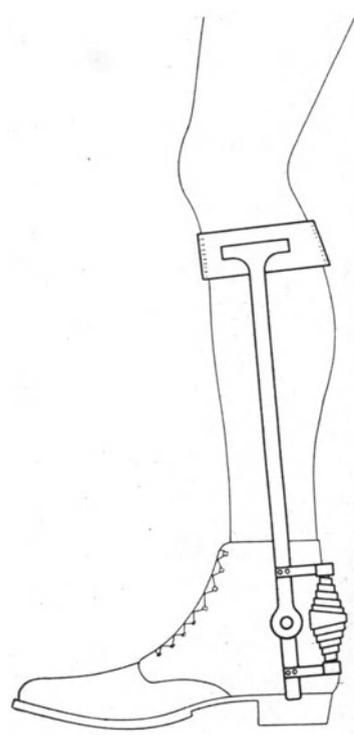


Fig. 211. STRACKERS Spitzfuß-Schienenschuh. Neuzeichnung.

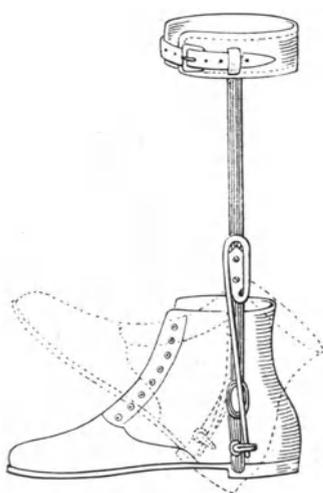


Fig. 212.
GOLDSCHMIDTS Spitzfuß-Schienenschuh.



Fig. 213.
BIESALSKIS Spitzfuß-Schienenschuh.

Konstruktion verwendet BIESALSKI eine etwas umständliche Druck-Schraubenfeder-Anordnung).

Statt die elastische Kraft zwischen den beiden Hälften der Schienen wirken zu lassen, kann man, wie schon gesagt, vom oberen Ende der Schienen oder dem sie an diesem Ende verbindenden und die Wade umschließenden Ring eine Zugbahn direkt nach dem vorderen Teil des Schuhs oder nach einer in den Schuh eingelegten Gamasche oder Metallsohle führen; die Metallsohle kann dabei mit der andern Schienenhälfte fest verbunden werden. Nach diesem Prinzip hat bereits DUCHENNE (1872, S. 1059) bei seinen späteren Apparaten gearbeitet: am Wadenring nehmen die verschiedenen „künstlichen Muskeln“ ihren

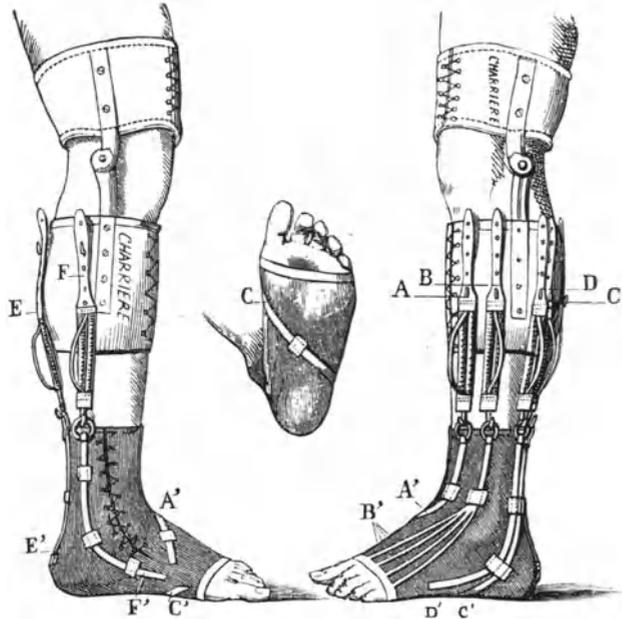


Fig. 214. DUCHENNES physiologische Lähmungsprothesen der Fußmuskeln.

Ursprung, an der Fußgamasche finden ihre Sehnen ihre „Ansatzpunkte“ (Fig. 214). Andre Konstrukteure haben ohne Rücksicht auf die anatomischen Ansatzpunkte der gelähmten Muskeln einfach einen oder zwei elastische Züge vom Wadenring nach dem vorderen Teil des Schuhs geführt. So VOLKMANN (gemäß Katalog WINDLER und andern Katalogen). So REYNDERS (mitgeteilt von SAYRE), ferner KOLBE, HEINECKE, SAYRE (Fig. 215), STILLE (sämtlich im Handbuch von SCHANZ und bei RADIKE beschrieben), so die HESSINGschen Schienenhülsenapparate verschiedener Firmen. (WINDLER, MEDIZINISCHES WARENHAUS.) Von neueren Autoren endlich sind SCHEDE und SPITZY zu nennen. SPITZY benutzt als elastische Kraft Schraubenfedern, welche vermöge einer besonderen Anordnung statt auf Zug auf Druck beansprucht werden. Die älteren Apparate verwenden in der Regel Gummizüge.

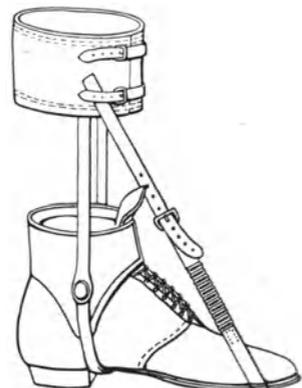


Fig. 215. SAYRES Spitzfuß-Schienen Schuh.

3. Gegen all diese Apparate ist meines Erachtens dies zu sagen, daß sie zwar durchaus korrekt und wirksam sind, aber für unsre Zwecke

unnötig kompliziert und schwer. Sie sind gewiß ganz am Platz in der pädiatrischen Praxis, aus der sie hervorgegangen sind. Dort handelt es sich darum Gliedern, die infolge von Kinderlähmung, angeborenen Deformationen, Tuberkulose allgemein erkrankt sind, daher außer an der Muskellähmung auch noch an Schwäche des Bandapparates und unvollkommener Entwicklung der Knochen und Gelenke leiden, Halt und Stütze zu bieten. Da mag solch kräftiges Gerüst zweckmäßig und notwendig sein. Bei unsern Kriegsgelähmten aber finden wir, soweit meine Erfahrung reicht, fast ausnahmslos normale kräftige Gelenke, welche auch nach Wegfall des Muskelzugs einen festen Halt beim Stehen und Gehen bieten. Insbesondere wird, wie mir scheint, die Gefahr des seitlichen Umknickens meist sehr überschätzt, dagegen vergessen, daß die seitlichen Schienen, indem sie jede Möglichkeit der Kantenstellung aufheben, das Auftreten auf geneigter Fläche dem Patienten zur Qual machen.

Nur in einem einzigen Fall klagte mir ein Patient lebhaft über Umknicken und Unsicherheit im Gelenk. Und dieser Fall lag insofern ganz besonders, als nach einer schweren Schußverletzung des Oberschenkels, welche den Nervus ischiadicus samt dem Femur durchschlagen hatte, der Knochen mit einer Verkürzung von 6 cm geheilt war. Diese Verkürzung war in einem früheren Lazarett durch eine Einlage im Schuh ausgeglichen worden, aber auf diesem hohen Kothurn stand der Patient mit seinem muskelschwachen Bein unsicher. Die Unsicherheit schwand, nachdem an dem Schuh eine Schienenvorrichtung der beschriebenen Art angebracht war.

Ob nicht eine einfachere Vorrichtung den gleichen Erfolg erzielt hätte, lasse ich dahingestellt. Immerhin mag in solchen vereinzelt Fällen der klassische Schienenschuh auch für unsre Patienten seine Berechtigung haben, außerdem auch in all den Fällen, wo der Beruf vieles Gehen auf unebenem Boden nötig macht (vgl. oben § 117d). In der übergroßen Mehrzahl der Fälle aber scheint es mir unnötig und unzweckmäßig, dies schwere Geschütz aus dem Arsenal der Friedensorthopädie aufzufahren.

Aus dieser Erkenntnis heraus haben neuere Autoren nach einfacheren Konstruktionen Ausschau gehalten, und dies hat hier wie beim Handgelenk dazu geführt, statt des anatomisch und mechanisch korrekten Gelenks unechte und unphysiologisch liegende Gelenke zu verwenden, wie wir das bei den nunmehr zu beschreibenden Apparaten sehen werden.

Ehe wir zu denselben übergehen, muß ich freilich noch erwähnen, daß neuerdings von FRENDSORF ein diametral entgegengesetzter Standpunkt vertreten worden ist. Ihm genügt noch nicht einmal der übliche Schienenschuh, vielmehr verlangt er für den Peroneusgelähmten einen Schienenhülsenapparat, der über das Knie hinaufgeht und den Oberschenkel mit umfaßt, wofür er ein Modell von BAISCH in Baden-Baden empfiehlt. Als Begründung dieses erstaunlichen Vorschlags gibt er an, daß die Peroneusgelähmten mit im Hüftgelenk nach außen rotiertem Bein gehen, den inneren Fußrand stärker belasten, die Beine in X-Stellung halten, das Knie überstrecken und im Knie ein Schlottergelenk bekommen. Die Außenrotation

habe auch ich oft beobachtet; sie ist, wie wir oben sahen (§ 116), eines der Mittel, die der Patient anwendet, um das Schleifen der Fußspitze zu verhindern, sie verschwindet, sobald ein geeigneter Apparat dies Mittel entbehrlich macht, wenn auch nicht sofort, so doch, sobald der Patient sich mit dem Apparat eingelebt hat. Die übrigen Symptome habe ich noch nie beobachtet, kann mir auch nicht vorstellen, wie sie zustande kommen sollen, da man theoretisch doch höchstens umgekehrt eine Mehrbelastung des äußeren Fußrandes, der ja häufig tiefer gehalten wird als der innere, erwarten sollte.

d) Gerüstwerke mit unphysiologischen Achsen und unechten Gelenken. Der Hauptbestandteil der hierher gehörigen Apparate ist eine kräftige Feder, welche auf Biegung beansprucht wird und indem sie sich biegt, gleichzeitig als Gelenk des Apparates dient. NIENY (Fig. 216) macht die Feder vorn am Unterschenkel fest und läßt das der Krümmung des Fußrückens entsprechend gebogene freie Ende in den Schuh einschnüren, wo es nach oben federnd die Fußspitze anhebt. Eine besondere Verschiebungskorrektur hat er nicht vorgesehen. Diesen Übelstand hat BATSCH richtig erkannt und ihm durch Einbau einer Gleitfläche (Schleifbahn) in den Schuh zu begegnen gesucht.

Zweckmäßiger aber ist es offenbar, den ganzen Apparat umzukehren: statt den Unterschenkel zum tragenden Teil zu machen, von dem aus auf den Fuß gewirkt wird — was ja allerdings der physiologischen Anordnung der gelähmten und zu ersetzenden Muskulatur entspricht — vielmehr die Feder am Fuß unbeweglich festzumachen, wobei uns der Schuh den größten Teil der Befestigungsvorrichtung erspart, und von dort aus den Unterschenkel anzugreifen und dabei gleichzeitig die Feder von der Vorderseite nach der Hinterseite der Extremität zu verlegen. Die Feder wird dann nach vorn konkav gebogen; beim Anziehen des Schuhs muß sie sich strecken, strebt aber in die alte Krümmung zurück. Infolgedessen drückt das obere Ende gegen die Wade, das untere gegen die Ferse. Letztere gibt nach, der Fuß dreht sich im Sprunggelenk und die Fußspitze wird gehoben.

Nach diesem Prinzip arbeitet der sehr einfache Schienenschuh, welchen F. LANGE und VULPIUS empfehlen: ein federndes Stahlband (Blattfeder) ist im Absatz festgemacht und dann hinten außen am Schuh hochgeführt; es endet in einem Querbügel, welcher den hinteren oberen Rand des Schuhs umgreift (Fig. 217). PAYR empfiehlt einen Schuh, bei welchem das Stahlband hinten innen herabläuft.

Bei einem Patienten sah ich einen von dem Berliner Bandagisten DÄHNE gefertigten Schnürschuh mit bis zum oberen Ende der Wade reichendem Schaft, in welchen hinten in ganzer Höhe zwei senkrecht laufende Stahlbänder eingenäht waren.

RITSCHL verwendet statt der Blattfeder zwei nebeneinandergestellte Stabfedern aus rundem Stahldraht, welche oben eine Pelotte tragen, die sich oberhalb des Schuhs von hinten gegen den Unterschenkel legt.

KÜBEL teilt neuerdings eine von ihm und der Firma TEUFEL-Stutt-

gart ausgearbeitete Konstruktion mit, bei der das Stahlband unten nicht am Schuh selbst, sondern am hinteren Ende einer in den Schuh eingelegten Plattfüßeinlage festgemacht wird. Nach oben ist es bis unter das Knie geführt, wo es mit einem gepolsterten Ring die Wade umfaßt (Fig. 218). Genau die gleiche Konstruktion wurde mir schon vor drei Jahren von der hiesigen Firma WALB u. HEERLEIN vorgeführt.

Die Firma H. WINDLER befestigt ihre beiden federnden Drähte vorn seitlich an der Schuhsohle, führt sie außen neben dem Schuh nach hinten und dann nach der die Wade anpackenden Pelotte, nachdem sie zuvor noch in der Gegend des Sprunggelenks in eine Spiralwindung gelegt worden sind (Fig. 219). Ganz ähnlich ist die jüngst von MACHOL angegebene Kon-



Fig. 216. NIENYS Stütze für Peroneuslähmung.



Fig. 217. LANGES Schienenschuh.

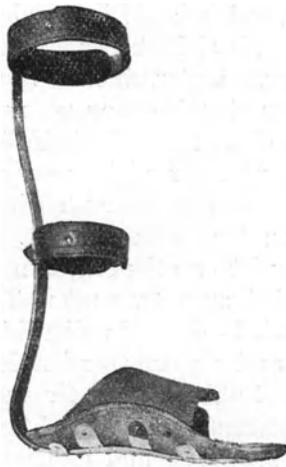


Fig. 218. KÜBELS Stützapparat bei Peroneuslähmung.



Fig. 219. WINDLERSche Spitzfußschiene.

struktion. Seitlich am Schluß bringt auch HILDEBRAND seine Federn an, welche er als über die Kante sich biegende Serpentinaen bildet, wie das SCHANZ (Fig. 1181 seines Buches) schon früher ähnlich getan hatte (Fig. 220).

Alle diese Apparate sind verhältnismäßig einfach und zum Teil gewiß auch genügend wirksam, lassen aber wohl alle, was Weichheit der Federung und Verschiebungskorrektur betrifft, einiges zu wünschen übrig.

Diese Mängel sind von SUCHANEK und MESTIZ neuerdings richtig erkannt worden. Sie haben daher erstens den federnden Stab durch Zerlegung in eine Mehrzahl von übereinander gelegten Federblättern zum Blattfederwerk ausgebaut und dadurch die gewünschte Weichheit erzielt, ohne die Festigkeit zu vermindern, ein Kunstgriff, der ja auch der Konstruktion unsrer gewöhnlichen Fuhrwerksfederung zugrunde liegt. Sie haben ferner eine Verschiebungskorrektur in Gestalt einer Schleifbahn am oberen Ende der Federung angebracht. Ich selbst habe bereits seit 3 Jahren ein Modell in Gebrauch, welches, wie mir scheint, in besonders rationeller und ein-

facher Weise abgegliche Federung und leicht arbeitende Verschiebungskorrektur verbindet. Es ist das unser später (§ 161) genauer zu beschreibender Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten, Modell PL .

e) Zum Schluß seien noch einige Apparate erwähnt, welche in konstruktiver Hinsicht eine Sonderstellung einnehmen. Der unlängst von MOSKOPF mitgeteilte steht zwischen den beiden Arten von Gerüstwerken, welche wir besprochen haben, in der Mitte, insofern er ein echtes Gelenk mit unphysiologischer Achse aufweist. Durch dies Gelenk ist die an sich starre hintere Latte beweglich gemacht, zwei auf Zug beanspruchte Schraubenfedern liefern die beugende Kraft. Der Wadenring kann auf dem oberen



Fig. 220. HILDEBRANDS Stützapparat bei Peroneuslähmung.

Ende der Leiste auf und ab schleifen. Unphysiologische Achse bei echten Gelenken zeigt ferner die von BÄHR empfohlene neue SÖHLMANNsche Peroneusschiene und die von v. BAEYER angegebene einfache Vorrichtung für Peroneuslähmung.

Nach dem Prinzip des Krahnns arbeitet ein weiterer von SPITZY erdachter Apparat: In der Sohle des Schuhs werden Stangen befestigt und zu beiden Seiten und etwas vor dem Unterschenkel hochgeführt; an ihrem oberen Enden wird eine aus Gummiband gefertigte Schleuder eingehängt, welche die Wade umfaßt und die Stangenenden federnd nach hinten zieht, dadurch den Fuß im Fußgelenk dorsalflektierend. Der Apparat wurde modifiziert von WELTY, nach welcher Quelle ich SPITZY referiert habe.

Eine ganz eigentümliche Mechanik weist endlich die von NUSSBAUM erdachte Anordnung auf. Eine Druck-Schraubenfeder, die hinten längst der Wade herabläuft, drückt gegen ein vom Absatz aufsteigendes Widerlager. Die Schraubenfeder steckt in einem Rohr, dessen unteres Ende mit dem oberen Schuhrand verbunden ist, so daß der Schuh als Gelenk des Apparates dient.

Unsre neuen Modelle.

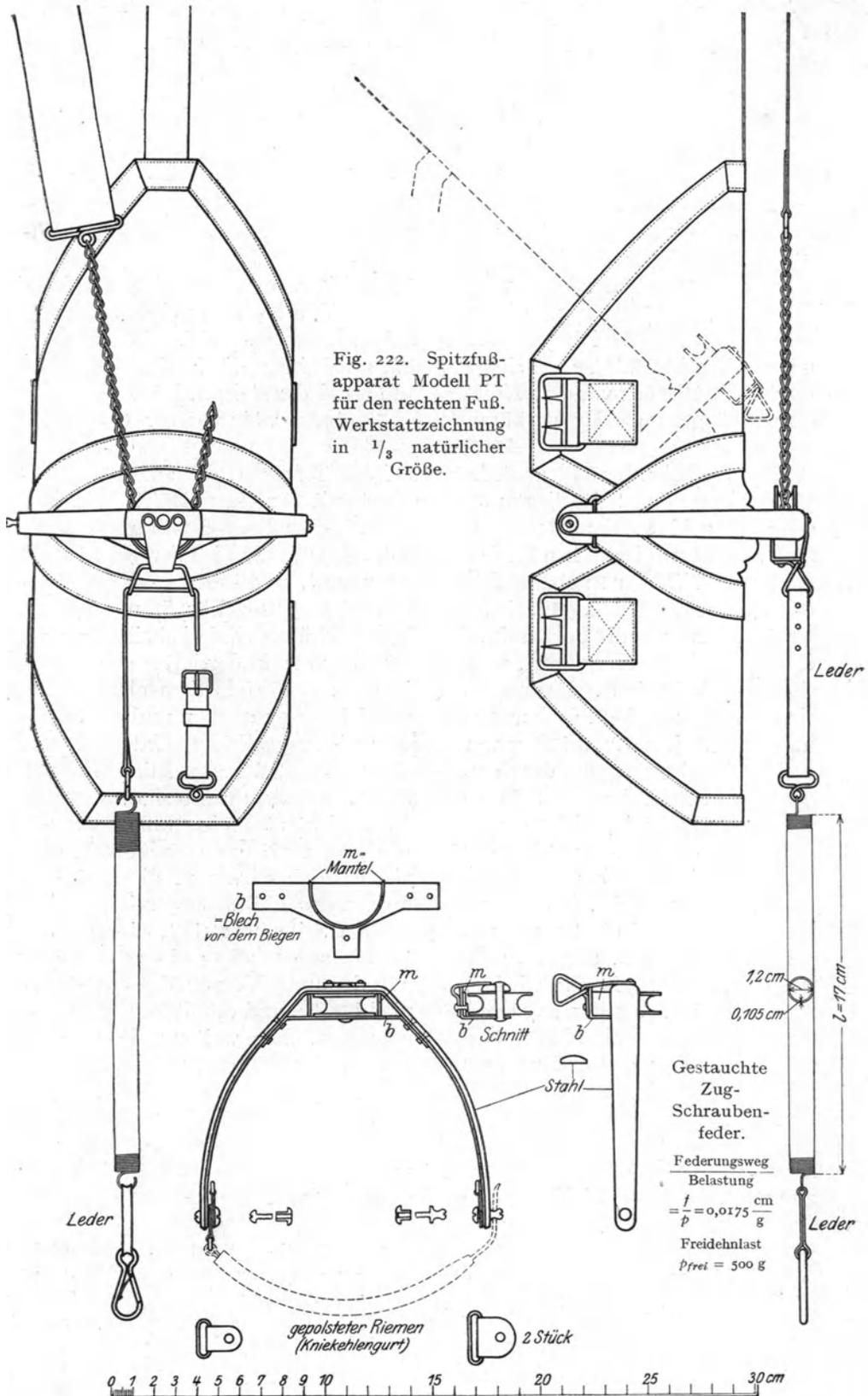
§ 120. Spitzfußapparat mit Schultertraggurt Modell PT. (Fig. 221 und Werkstattzeichnungen Fig. 222, 223.)

a) Das Prinzip des Apparates ist, die hängende Fußspitze mittels eines über die Schulter der andern Seite geführten Gurts hochzuhalten. Wir



Fig. 221. Spitzfußapparat mit Schultertraggurt Modell PT.

hatten oben bereits die Schwierigkeiten besprochen, welche einer solchen Aufhängung entgegenstehen: erstens die beim Gehen stattfindende fortwährende Änderung des Abstands zwischen beiden Endpunkten der Zugbahn und die dadurch bedingte Gefahr, daß die verfügbare Zugstrecke durch die Bewegungen in Hüfte und Knie aufgebraucht wird. Wir begegnen dieser Gefahr dadurch, daß wir die längs des Unterschenkels angebrachten Zugfedern sehr weich machen, so daß sie eine sehr lange nutz-



bare Federungsstrecke von annähernd gleicher Federkraft darbieten und der am Fuß ausgeübte Zug annähernd derselbe bleibt, auch wenn die Länge der Zugbahn beim Gehen stark wechselt.

Die zweite Schwierigkeit ist, die Zugbahn auf ihrem langen Weg von der Schulter bis zum Fuß so zu befestigen, daß sie bei den Gehbewegungen am Platz bleibt und dabei nicht scheuert. Besonders schwierig ist die Führung am Kniegelenk. Sie wird hier durch einen eigentümlich gebauten Kniebügel besorgt. Dieser umkreist das Knie von vorn und von beiden Seiten in Hufeisenform und ist mit seinen beiden Enden in eine dem Knie fest aufliegende Kniekappe mittels Scharniere eingelenkt. So kann er, um eine horizontale Achse sich drehend, mit seinem die Zugbahn festhaltenden Mittelstück vor dem Knie frei auf und nieder steigen, je nachdem wie die Verlängerung oder Verkürzung der Zugbahn während des Gehens es verlangt.

Die Zugbahn besteht zunächst aus einem Traggurt, der auf der Schulter der gesunden Seite liegt und von dort mit der einen Hälfte vor, mit der andern hinter dem Rumpf abwärts nach dem Knie der kranken Seite zieht. Da nun beim Gehen bald die über die Brust, bald die über den Rücken geführte Hälfte der Zugbahn sich stärker spannt, so würden, wenn die beiden Enden des Gurts einfach am Kniebügel festgemacht wären, ständige leichte Zerrungen die Folge sein. Um sie zu verhüten, sind die beiden Enden durch eine Kette verknüpft, welche über eine vorn in der Mitte des Bügels sitzende Rolle läuft. Dadurch wird je nach Bedürfnis dem einen Ende eine Strecke zugelegt, dem andern ebensoviel weggenommen und die Spannungen in beiden Gurthälften werden jederzeit ausgeglichen. Unterhalb des Knies wird der Traggurt durch zwei stählerne Zug-Schraubenfedern ersetzt, deren distale Enden am Schuh des Patienten festgemacht sind.

Der Apparat ist nicht ganz einfach, bewirkt aber eine wohl federnde Anhebung des Fußes und hat außerdem den ganz besonderen Vorteil, daß er, während andre Prothesen das kranke Glied beschweren, dieses umgekehrt leichter macht, indem er das Gewicht des Fußes samt seinem eigenen Gewicht auf die Schulter der gesunden Seite überträgt, ein Vorteil, der von Patienten, deren krankes Bein wie so oft allgemein geschwächt ist, angenehm empfunden wird, ebenso wie der andre Vorzug, daß der Apparat keine Auflagestellen am Unterschenkel besitzt und damit keinen Druck in diesen oft empfindlichen Gegenden ausübt. Ein weiterer Vorteil ist, daß die Kraft, mit der der Apparat die Fußspitze anhebt, sehr genau eingestellt und bei Bedarf in kürzester Zeit umgestellt werden kann.

Anfangs habe ich eine etwas einfachere Lösung, bei welcher die im Kniebügel eingelassene Rolle fehlte und die Enden des Traggurts unmittelbar am Bügel befestigt waren, benützt. Trotz kleiner Unbequemlichkeiten hat auch diese Lösung vielfach gute Dienste geleistet.

b) Einzelheiten des Apparates und Verfassung desselben. Der wichtigste Teil des Apparates sind die beiden Sprungfedern. Sie sind aus Stahldraht vom Durchmesser 0,105 cm gewickelt, je 17 cm lang bei 1,1 + 0,105 cm äußerem Windungsdurchmesser und so gestaucht, daß der Länge 19,5 cm eine Spannung von 600 g entspricht (vgl. später § 124 c).

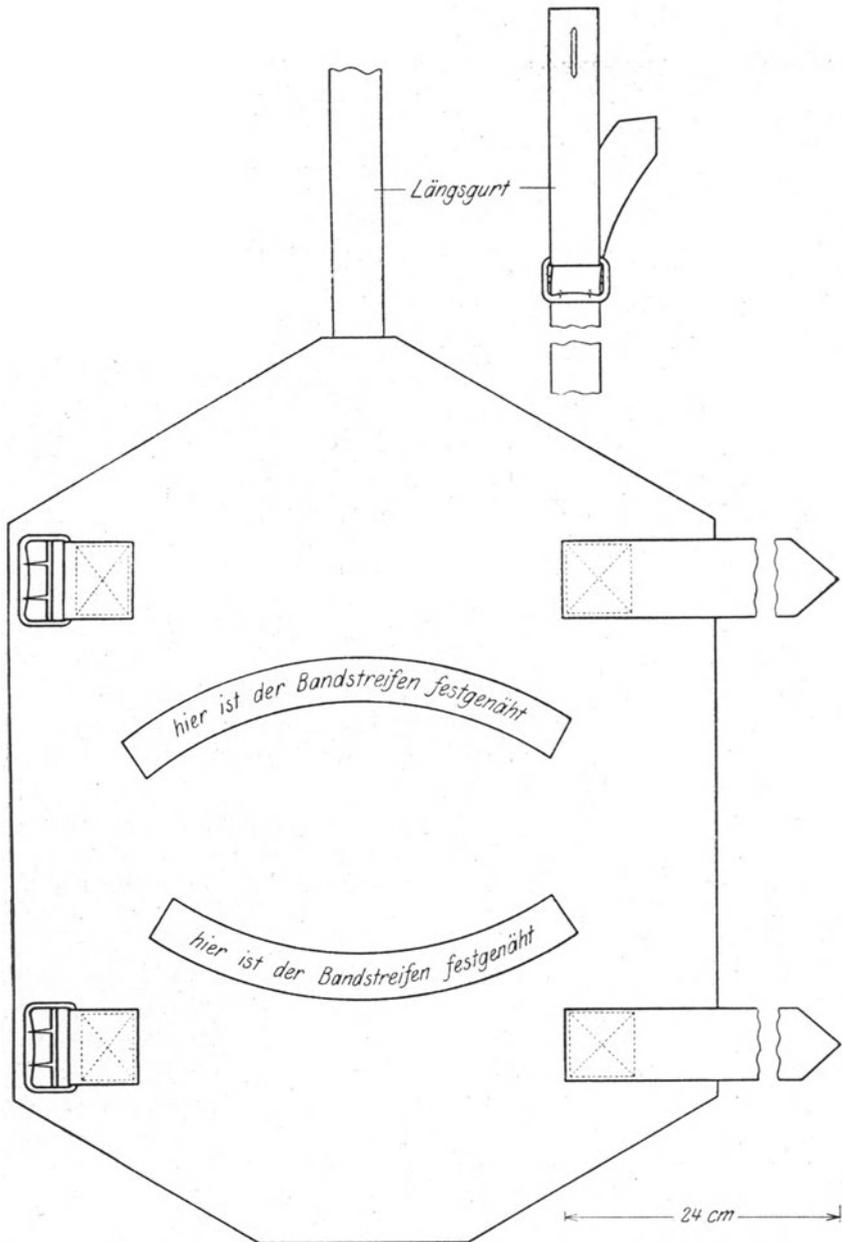


Fig. 223. Schnittmuster für den Knieatz zum Spitzfußapparat Modell PT für den rechten Fuß. $\frac{1}{3}$ natürlicher Größe.

Jede Feder ist mit ihrem oberen Ende an einem schmalen Lederriemen festgemacht; der Riemen der einen endet mit einer Schnalle, der der andern mit einer gelochten Strippe. Beide Riemen werden zusammengeschnallt und durch die am unteren Ende des Kniebügels hängende Doppelöse geleitet. Je nachdem welches Loch man beim Zusammenschnallen wählt, fällt die Strecke zwischen dem Kniebügel und den Federn kürzer oder länger aus, diese selbst sind mehr oder weniger gespannt. Durch Umschnallen kann in einem Augen-

blick die Spannung vermehrt oder vermindert und die die Fußspitze anhebende Kraft vergrößert oder verkleinert werden.

Am unteren Ende jeder Feder ist eine Lederstrippe befestigt, an der ein Karabinerhaken hängt. Mittels dieser Haken werden die Federn am Schuh festgemacht, und zwar entweder in den Lochungen eines eigens auf dem Oberleder aufgenähten kleinen Latzes oder aber an zwei in die Schnurlöcher des Schnürschuhs eingesetzten Ösen (Werkstattzeichnung Fig. 226). Diese eigens angefertigten Ösen haben einen mit Gewinde versehenen Stiel, welcher durch das Schnürloch des Schuhs hindurchgesteckt wird und in ein unter das Oberleder des Schuhs gelegtes mit Muttergewinde versehenes Plättchen eingeschraubt wird. Die Befestigungsstelle am Schuh wird so gewählt, daß der wirksame Hebel am oberen Sprunggelenk etwa 11 cm beträgt. Dies ist bei Männerschuhen von gegen 30 cm Gesamtlänge dann der Fall, wenn der Befestigungspunkt etwa 10 cm hinter der Spitze der Schuhkappe liegt. Dieser Punkt wieder entspricht bei Schnürschuhen gewöhnlich der Lage der vordersten Schnurlöcher, welche demgemäß zum Festmachen der erwähnten Ösen benutzt werden. Liegen, wie vielfach bei den militärischen Schnürschuhen, die vordersten Schnurlöcher weiter proximalwärts, so ist der kleine Latz anzubringen. Es empfiehlt sich, durch die Löcher des Latzes Ringe zu legen und erst an diesen die Karabinerhaken einzuhängen. Da der Schwerpunkt des Fußes etwas nach außen (lateral) von der üblichen Schnürlinie unsrer Schuhe liegt, so lasse ich auch den Latz etwas nach außen von dieser annähen oder hänge gelegentlich, wenn ich die Ösen benutze, beide Karabinerhaken in dieselbe laterale Öse.

Auch bei Benutzung der vordersten Schnurlöcher wird der Apparat beim Stehen und Gehen noch von der überfallenden Hose verdeckt. Freilich haben Knie und Unterschenkel eine etwas anormale plumpe Form angenommen. Beim Sitzen werden die Karabinerhaken nebst Lederschnur sichtbar. Man kann natürlich die Befestigungsstelle der Federn am Schuh näher dem Sprunggelenk wählen und sie dadurch weniger sichtbar machen; nur müssen dann die Federn etwas anders dimensioniert werden. Der Nachteil einer solchen Verkürzung des wirksamen Hebels besteht darin, daß ein stärkerer Zug im Apparat und ein größerer Druck auf der Schulter erforderlich wird, um die Fußspitze anzuheben.

Der Traggurt wird über die Schulter der gesunden Seite gelegt, seine beiden Enden sind am Kniebügel durch die um die Rolle des Bügels laufende Kette verbunden. In Brusthöhe ist in dem ventral und medial geführten Schenkel des Traggurts eine Schnalle zwecks Regulierung seiner Länge eingeschaltet. An dem dorsal und lateral verlaufenden Schenkel ist ein Quergurt festgemacht, der etwa in Hüfthöhe wagerecht nach vorn und medialwärts geführt und mit seinem Ende an einem Hosenträgerknopf eingeknüpft oder sonstwie am oberen Rand der Hose oder Unterhose festgemacht wird. Dieser Quergurt hat den Zweck, zu verhindern, daß die laterale Gurthälfte nach außen und hinten rutscht, wozu sie Neigung hat, da jede an einem Gurt über die Schulter gehängte Last sich so zu verschieben strebt, daß sie wie an einer Schärpe genau seitlich herabhängt. Eine in den Quergurt eingeschaltete Schnalle gestattet den seitlichen Zug nach Bedarf zu regulieren. Der Traggurt kann an der Stelle, wo er auf der Schulter aufliegt, mit einem Filzkissen unterpolstert werden; dadurch wird der Druck, welchen besonders sensible Patienten manchmal unangenehm empfinden, vermindert. Als Kette ist eine von jenen zu wählen, deren Glieder sich nicht ineinander fangen und verwirren können. Ich habe eine sogenannte Panzerkette zweckmäßig gefunden.

Der Kniebügel ist aus Bandstahl zurechtgebogen. Das Mittelstück ist durch ein Metallblech verstärkt. Zwischen beiden Metallwänden ist die Rolle eingelassen. In die Rolle ist eine Rille eingedreht, deren Profil dem Querschnitt der Kette angepaßt ist. Ein die untere Hälfte der Rolle in geringem Abstand umziehender Mantel in Gestalt einer kurzen Rinne verhindert, daß die Kette sich von der Rolle entfernt. Wenn Kette, Rinne und Rolle richtig aufeinander abgepaßt sind, so läuft die Kette immer klar und bleibt niemals hängen. Durch die beiden Enden des Kniebügels sind Stifte hindurch gesetzt, um welche Blechplättchen sich bewegen, die längliche Öhre halten, in denen die Bandstreifen des Knielatzes festgemacht sind.

Der Knielatz besteht aus einem Stück Zeug (Drell), welches das Knie nebst den anschließenden Teilen des Ober- und Unterschenkels von vorn und von den Seiten bedeckt. Der die eigentliche Erhebung des Knies bedeckende Teil, die Kniekappe, ist durch zwei in leichtem Bogen quer herübergeführte und festgenähte Bandstreifen zu einem Buckel emporgewölbt. Bei stärkerer Beugung des Gelenks liegt diese Kappe glatt über dem Knie an, bei Streckung legt sie sich in quere Falten. Durch drei Quergurte, einen oberhalb, einen unter-

halb des Knies, und einen, der quer durch die Kniekehle hindurchzieht, wird der Latz am Bein festgemacht. Der Kniekehlengurt ist als rundlicher weicher Lederstrang ähnlich den Schenkelgurten der Bruchbänder gestaltet. Er geht aus von einer um den inneren Bügelstift drehbaren Öse und wird mit dem freien Ende über den als Bruchbandknopf gestalteten äußeren Bügelstift eingehängt. Damit der obere Teil des Knielatzes nicht herunterfällt, wird er durch einen Längsgurt hochgehalten, der mit seinem oberen Ende an einem Knopf des Hosen- oder Unterhosenbundes eingeknüpft wird. Eine im Verlauf des Gurtes eingeschaltete Schnalle gestattet die Länge nach Bedarf zu justieren. Wenn der Patient absitzt, erschläft der Traggurt und die Sprungfedern ziehen den Kniebügel nach unten, bis er gegen die Schienbeinkante gegensschlägt. Damit der Patient diesen Schlag nicht unangenehm empfindet, ist auf dem Knielatz an der betreffenden Stelle ein Filzpolster aufgenäht (auf den Werkstattzeichnungen weggelassen).

Das Verpassen der Bandage muß mit Sorgfalt geschehen. Der in Grundstellung stehende Patient, mit Hemd und Unterhose bekleidet, hat den Apparat lose umgehängt und die Länge des Schulter-Traggurtes sowie die Länge des Knielatz-Längsgurtes so abgepaßt, daß die Kniekappe vor die Kniescheibe zu liegen kommt. Dann werden die drei Quergurte der Kappe umgelegt und lose zugeschnürt. Schon vorher ist der dem lateralen Schenkel des Traggurtes angehängte wagerechte Quergurt an der Unterhose befestigt und nach Bedarf angezogen worden. Das auf dem äußeren Traggurt festsitzende Ende desselben haben wir zunächst nur mit einer Sicherheitsnadel angeheftet, damit es entsprechend der jeweiligen Höhe des zu benutzenden Hosenknopfes bequem höher oder tiefer gesetzt werden kann. Nun werden die Karabinerhaken in die Öhre am Schuh eingehängt und die Schnallen der die Federn verbindenden Riemenbahn so weit angezogen, daß die Federn auf etwa $19\frac{1}{2}$ cm Länge sich ausziehen.

Sodann macht der Patient Gehversuche und man stellt fest, ob die Fußspitze eben genügend gehoben wird, wobei man mit der schwächstmöglichen Federspannung auszukommen sucht. Der Apparat muß einige Male nachjustiert werden, da viele Patienten anfangs dem Apparat entgegenarbeiten und deshalb stärkere Federspannung brauchen und erst allmählich sich gewöhnen, die Wadenmuskeln beim Vorschwingen des Beines völlig zu erschlaffen. Beim Gehen soll der Kniebügel immer annähernd horizontal stehen. Die richtig verpaßte Kniekappe reibt und geniert beim Gehen nicht und liegt trotzdem völlig fest, und zwar ohne daß irgendeiner der vier Haltegurte des Knielatzes fest angezogen wird.

Der Patient soll Sorge tragen, daß die Federn nicht gezerrt und vor Rost geschützt werden. Dann halten sie sich, wie ein seit über zwei Jahren täglich getragener Apparat mir beweist, völlig unverändert, während die Zeugteile natürlich sich allmählich abtragen und erneuert werden müssen.

§ 121. Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten Modell PL.

(Fig. 224 und Werkstattzeichnung Fig. 225.)

a) Das Prinzip des Apparates ist, durch eine hinten am Unterschenkel und Fuß herablaufende federnde Latte diese beiden Glieder im Sinne der Dorsalflexion gegeneinanderzudrehen. Die Latte sucht sich in eine nach vorn konkave Krümmung zu biegen; ihr oberes Ende drückt dabei gegen die Wade, ihr unteres gegen die Ferse, der mittlere Teil wird durch seine Befestigung am oberen Schuhrand verhindert nach hinten auszuweichen. Dabei wird der Zug dieses mittleren Teils durch den Schuh auf den Fußbrücken übertragen, der daher den mittleren Angriffspunkt des Apparates darstellt.

Als federnde Latte und zugleich als Gelenk des Apparates dient ein Blattfederwerk, bestehend aus einer Anzahl (meist vier bis sieben) übereinanderliegender Stahlblechstreifen. An ihrem oberen Ende sind sie untereinander und mit einem queren Bügel, der den Unterschenkel umgreift, verbunden. In den beiden Enden des Bügels ist eine Schleuder (schwingende Schelle) gelenkig eingefügt, welche sich gegen den Unterschenkel

anlegt. Am oberen Schuhrand ist über der hinteren Naht eine Schlaufe angenäht, durch welche die federnde Latte durchgesteckt wird. Ihr unteres eingekerbtes Ende findet Halt gegen Verschiebung an dem Kopf einer in den Absatz eingedrehten Holzschraube (Werkstattzeichnung Fig. 226). Der Apparat kann leicht vom Schuh getrennt und in einen andern mit Schlaufe und Schraube versehenen Schuh übergesetzt werden.

Die Auflösung des federnden Stabes in eine größere Zahl einzelner Blattfedern ermöglicht es jede einzelne so dünn zu machen, daß sie starke Durchbiegung ohne dauernde Verbiegung erträgt. So erhalten wir nach dem Prinzip der späten Federstrecke eine weiche und doch genügend kräftige Federung. Die bewegliche Einlenkung der Schleuder in den Bügel bewirkt eine ausreichende Verschiebungskorrektur. Der Apparat ist einfach, leicht und unauffällig.

b) Im einzelnen ist zu bemerken: Die Schleuder soll in ihren Gelenken leicht beweglich sein und hinten gerade so weit von dem Bügel abbleiben, daß sie beim Gehen nicht an ihm reibt. Wenn der Patient mit angelegtem Apparat Grundstellung einnimmt, soll die Schleuder so liegen, daß sie von der Bugelebene halbiert wird, der Bügel also die Schleuder in ihrer Mitte umgreift.

Der Apparat muß vor dem Anziehen des Schuhs in diesen eingesetzt sein. Beim Einsetzen wird die Kerbe der längsten Blattfeder über den Hals der in den Absatz eingedrehten Holzschraube geschoben. Dieser Hals ist etwas flach gefeilt und daher im Querschnitt nicht rund, sondern länglich. Die Kerbe ist in ihrem tiefsten Teil rund, der Eingang zu dieser Rundung aber ist etwas verengt. Dieser verengte Teil kann nur dann über den Hals der Holzschraube geschoben werden, wenn diese so gedreht ist, daß sie der Kerbe die schmale Seite des Querschnitts zuwendet. Ist aber die Tiefe der Kerbe erreicht, so kann man die Schraube mit dem Schraubenzieher um einen rechten Winkel drehen und die lange Seite des Querschnitts vor den Eingang legen. Dadurch wird ein Zurückziehen der Feder unmöglich gemacht und der Apparat fest mit dem Schuh verbunden. Eine abermalige Drehung der Schraube um einen rechten Winkel löst den Verschuß und erlaubt den Apparat wieder zu entfernen.

Sollte der Apparat einen unangenehmen Druck des Schuhs an den Knöcheln bewirken, so genügt es zur Abhilfe den Schuh etwas weniger hoch zu schnüren, um die Spannung des Oberleders dort zu vermindern oder aufzuheben. Natürlich wird durch die Art der Schnürung auch die Kraft, mit welcher der Apparat den Fuß anhebt, etwas beeinflußt. Im übrigen ist diese Kraft proportional der Zahl der einzelnen Federn, welche in dem Blattfederwerk zusammengespannt sind. Ich pflege Apparate mit 4 bis 7 Federn vorrätig zu haben und gebe dem Patienten den schwächsten, der noch genügt, um die Fußspitze beim Gehen zu normaler Höhe anzuheben und den Patienten von dem Gefühl des hängenden Fußes zu befreien.

Die richtige Funktion des Apparates hängt ganz davon ab, daß das Blattfederwerk richtig gebogen ist und gebogen bleibt. Deshalb empfiehlt es sich, den Apparat, nachdem er einige Tage getragen ist, daraufhin zu prüfen, ob er seine Biegung unverändert beibehalten hat. Diese Prüfung geschieht in der Weise, daß man ihn an die Kante eines genau rechtwinkligen Kastens derart andrückt, daß die eine Hälfte des Bügels an der senkrechten Fläche gleichmäßig anliegt und das Federwerk auf der wagerechten Fläche hochkant aufruhrt. Auf letzterer Fläche hat man einen Bogen weißes Papier so gelegt, daß er genau mit der Kante des Kastens abschneidet, und zeichnet nun die Umrißlinie der Federn durch Umfahren mit dem Bleistift auf. Dies hat man ein erstes Mal mit dem noch ungetragenen Apparat getan und wiederholt es nun mit dem getragenen, indem man ihn in genau gleicher Weise auf die frühere Zeichnung auflegt und mit dieser zur Deckung zu bringen sucht. Eine nach dem erstmaligen Tragen festzustellende geringe Verbiegung ist unter Umständen zulässig und ohne Belang (vgl. unten § 125).

Die vom Schuster anzunehmende Schlaufe soll so weit sein, daß der federnde Stab eben bequem hindurchgeschoben werden kann. Ihr unteres Ende soll etwa 11 cm, ihr oberes 13 cm über dem Absatz liegen. Die Schraube ist im Absatz hinten median und möglichst hoch einzudrehen (vgl. Werkstattzeichnung Fig. 226).



Fig. 224. Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten Modell PL.

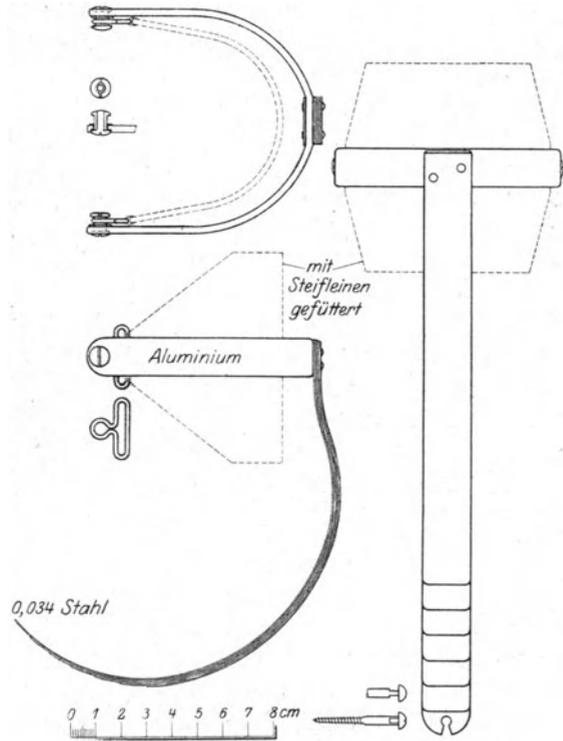


Fig. 225. Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten Modell PL. Werkstattzeichnung in $\frac{1}{3}$ natürl. Größe.

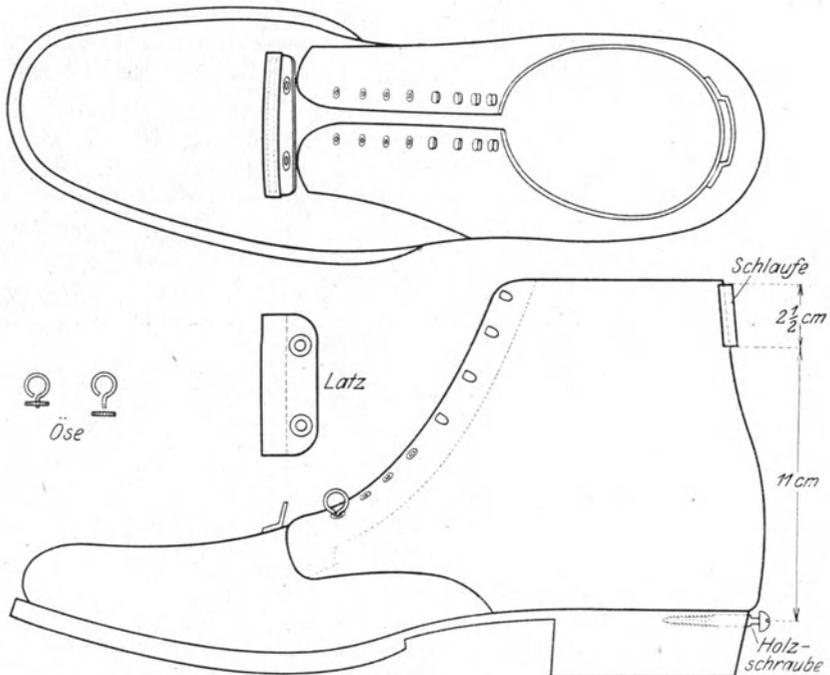


Fig. 226. Vorrichtungen am Schuh um unsre neuen Spitzfußapparate anzubringen.
v. Recklinghausen, Gliedemechanik II.

§ 122. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp.

(Fig. 227, 229 und Werkstattzeichnung Fig. 228.)

a) Prinzip. Dieser Apparat stellt ein Spannwerk dar, d. h. eine Zugbahn, welche in ihrer Mitte durch eine feste Stütze vom Körper abgespreizt wird. Die Zugbahn verläuft von der Fußspitze nach der Wade und sucht diese ihre beiden Ansatzpunkte einander zu nähern; sie wird durch die Stütze in zwei ungleiche Hälften zerlegt. Die längere von der Fußspitze nach oben verlaufende enthält die Federung, die kürzere wagerecht verlaufende umfaßt die Wade in Form einer Schleuder (schwingende Schelle).

Als Stütze dient uns ein in Form eines länglichen Bügels oder Rahmens gebogener Draht, der mit den beiden unteren Enden im Absatz gelenkig befestigt ist, so daß er über den Fußrücken hinweg sich vor und zurück drehen kann. Es steht in unserm Belieben, wie hoch wir den Rahmen machen und in welcher Höhe des Unterschenkels wir die Schleuder wollen angreifen lassen. Je höher wir mit der Schleuder gehen, um so geringer ist, wie eine einfache mechanische Überlegung zeigt, der von der Schleuder auf den Unterschenkel übertragene Druck. Andererseits wird der Druck unangenehmer empfunden, wenn er auf den weichen Muskel als wenn er auf die straffe Sehne trifft. Wir legen daher die Schleuder für gewöhnlich so, daß sie den obern Teil des Spiegels der Achillessehne bedeckt, d. h. bei einer Breite von 8 cm mit den beiden Rändern etwa 16 cm und 24 cm über der Fußsohle liegt. Nur in Fällen, wo diese Stelle gegen Druck besonders empfindlich ist, versuchen wir es mit einer höheren Lage, etwa auf dem oberen Ende der Wade.

Der Rahmen wird stets so hoch geführt, daß wir genügend Platz für die Zugfedern haben. Die Spannung der Zugfedern kann durch Verkürzung oder Verlängerung der kleinen Kette, mit welcher sie am Rahmen festgemacht sind, in einem Augenblick nach Bedarf vermehrt oder vermindert werden.

Der vom Rahmen auf den Absatz ausgeübte Druck wird von diesem auf das Oberleder des Schuhs und weiter auf den Fußrücken übertragen. Der Fußrücken ist also die dritte Auflagestelle des Apparates.

Der Hauptvorzug des Apparates gegenüber den beiden besprochenen ist, daß wir auch recht kräftigen Zug ausüben können, wie er nötig ist, wenn nicht nur das Gewicht des Fußes anzuheben ist, sondern gleichzeitig Steifigkeiten des Gelenks zu überwinden sind.

b) Im einzelnen sei noch bemerkt: der Spannrahmen ist aus einem Stahldraht von 0,45 cm Durchmesser gebogen; seine beiden Enden sind zu Augen ausgeschmiedet. Mit diesen wird er über die Enden einer kleinen Stange übergesetzt, welche wagrecht von einer Seite zur andern durch den Absatz des Schuhs hindurchgestoßen ist. Das Abrutschen der Augen von dieser queren Achse wird durch Splinte verhindert. Durch passende Biegung der unteren Enden der Rahmenstangen und durch Vorlegescheibchen wird das freie Spiel des Rahmens um die Achse gesichert. Die Achse besteht aus einem runden Stahldraht von 0,35 cm Durchmesser.

Die Befestigung der Sprungfedern am Schuh geschieht in gleicher Weise wie beim erstbeschriebenen Apparat, die Befestigung am Spannrahmen mittels eines Kettchens, das durch die oben am Rahmen angebrachten Öhre hindurchgezogen wird und je nach Bedarf um ein oder mehrere Glieder verkürzt oder verlängert wird. Durch Überwerfen der mittleren Kett-

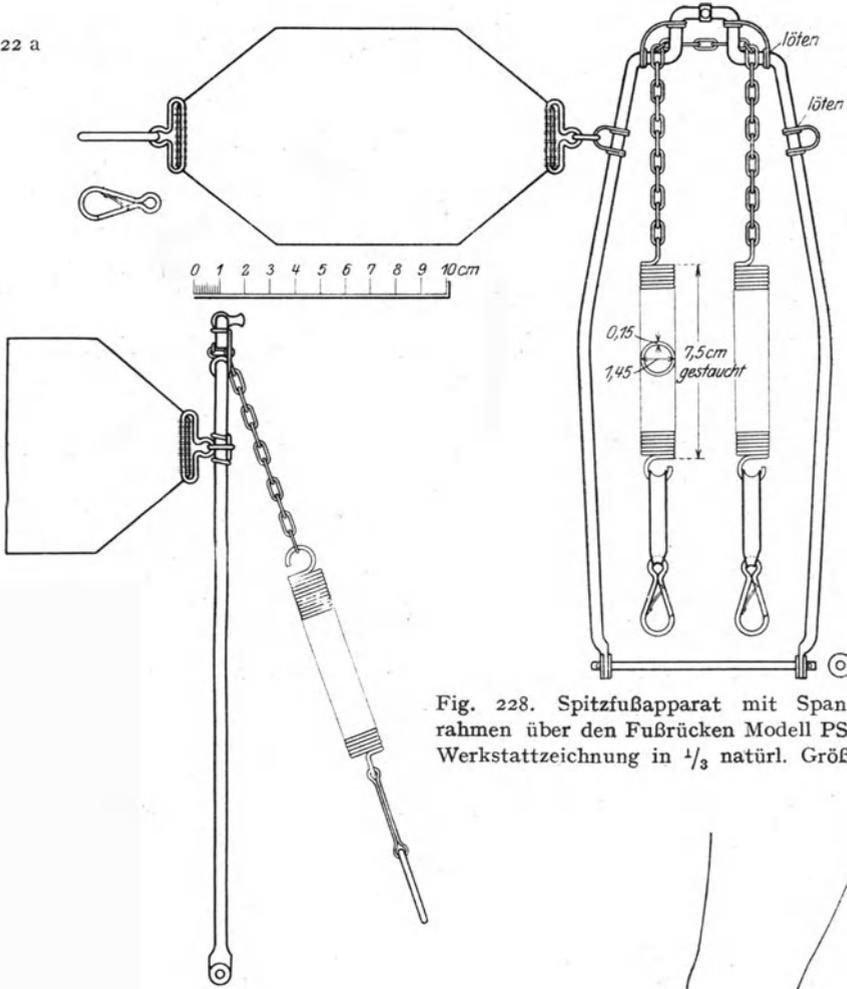


Fig. 228. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über den Fußrücken Modell PSp. Werkstattzeichnung in $\frac{1}{3}$ natürl. Größe.

Fig. 229. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp. Variante mit hochsitzender Schleuder.

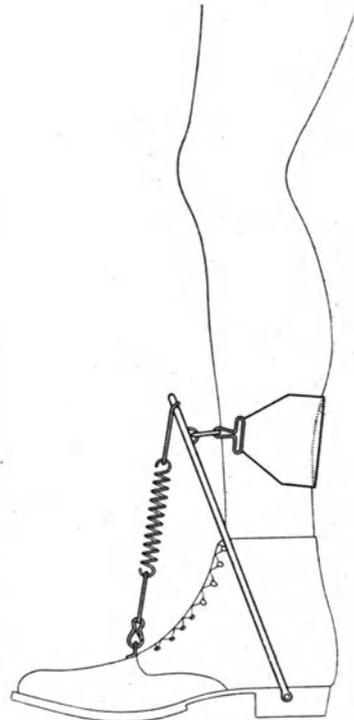


Fig. 227. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp, schematisch.

chenstrecke über den mitten oben am Rahmen angebrachten Knopf kann die Spannung der Federn augenblicklich vermehrt, durch Wiederabwerfen vermindert werden.

Die die Wade umfassende Schleuder ist auf der einen Seite des Rahmens in einem Ohr mittels eines Ringes festgemacht, auf der andern wird sie mittels eines Karabinerhakens nach Anziehen des Schuhs in das dortige Ohr eingehängt. Die Länge der Schleuder und des Ringes ist so abzapassen, daß der Spannrahmen eben noch fingerbreit vom Schienbein absteht.

Die Zugkraft der Zug-Schraubenfedern und die diese bedingenden Dimensionen derselben sind, wenn es sich um die Überwindung von Versteifungen handelt, dem Grad der Steifigkeit anzupassen. Zu diesem Zweck muß man vor allem durch direkte Messung das zum Hochheben der Fußspitze erforderliche Mindestdrehmoment m_z (vgl. oben § 70a) feststellen. Die weitere Berechnung ergibt sich dann nach unsern früher entwickelten Grundsätzen. Ich will darauf nicht näher eingehen, da ich bei der Spärlichkeit meines Materials seit langer Zeit keinen einschlägigen Fall mehr zu behandeln Gelegenheit hatte und daher Theorie und Praxis dieses Apparates nicht so durchgebildet habe wie bei den beiden zuvor besprochenen Modellen. Doch bemerke ich, daß mir seiner Zeit gestauchte Schraubenfedern von folgenden Eigenschaften gute Dienste geleistet haben: Drahtdurchmesser 0,15 cm, äußerer Windungsdurchmesser 1,45 cm, Länge 7,5 cm.

§ 123. Zusammenfassender Vergleich der neuen Apparate. Auswahl.

Das praktische Endergebnis meiner Überlegungen und Erfahrungen ist folgendes: Es gibt keinen Apparat für den hängenden Fuß, welcher unter allen Umständen der beste wäre. Vielmehr glaube ich unsern Kriegsverletzten am besten zu dienen, indem ich unter vier verschiedenen Apparaten, von denen jeder seine besonderen Eigentümlichkeiten, Vorzüge und Nachteile besitzt, je nach Lage des Falles die Auswahl treffe. Nur zwei von diesen vieren verwende ich häufig und regelmäßig, nämlich unsre beiden erst beschriebenen neuen Spitzfußapparate, den mit dem Schultertraggurt Modell PT und den mit der federnden Latte PL; in Ausnahmefällen, nämlich wenn es sich um ein mehr oder weniger versteiftes Fußgelenk handelt, verwende ich den dritten unsrer neuen Apparate mit dem Spannrahmen über dem Fußbrücken Modell PSp, und endlich greife ich auf den klassischen Schienenschuh zurück, in jenen seltenen Fällen, wo eine besondere Neigung zum Umknicken besteht oder der Patient besonders viel auf unebenem Boden zu gehen genötigt ist (vgl. oben § 119c, 3). Erscheint die Wahl zweifelhaft, so lasse ich den Patienten die in Betracht kommenden Modelle probeweise einige Tage tragen. Dieses Probieren ist, soweit unsre drei neuen Modelle in Frage kommen, deshalb leicht zu bewerkstelligen, weil sie nach sehr einfachen Vorbereitungen an jedem Schnürschuh angebracht werden können.

Über die Wahl zwischen den beiden ersten neuen Apparaten ist folgendes zu sagen. Jener mit dem Schultertraggurt hat den Vorteil, daß er das Gewicht des Fußes zum größten Teil dem kranken Glied abnimmt und auf die Schulter der gesunden Seite überträgt, ferner den Vorteil, daß er nirgends am kranken Glied angreift und Druckpunkte setzt, vielmehr nur die Sohle des Schuhs und dadurch den Fuß anhebt. Bei dem Apparat mit der federnden Latte haben wir außer diesem Angriffspunkt noch zwei weitere am kranken Glied selbst, nämlich an der Wade, gegen welche sich die Schleuder gegenlegt und am Fußbrücken (Reihen), auf welchen sich der Zug überträgt, den die Feder an der hinten am Schuh angenähten Schlaufe ausübt.

Was nun das früher (§ 117b) aufgestellte Desiderat, der Druck des Apparates möge aufhören, sobald er nicht mehr vonnöten ist, anbelangt, so trägt der erste Apparat demselben aufs beste Rechnung, da der Schultertraggurt beim Absitzen durch die Beugung der Hüfte völlig entspannt wird und auch schon während des Gehens in jener Phase, wo der Fuß des schwingenden Beins keiner Anhebung mehr bedarf, eine Druckverminderung statthat (vgl. unten § 124b Ende).

Allerdings hat diese Eigentümlichkeit auch einen Nachteil im Gefolge. Entspannung durch Hüftbeugen findet nämlich bei diesem Apparat auch dann statt, wenn der Patient steil bergan geht oder eine Treppe steigt, und er ist in diesem Fall gezwungen, die nötige Anhebung der Fußspitze durch stärkeres Heben des Knies zu leisten, gerade wie wenn er keinen oder einen zu schwachen Apparat trüge. Doch kann er die Wirkung des Apparates verstärken, indem er den die beiden Sprungfedern verbindenden Riemen kürzer schnallt, was in einem Augenblick zu bewerkstelligen ist. Er könnte freilich den Apparat auch dauernd stärker eingestellt tragen. Aber dann wäre der Zug während des Gehens auf flacher Bahn kräftiger als nötig, und das ist, wie wir früher sahen (§ 117b) unzweckmäßig.

Der zweite Apparat mit der federnden Latte hinten ist, was die Druckregulierung anbetrifft, unvollkommener. Der Druck der Feder wirkt bei ihm dauernd und kann vom Patienten nicht reguliert werden. Dafür hat der Apparat den Vorzug, daß er am Schuh und an der Wade knapp anliegt und kaum hervortritt. Dadurch ist er zunächst sehr wenig auffällig, während der andre beim Gehen zwar auch von der Hose bedeckt ist, aber, wenn diese beim Absitzen sich in die Höhe schiebt, mit seinen untersten Enden sichtbar wird. Ferner ist dieser Apparat, weil er so dicht am Schuh anliegt, kaum verletzlich, und der Patient ist nicht der Gefahr ausgesetzt, etwa beim Durchschreiten von Gebüsch hängenzubleiben. Den dauernden Druck aber pflegen Patienten mit im übrigen nicht schwer geschädigter Extremität meist ohne jede Beschwerde zu ertragen, und daher wird dieser Apparat von solchen fast stets bevorzugt, während jener mit dem Schultertraggurt für stark geschwächte und empfindliche Beine sich als der geeignetere zu erweisen pflegt.

Die beiden an der Wade angreifenden kleinen Apparate haben außerdem noch den für solche Patienten, welche ihrem Beinwerk etwas zumuten wollen und können, angenehmen Vorteil, das die die Wade umklammernde Schleuder einen gewissen Halt gegen das Umknicken des Fußes auf schlecht geebnetem Pfad bietet.

Völlige Sicherheit gegen Umknicken gibt freilich nur der Schienenschuh. Dafür hat er aber gegenüber unsern drei neuen Modellen eine ganze Reihe von Nachteilen. Zunächst den, daß er beim Auftreten auf leicht seitlich geneigtem Boden das gleichmäßige Aufliegen der ganzen Sohle verhindert, worüber wir früher sprachen (§ 117c). Sodann belastet er das kranke Bein erheblich mehr als unsre drei Apparate, da er etwa $\frac{1}{2}$ kg wiegt, während unser zweiter Apparat nur etwa 90, unser dritter etwa 80 g schwer ist; unser erster Apparat allerdings wiegt etwa 430 g, dies Gewicht aber wird von der Schulter, nicht vom Bein getragen. Der Schienenschuh hat ferner

den Nachteil, daß er in den Stiefel eingebaut werden muß, der Patient also in höherem Maß vom Spezialisten abhängig ist als mit den andern Apparaten, welche leicht an jedem Schnürschuh angebracht und von einem auf den andern übergesetzt werden können. Endlich ist er an sich schon und noch besonders wegen dieses Erfordernisses eines speziell angefertigten Schuhs erheblich teurer.

Ich erwähnte schon, daß die Patienten das Gehen mit einem Apparat lernen müssen, d. h. daß es einige Tage dauert, bis sie die Hilfsbewegungen, welche sie sich angewöhnt hatten und die der Apparat überflüssig macht, auch wirklich ablegen und verlernen. Um besonders fest eingewurzelte schlechte Gewohnheiten zu beseitigen, habe ich den Apparat mit dem Schultertraggurt besonders zweckmäßig gefunden und lasse ihn deshalb oft zunächst einige Tage tragen, auch wenn ich ihn nicht definitiv zu verwenden beabsichtige. Endlich kann es angezeigt sein, demselben Patienten zwei verschiedene Apparate zu geben, von welchen er je nach Umständen den einen oder den andern benutzt.

Berechnungen.

§ 124. Die Anhebung des schwingenden Fußes beim Gang als das orthopädische Problem der Spitzfußprothese und die Berechnung der Federung des Modells PT.

a) Die Aufgabe der Spitzfußprothese ist, beim Gehen den schwingenden Fuß so anzuheben, daß die Spitze nicht auf dem Boden schleift, ohne daß der Patient genötigt ist, um dies zu vermeiden, zu Hilfsbewegungen seine Zuflucht zu nehmen. Das orthopädische Problem, welches uns hiermit gestellt wird, ist einfacher als jene Probleme, welche wir an der gelähmten Hand zu lösen hatten, insofern bei jener eine möglichst große Zahl von Leistungen, hier nur eine einzige von dem Apparat gefordert wird, und es ist doch insofern schwieriger, als es sich hier um eine kinetische, dort wesentlich um statische oder wenigstens mittels statischer Betrachtungen lösbare Aufgaben handelt. Aus diesem Grund erscheint es mir zweckmäßig, unsere Überlegung diesmal so anzuordnen, daß wir nicht wie sonst aus der Aufgabe die Lösung entwickeln, sondern umgekehrt die empirisch gefundene Lösung daraufhin prüfen, wie weit sie den zu stellenden Anforderungen gerecht wird.

Zu einer empirischen Lösung gelangte ich dadurch, daß ich den beschriebenen Spitzfußapparat mit Schultertraggurt, als dessen Vorzug oben die genaue Regulierbarkeit der anhebenden Kraft genannt wurde, eine Reihe von Patienten tragen ließ und ausprobierte, wie stark diese Kraft gemacht werden mußte, um eben zur Anhebung zu genügen, oder vielmehr wie schwach sie gemacht werden durfte, damit eben noch die Bewegung des gelähmten Fußes soweit als überhaupt möglich mit jener des gesunden übereinstimmte. Ich fand bei allen genauer untersuchten und berechneten Fällen sehr nahezu die gleiche Zahl, nämlich 1200 g als Höhe desjenigen Zuges, welchen die beiden Federn des in besagter Weise justierten Apparates zusammen ausübten, wenn ich den Patienten Grundstellung (Normalstellung nach BRAUNE und FISCHER) einnehmen ließ. Die Ausmessung geschah einfach in der Weise, daß ich die Länge der beiden Zugfedern bei dieser Stellung mit dem Metermaß bestimmte und dann aus der für jede Feder angelegten Eichungstabelle (vgl. Tabelle 34) den bei dieser Länge

von ihr ausgeübten Zug entnahm. Das von diesem Zug am ersten Fußgelenk ausgeübte Drehmoment erhalten wir durch Multiplikation mit dem wirksamen Hebel, der etwa 11 cm mißt (vgl. unten) zu $11 \cdot 1200 = 13200 \text{ cm g}$.

Aber damit ist nur für die eine besagte Stellung des Beins die anhebende Kraft des Apparates gefunden. Während des Gangs ist diese Kraft offenbar eine wesentlich andere und obendrein ständig wechselnde, da ja die Länge unserer Zugbahn von der Haltung des Beins abhängt, durch Änderung in der Stellung seiner Gelenke selber verändert, insbesondere durch Beugung des Knies verlängert, durch Beugung der Hüfte verkürzt wird, und da ja die Kraft, mit welcher unser künstlicher Muskel zieht, eine Funktion seiner Länge ist. Nun sagt uns aber unsere Eichungstabelle, indem sie uns die Weichheit $\frac{f}{p}$ unserer

Feder angibt, um wieviel die Kraft derselben bei einer bestimmten Verlängerung zunimmt, und andererseits können wir ermitteln, wie groß die Verlängerung gegenüber der Länge bei Grundstellung in jeder Phase des Gangs ist, wenn wir die Stellung der Gelenke in dieser Phase kennen. Diese Kenntnis haben uns die in der ersten Hälfte dieses Werks ausführlich besprochenen Untersuchungen O. FISCHERS über den Gang des Menschen vermittelt. Allerdings nur für seine im „Wanderschritt“ sich bewegende Versuchsperson. Wir können aber, da es sich hier ja doch nur um eine Überschlagsberechnung handelt, ohne zu großen Fehler annehmen, daß die Bewegung des Beins beim Gang nicht nur bei allen gesunden Männern übereinstimmt, sondern auch bei unsern Gelähmten, wenn ihr Gang durch einen besten Apparat dem normalen so weit als möglich gleichgemacht wird, d. h. so weit, daß ein harmloser Beobachter überhaupt keinen Unterschied in der Bewegung des gesunden und des kranken Beins bemerkt.

Die Gleichung, nach welcher wir die durch eine bestimmte Haltung der Gelenke bewirkte Verlängerung unserer Federn berechnen, ist genau dieselbe, nach welcher wir die Verlängerung des natürlichen Muskels früher berechnet haben, da der künstliche Muskel, als welchen wir unsere Zugbahn auffassen, in dieser Beziehung mit dem natürlichen Muskel völlig übereinstimmt. Es gilt also gemäß § 5 g:

$$-\frac{180}{\pi} \Delta l = \varphi, r_1 + \varphi_{II}, r_{II} + \varphi_{III}, r_{III}.$$

Hierbei bezeichnen wir mit φ , den Winkel des Hüftgelenks und mit r_1 , den Hebel unserer Zugbahn an diesem Gelenk, mit φ_{II} , und r_{II} , die entsprechenden Werte am Kniegelenk, mit φ_{III} , und r_{III} , den Fußwinkel (§ 14 c) und den Hebel am ersten Fußgelenk, endlich mit Δl die Verlängerung der Zugbahn über die Länge bei Normalstellung aller Gelenke. Als Normalstellung wollen wir die Grundstellung wählen; die Winkel unserer Gelenke bei dieser müssen wir dann als Winkel 0 rechnen. Für den Fußwinkel bedeutet das, daß wir ihn gleich Null setzen, wenn die Sohle mit dem Unterschenkel einen rechten Winkel bildet (während wir ihn früher bei dieser Haltung als -90° in Rechnung stellten).

Aus der Verlängerung der Zugbahn erhalten wir die ihr entsprechende Vermehrung ihres Zugs \mathfrak{P} durch Multiplikation mit der reziproken Weichheit oder der relativen Zugvermehrung $\frac{p}{f}$ der einzelnen Feder, d. i. der Zunahme ihres Zugs bei der Verlängerung 1 und weiterer Multiplikation mit 2, da wir ja zwei gleiche Federn am Apparat angebracht haben. Endlich erhalten wir den gesamten vorhandenen Zug, indem wir diese Zugvermehrung zu dem bei Grundstellung (Normalstellung) vorhandenen Zug \mathfrak{P}_{no} hinzufügen und schließlich das

Drehmoment, welches dieser gesamte Zug ausübt, durch Multiplikation des Zugs mit dem Hebel r_{III} desselben am ersten Fußgelenk. Also:

$$\Delta \mathfrak{B} = 2 \frac{\dot{p}}{f} \Sigma l = - \frac{2 \pi}{180} \frac{\dot{p}}{f} (\varphi, r, + \varphi_{II} r_{II} + \varphi_{III} r_{III}),$$

$$\mathfrak{B} = \mathfrak{B}_{no} + \Delta \mathfrak{B},$$

$$m = r_{III} \mathfrak{B}.$$

Die Länge der Hebel r , und r_{II} , unsrer Zugbahn an Hüfte und Kniegelenk wurde in Anlehnung an die von BRAUNE und FISCHER konstruierte Figur eines Menschen in Normalstellung (wiedergegeben bei R. FICK, 1911, Tafel I und S. 53) auf $r, = +8$ cm und auf $r_{II} = -8$ cm geschätzt. Bei der Hüfte wurde in Betracht gezogen, daß dort der Hebel beider Gurtbahnen verschieden ist und aus beiden das Mittel genommen, beim Knie lag ein älteres Modell des Kniebügels zugrunde als das hier veröffentlichte, bei welchem die Gurtbahnen etwas mehr seitlich und also näher der Gelenkachse geführt waren. Der Hebel r_{III} , der Zugbahn am Fuß wurde direkt gemessen und zu 11 cm gefunden. Die Weichheit unsrer Federn war im Durchschnitt $\frac{f}{p} = 0,0175$ cm/g. Daraus ergibt sich:

$$\Delta \mathfrak{B} = -2 \frac{\pi}{180} \frac{1}{0,0175} (\varphi, r, + \varphi_{II} r_{II} + \varphi_{III} r_{III}) = -2(8 \varphi, - 8 \varphi_{II} - 11 \varphi_{III}) \text{ cm.}$$

Auf Grund dieser Formeln und Zahlenwerte wurde die in Tabelle 39 enthaltenen Berechnungen ausgeführt und für die FISCHERSchen Beobachtungsphasen welche der Periode des Schwingens entsprechen, das von unsrer Prothese ausgeübte Drehmoment ermittelt. Sodann wurde dasselbe in Fig. 230 graphisch dargestellt. Wir sehen, daß dasselbe gleich nach Beginn des Schwingens seinen Höchstwert von etwas über 25000 cm g erreicht, dann beständig und ziemlich gleichmäßig absinkt, um zu allerletzt ein klein wenig anzusteigen.

b) Wie verhält sich nun dieses von unsrer Prothese ausgeübte Drehmoment zu jenem, das bei nicht gelähmtem Fuß die die Fußspitze anhebenden Muskeln bewirken, deren Tätigkeit während des Ganges unsre Prothese ersetzen soll? Ein Blick auf unsre Fig. 230, in welcher das Verhalten der beiderlei Drehmomente

Tabelle 39.
Drehmomente des Spitzfußapparates
am ersten Fußgelenk des schwingenden Beins (vgl. Text § 124 a und Fig. 230).

Beobachtungsphase des FISCHERSchen Versuchs I rechts (vgl. auch die Legende der Fig. 46)	25	26	27	28	29	30	31
Hüftwinkel (FISCHER III, 1901, S. 149, Tab. 2) . . . $\varphi,$	-17	-8	0	+7	+12	+18	+22
Kniewinkel (Winkel $\varphi,$ unsrer Tab. 23) φ_{II}	+31	+48	+57	+58	+55	+49	+40
Fußwinkel (Winkel $\varphi_{III} + 90^\circ$ unsrer Tab. 23) . . . φ_{III}	+10	+11	+8	+5	+2	-1	-1
$r, \varphi, = 8 \varphi,$	-136	-64	0	+56	+96	+144	+176
$r_{II} \varphi_{II} = -8 \varphi_{II}$	-248	-384	-456	-464	-440	-392	-320
$r_{III} \varphi_{III} = -11 \varphi_{III}$	-110	-121	-88	-55	-22	+11	+11
$r, \varphi, + r_{II} \varphi_{II} + r_{III} \varphi_{III}$	-494	-569	-544	-463	-366	-237	-133
Zugvermehrung $\Delta \mathfrak{B} = -2(r, \varphi, + r_{II} \varphi_{II} + r_{III} \varphi_{III})$	+988	+1138	+1088	+926	+732	+474	+266
Zug $\mathfrak{B} = \mathfrak{B}_{no} + \Delta \mathfrak{B} = 1200 + \Delta \mathfrak{B}$ g	+2188	2338	2288	2126	1932	1674	1466
Drehmoment $m = r_{III} \mathfrak{B} = -11 \mathfrak{B}$ cm g	-24068	25718	25168	23386	21252	18414	16126
Anhang: Drehmomente des Modells PL							
$m = m_{no} + \varphi_{III} \left(\frac{m}{\varphi_{III}} \right) = -12000 - \varphi_{III} \cdot 245$. . .	-14450	14695	13960	13225	12490	11755	11755

während der Periode des Schwingens dargestellt ist, lehrt, daß die Prothese im ersten Augenblick zwar etwa gleich kräftig wie die Muskeln auf den Fuß wirkt, daß aber dann ihre Wirksamkeit rasch und erheblich unter die der Muskeln absinkt. Dafür aber wirkt die Prothese andauernd während der ganzen Periode, die Tätigkeit der fußspitzenhebenden Muskeln dagegen beschränkt sich auf den mittleren Abschnitt der Periode des Schwingens, welcher zeitlich etwa dem zweiten und dritten Viertel derselben entspricht. Die Wirksamkeit der Prothese setzt also früher ein und hält länger an. Letzteres ist jedoch ohne Belang, denn, wie wir früher überlegten und an Hand der Fig. 47 uns klarmachten, ist während des letzten Abschnittes unserer Periode eine Anhebung der Fußspitze nicht mehr nötig. Wir können daher unsere vergleichende Betrachtung auf die ersten beiden Abschnitte, welche zeitlich den ersten drei Vierteln der Periode des Schwingens entsprechen, beschränken.

Auch dann gilt: durch die längere Dauer ihrer Wirksamkeit gleicht die Prothese die geringere Kraft derselben aus und leistet für die Anhebung das gleiche wie die Muskeln. Oder vielmehr: sie leistet offenbar erheblich mehr. Das lehrt folgende Überlegung.

Der Weg, welcher vermöge der Einwirkung einer gleichbleibenden Kraft zurückgelegt wird, ist proportional nicht der Zeit, sondern dem Quadrat der Zeit, während welcher die Kraft wirkt, eine vom Fallgesetz her uns geläufige physikalische Tatsache. Wenn also die Prothese auch nur mit der halben Kraft

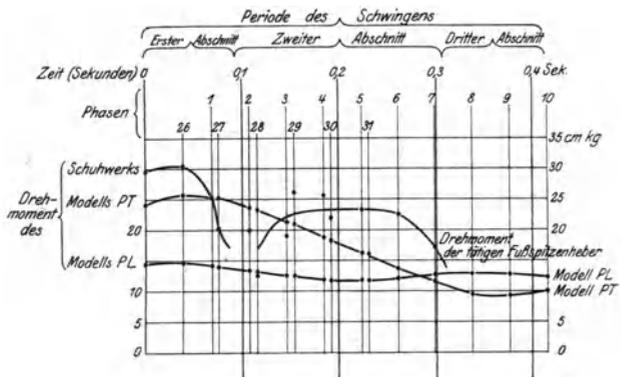


Fig. 230. Drehmomente der Spitzfußapparate Modell PT und PL während der Periode des Schwingens gemäß Tabelle 39 und Fig. 46. (Die Kurve des Schuhwerks ist nicht ganz richtig gezeichnet und aus Fig. 46 zu verbessern.)

Tabelle 39.

mit Schultertraggurt Modell PT

Anhang: Drehmomente des Spitzfußapparates mit federnder Leiste hinten Modell PL (§ 125).

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	+7	+14	+19	+23	+26	+27	+27	+28	+30
+57	+59	+57	+50	+41	+29	+14	0	0	+11
+9	+6	+2	+1	-1	0	+3	+4	+4	+1
0	+56	+112	+152	+184	+208	+216	+216	+224	+240
-456	-472	-456	-400	-328	-232	-112	0	0	-88
-99	+66	-22	-11	+11	0	-33	-44	-44	-11
-555	-482	366	-258	-133	-24	+71	+172	+180	+141
+1110	+964	+732	+518	+266	+48	-142	-344	-360	-282
2310	2164	1932	1718	1466	1248	1058	856	840	918
25410	23807	21252	18898	16126	13728	11638	9416	9240	10098
14205	13470	12490	12235	11735	12000	12735	12980	12980	12235

der Muskeln wirkt, dafür aber durch drei Viertel der Periode, jene dagegen nur durch zwei Viertel, so verhalten sich die vermöge der beiden Einwirkungen zurückgelegten Wege der Fußspitze wie

$$\frac{\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{3}{4}\right)^2}{1 \cdot \left(\frac{2}{4}\right)^2} = \frac{9}{8}.$$

Die Prothese lüpfte also den Fuß ein klein wenig höher als die Muskeln. In Wirklichkeit stellt sich die Rechnung noch bedeutend günstiger für die Prothese, da dieselbe ihre Kraftwirkung nicht gleichmäßig über die ganze Zeit verteilt, sondern zu Beginn am stärksten wirkt und da ja der infolge eines bestimmten Anstoßes zurückgelegte Weg der Zeit proportional ist, welche seit dem Anstoß vergangen ist. Die Prothese bewegt also den Fuß bedeutend wirksamer als die Muskeln.

Also müßte der Fuß des gelähmten Prothesenträgers wesentlich höher gehoben werden als der des auf die Tätigkeit seiner Muskeln angewiesenen Gesunden? Gewiß, wenn hier nicht noch ein weiterer Umstand in Betracht käme. Wie erinnerlich, hatte unsere Analyse der FISCHERSchen Versuche (§ 57) uns zu der Ansicht geführt, daß außer den fußspitzenhebenden Muskeln noch eine zweite Kraft in gleicher Richtung wirksam ist, das Formstreben des Schuhwerks. Dieses Formstreben ist bei Zugstiefeln, wie sie Fischers Versuchsperson trug, besonders stark, die Gummizüge solcher Stiefel stellen geradezu eine Art von künstlichem Muskel dar, der bei überstrecktem Fuß diesen ähnlich wie unsere Prothese anhebt. Es ist zu bedauern, daß FISCHERS Versuchsperson ein solches, den Gang stark beeinflussendes, um nicht zu sagen, entstellendes Schuhwerk trug. Es ist ferner zu vermuten, daß, wenn ein in dieser Beziehung weniger wirksames Schuhwerk oder überhaupt kein Schuhwerk getragen wird, der dadurch entstandene Ausfall an fußspitzenhebender Kraft durch eine vermehrte Tätigkeit der hebenden Muskeln ersetzt wird, und zwar vermutlich in der Weise, daß die Muskeln früher anfangen sich zusammenzuziehen, d. h. daß die Ablösung des Schuhwerks durch die Muskeln bei der Hebearbeit in einen früheren Zeitpunkt verlegt wird. Genauere und zahlenmäßig bestimmte Angaben hierüber lassen sich nicht geben und könnten nur auf Grund neuer Versuche erlangt werden. Nur dies läßt sich sagen, daß Schnürschuhe, wie sie unsere Lazarettkranken tragen, bei gewöhnlicher Schnürung vermutlich weniger stark hebend wirken als knapp sitzende Zugstiefel, wie sie FISCHERS Versuchsperson benützte. Demgemäß müssen die fußspitzenhebenden Muskeln bei gewöhnlichen Schnürschuhen mehr Arbeit leisten als es in FISCHERS Versuchen der Fall ist, und dementsprechend muß auch unsere Prothese stärker wirken als die Muskeln es in FISCHERS Versuchen taten, was mit dem Ergebnis unserer Berechnung in Tabelle 39 übereinstimmt.

Werfen wir nun noch einmal einen Blick auf diese Tabelle 39 und die Fig. 230 und vergleichen wir die Höhe der dort verzeichneten Drehmomente mit dem Drehmoment bei Grundstellung, das wir oben zu 13200 cm g gefunden hatten. Dann sehen wir, daß während der ersten beiden Abschnitte der Periode des Schwingens unser Apparat stärker, im letzten schwächer wirkt als bei Grundstellung, was daher rührt, daß die im letzten Abschnitt dieser Periode stattfindende energische Kniestreckung und Hüftbeugung die Spannung unserer Zugfedern stark vermindert. In diesem letzteren Abschnitt aber ist eine Anhebung der Fußspitze auch nicht mehr nötig, da die Gefahr eines Schleifens derselben jetzt durch die veränderte Haltung des Beins beseitigt ist. In eben diesem Abschnitt sehen wir daher auch die fußspitzenhebenden Muskeln ihre Tätigkeit einstellen. Daß unser

Apparat dem Beispiel folgt, welches sie, die er ja ersetzen soll, ihm geben, und seine Spannung, wenn auch nicht aufhebt, so doch vermindert, ist als ein Vorteil zu buchen, durch welchen der Gang jedenfalls an Natürlichkeit gewinnt.

c) Es erhebt sich nun die Frage, ob die Federung unsres Apparates, welche wir zunächst auf gut Glück gewählt haben, auch im übrigen den zu stellenden Anforderungen entspricht. Da, wie gesagt, eine Wirksamkeit der Federung im letzten Abschnitt der Periode des Schwingens nicht mehr nötig ist, so brauchen wir ihr Verhalten und ihre Arbeitsleistung nur während der ersten beiden Abschnitte dieser Periode in Betracht zu ziehen. Demgemäß bezeichnen wir als Initialstellung in dem früher (§ 70a) besprochenen Sinn, d. h. als Stellung, bei welcher die Federn geringste Länge besitzen und ein Minimum von Kraft ausüben, die Stellung am Ende des zweiten Abschnitts dieser Periode, bei welcher die Federn ihre bis dahin geringste Länge erreichen, die zugleich mit der Länge bei Grundstellung etwa übereinstimmt. Diese Länge stellt also die Initiallänge l_i dar, die bei ihr gemessene Spannung den Initialzug p_i . Der Zahlenwert von p_i ist gleich 600 g zu setzen, denn der Zug beider Federn zusammen beträgt bei Grundstellung 1200 g, wie oben besprochen wurde.

Was die weiteren an unsere Federung zu stellenden Anforderungen betrifft, so müssen wir vor allem große Weichheit verlangen. Denn wie Tabelle 39 lehrt, wird die Länge unsrer Zugbahn durch die Bewegungen im Hüft- und Kniegelenk sehr stark verändert. Nun aber sind diese Bewegungen selber bei verschiedenen Arten des Ganges recht verschieden. Unser Apparat aber soll bei allen Arten möglichst gleich stark wirken. Dies wird erreicht, wenn die Wirkung der Federung durch Längenänderung nur verhältnismäßig wenig beeinflusst wird, d. h. wenn die relative Spannungsänderung gering und ihr Gegenwert, der relative Federungsweg und damit die Weichheit groß ist. Erfüllen wir diese Forderung, so ist auch die andre, von früher her uns geläufige Forderung erfüllt, daß den Antagonisten, welche den Zug der Feder überwinden müssen, keine übermäßige Arbeit zugemutet werde. Im übrigen spielt diese Forderung in diesem Fall deswegen keine große Rolle, weil diese Muskeln sehr kräftig sind. Wir setzen also als relativen Federungsweg, welchen unsre Federn leisten sollen, den verhältnismäßig hohen Wert $\frac{f}{p} = \frac{7}{400} = 0,0175$ cm/g an.

Wir verlangen jedoch in diesem Fall noch eine andere eigentümliche Art von Dehnbarkeit. Unsre Federn sollen nämlich, ohne Schaden zu leiden, erheblich über ihre gewöhnliche Länge gestreckt werden können. Denn da sie frei und ungeschützt, nur von der Hose bedeckt am Bein entlang laufen, so ist es unvermeidlich, daß sie gelegentlich und vor allem beim An- und Auskleiden verzogen und gezerrt werden. Solche Mißhandlung aber wird ihnen nichts anhaben, wenn sie so konstruiert sind, daß die zulässige Dehnbarkeit der Längeneinheit eine bedeutende ist, daß also jedes Stück der Feder, ohne über die zulässige Grenze beansprucht zu werden, bis auf, sagen wir, das $2\frac{1}{2}$ fache seiner initialen Länge ausgezogen werden kann. Mathematisch gesprochen heißt das, es soll die zulässige Verlängerung f^* das $1\frac{1}{2}$ fache der initialen Länge betragen, der Ausdruck $\frac{f^*}{l_i}$ soll mindestens gleich $1\frac{1}{2}$ sein.

Nun hatten wir in § 70e für die gestauchte Zug-Schraubenfeder die Gleichung gefunden:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{l_i}{10^8 d^5 + \frac{p_i}{4}}$$

Es ist ferner gemäß Tabelle 32:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{f}{p} = \frac{f^*}{p^*}$$

und außerdem gemäß Tabelle 33:

$$p^* = 16 \cdot 10^5 \frac{d^3}{D}.$$

Diese Größen in die erste Gleichung einführend, erhalten wir für das uns interessierende Verhältnis der zulässigen Länge zur initialen Länge die Gleichung:

$$\frac{f^*}{l_i} = \frac{16 \cdot 10^5 \frac{d^3}{D}}{\frac{10^8 d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4}} = \frac{64 \cdot 10^5 d^3 D^2}{4 \cdot 10^8 d^5 + p_i D^3}.$$

Ferner haben wir für die Weichheit im alten Sinn des Worts die Gleichung:

$$\frac{f}{p} = \frac{l_i}{\frac{10^8 d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4}} = \frac{4 l_i D^3}{4 \cdot 10^8 d^5 + p_i D^3}.$$

Endlich ergeben sich aus der Beschränktheit des zur Unterbringung unsrer Federn verfügbaren Raumes noch die Forderungen, daß initiale Länge und Windungsdurchmesser der Federn gewisse Werte nicht überschreiten sollen. Wir wollen einen Wert der ersteren von $l_i = 19,5$ cm, des letzteren von $D = 1,1$ cm zulassen. Damit haben wir nun alle Größen, von denen gemäß den letzten beiden Gleichungen die zweierlei Arten von Weichheit abhängen, festgelegt mit Ausnahme des Drahtdurchmessers d . Wir wählen diesen zu $0,105$ cm. Indem wir nunmehr unsere Zahlenwerte einsetzen, ergibt sich für die zulässige Dehnbarkeit der initialen Längeneinheit und für die Weichheit:

$$\frac{f^*}{l_i} = \frac{64 \cdot 10^5 \cdot 0,105^3 \cdot 1,1^2}{4 \cdot 10^8 \cdot 0,105^5 + 600 \cdot 1,1^3} = 1,52,$$

$$\frac{f}{p} = \frac{4 \cdot 19,5 \cdot 1,1^3}{4 \cdot 10^8 \cdot 0,105^5 + 600 \cdot 1,1^3} = 0,0176 \text{ cm/g},$$

also Werte, welche unsern Wünschen entsprechen.

Für die Länge der unbeanspruchten Feder haben wir (vgl. § 70e):

$$l = l_i - f_i = l_i - \frac{1}{4} p_i \frac{f}{p} = 19,5 - 2,6 = 17 \text{ cm}.$$

§ 125. Berechnung der Federung des Modells PL.

Um die Federung unsers „Spitzfußapparates mit federnder Latte hinten“ zu dimensionieren, habe ich zunächst wieder ähnlich wie bei unserm Apparat mit Schultertraggurt rein empirisch ausprobiert, welche Stärke der Apparat mindestens besitzen muß, um die Fußspitze beim Gang genügend anzuheben. Es fand sich, daß es ausreichte, wenn er in der Initialstellung ein Drehmoment von annähernd $m_i = 12000$ cmg, in der Abschlußstellung bei gewöhnlichem Gang ein solches von etwa $m_a = 15000$ cmg ausübte. Als Initialstellung ist diejenige Stellung anzusehen, bei welcher die Feder während der Periode des Schwingens am schwächsten wirkt, und das ist dann der Fall, wenn die Fußspitze des

schwingenden Beins am höchsten angehoben ist und der Fußwinkel sein aktives Minimum erreicht, das, wie wir wissen (§ 56, Fig. 46) -91° beträgt. Fast genau denselben Winkel, nämlich -90° , messen wir auch bei Grundstellung (vgl. den vorhergehenden Paragraphen). Als Abschlußstellung bei gewöhnlichem Gang ist diejenige anzusehen, bei welcher die Fußspitze des schwingenden Fußes am stärksten gesenkt und damit die Feder am meisten beansprucht ist. Dies ist, wie wir wissen (§ 56, Fig. 46) bei einem Fußwinkel von -79° der Fall. Davon zu unterscheiden ist die für sämtliche möglichen Fußbewegungen geltende Abschlußstellung, welche der stärksten überhaupt vorkommenden Fußspitzensenkung entspricht und beim Hochsprung beobachtet wird, wo wir einen Fußwinkel von -51° messen (vgl. Tabelle 22). Bei dieser letzteren Abschlußstellung darf noch keine Überanstrengung der Feder statthaben, der erlaubte Biegungswinkel unsrer Feder noch nicht überschritten sein. Die Winkeländerungen im ersten Fußgelenk und die entsprechenden Winkeländerungen unsrer Biegefeder, wenn wir sie gemäß Fig. 80 messen, können wir annähernd als gleich groß betrachten. Wir haben also für den Gesamtausschlag unsrer Feder im Sinne unsrer früheren Betrachtungen (§ 70a):

$$\varphi_a - \varphi_i = -51^\circ - -91^\circ = 40^\circ.$$

Erwünscht ist ferner, daß das von den Antagonisten zu überwindende Drehmoment unsres Apparates nicht überflüssig hoch sei, daß also das Drehmoment m_a in der Abschlußstellung nicht allzuviel über dem initialen Drehmoment m_i liege. Doch tritt diese Anforderung deswegen in diesem Fall in den Hintergrund, weil wir in der Wademuskulatur eine so kräftige Antagonistengruppe haben, daß etwas mehr oder weniger hier nicht allzuviel ausmacht. Dagegen treten zwei andre Anforderungen bei diesem Apparat in die erste Linie: geringes Gewicht und einfache Konstruktion. Ein schwerer Apparat beeinträchtigt den Gang unter Umständen mehr als die Lähmung selbst, welche ja an sich die Fortbewegung keineswegs unmöglich macht, und eine komplizierte Maschinerie schafft dem Patienten mehr Ungelegenheiten als das Leiden, das sie bekämpft. Diesen Gesichtspunkten entsprechend müssen wir unsre Berechnung etwas anders anlassen als wir es sonst taten.

Unser Apparat stellt eine an drei Stellen gehaltene Biegefeder dar (§ 681). Die beiden Halbfedern, in welche wir sie uns zwecks Berechnung zerlegt denken, sind annähernd gleich gebaut und stellen jede ein Blattfederwerk aus gleich geschnittenen Rechteckfedern dar. Für dieselben gilt gemäß Tabelle 33:

$$m_r^\dagger = m_n^\dagger = 8 \cdot 10^5 n b h^2,$$

$$\varphi_r^\dagger = \varphi_n^\dagger = 0,09 \frac{l^2}{h},$$

falls wir mit $l = 20$ cm die Länge der ganzen Feder, mit h die Blattstärke, mit b die Blechbreite, mit n die Zahl der Bleche bezeichnen. Für die Gesamtfeder gilt:

$$m^\dagger = m_r^\dagger = m_n^\dagger = 8 \cdot 10^5 n b h^2.$$

$$q^\dagger = \varphi_r^\dagger + \varphi_n^\dagger = 0,09 \frac{l^2}{h}.$$

Wir haben ferner (§ 69, 70b):

$$q_a = \tau q^\dagger \quad \text{und} \quad q_i = m_i \frac{q^\dagger}{m} = m_i \frac{q^\dagger}{m^\dagger}.$$

also

$$\varphi_a - \varphi_i = \tau \varphi^\dagger - m_i \frac{\varphi^\dagger}{m^\dagger} = 0,09 \frac{\tau l}{h} - \frac{0,09 l m_i}{8 \cdot 10^5 n b h^3},$$

$$\frac{\varphi_a - \varphi_i}{0,09 l} h^3 - \tau h^2 + \frac{m_i}{8 \cdot 10^5 n b} = 0$$

und nach Einsetzen unsrer Zahlenwerte:

$$\frac{40}{0,09 \cdot 20} h^3 - \tau h^2 + \frac{12000}{8 \cdot 10^5 n b} = 0,$$

$$2,2 h^3 - \tau h^2 + \frac{0,015}{n b} = 0.$$

Diese letzte Gleichung enthält drei willkürlich veränderliche Größen: die Blechstärke der Feder h , den Grad der Hochbeanspruchung τ , und die Gesamtfederbreite gleich dem Produkt aus der Breite b der einzelnen Feder und der Federzahl n . Zwei dieser Größen können wir jeweils nach Belieben wählen, der Wert der dritten folgt dann mit Notwendigkeit aus unsrer Gleichung. Indem die Gleichung den Zusammenhang zwischen der Hochbeanspruchung und den willkürlichen Abmessungen der Federung aufdeckt, legt sie den mechanischen Charakter des Apparates zahlenmäßig dar.

Es gilt nun also zwei der drei Größen zu wählen, und da es mir bei diesem Apparat vor allem darauf ankam, ein einfaches und leichtes Modell zu erhalten, so habe ich die Zahl der Federn auf höchstens 7, ihre Breite auf 2,0 cm festgesetzt und andrseits eine erhebliche Hochbeanspruchung von $\tau = 1^2/3$ in den Kauf zu nehmen mich entschlossen. Der letzte Posten auf der linken Seite unsrer Gleichung lautet dann:

$$\frac{0,015}{7 \cdot 2} = 0,001071$$

und die ganze Gleichung nimmt die Form an:

$$2,2 h^3 - \frac{5}{3} h^2 + 0,001071 = 0.$$

Die Lösung dieser Gleichung dritten Grades innerhalb der für unsre Zwecke in Betracht kommenden Genauigkeit ergibt

$$h = 0,034 \text{ cm}$$

(denn sie wird durch Einsetzen dieses Wertes besser befriedigt als wenn wir $h = 0,033$ oder $h = 0,035$ setzen würden).

Als Biegungswinkel bei Abschlußstellung haben wir dann

$$\varphi_a = \tau \varphi^\dagger = \frac{5}{3} \cdot 0,09 \frac{l}{h} = 88^\circ$$

und als Winkel bei der Initialstellung:

$$\varphi_i = \varphi_a - (\varphi_a - \varphi_i) = 88 - 40 = 48^\circ$$

und als Drehmoment in der Abschlußstellung

$$m_a = \tau m^\dagger = \frac{5}{3} \cdot 8 \cdot 10^5 n b h^2 = 21560 \text{ cm g.}$$

Dabei beträgt die reziproke Weichheit

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{m_a}{\varphi_a} = \frac{21560}{88} = 245 \text{ cm/g.}$$

Ich habe auch mit noch stärkerer Hochbeanspruchung von etwa $\tau = 2$ gute Erfahrung gemacht, indem ich statt 7 nur 5 Federblätter wählte und den Winkel bei Initialstellung auf etwa 60° brachte. In diesem Falle ist jedoch damit zu rechnen, daß die Feder beim erstmaligen Tragen ein wenig deformiert wird, eine geringe bleibende Streckung erfährt, was aber weiter nicht schadet (vgl. auch § 69). Dadurch, daß man auch diese stärker gebogene Feder statt aus 5 aus 6 oder 7 Blättern aufbaut, erzielt man entsprechend größere Kraft und kräftigere Wirkung. Man kann auch auf 4 oder gar 3 Blätter heruntergehen und durch noch stärkere initiale Biegung den Ausfall an Kraft wettmachen. Aber dann ist die Gefahr bleibender Verbiegung und wesentlicher Verminderung der Wirkung beträchtlich. Stets wird man bei solcher Variation der Abmessungen unsre obige den mechanischen Charakter des Apparates klarlegende Gleichung als Wegweiser benützen können.

Endlich bedarf noch die Tatsache einer Erklärung, daß wir beim Ausprobieren der benötigten Stärke der Federung bei diesem Apparat ein geringeres Drehmoment ausreichend finden als bei dem früher besprochenen Apparat mit dem Schultertraggurt. Dort fanden wir Drehmomente zwischen 25000 und 13000 cmg während der ersten beiden Abschnitte der Periode des Schwingens wirksam, hier kommen wir mit 12000 bis 15000 cmg aus (vgl. Fig. 230). Die Ursache ist vermutlich die, daß hier die Mitwirkung des Schuhwerks beim Anheben der Fußspitze eine größere Rolle spielt und mehr ausgibt als dort. Und zwar jedenfalls deshalb, weil der Apparat, indem er mittels seiner hinteren Latte den oberen Schuhrand nach hinten zieht und das Oberleder dadurch anspannt, das Formstreben des Schuhwerks verstärkt. Den Kontrollversuch, der darin bestehen würde, den Apparat ohne Benutzung des Schuhschafts anzubringen, habe ich allerdings nicht gemacht. Im übrigen sind messende Bestimmungen mit diesem Apparat schwieriger und weniger zuverlässig als mit dem andern. Bei jenem kann die Kraft der Federn am selben Apparat reguliert werden, hier muß jedesmal ein neuer Apparat von anderer Federstärke gegeben werden, wobei dann leicht auch die sonstigen Versuchsbedingungen sich ändern.

Anhang.

Gliedermechanische Anatomie der Muskeln.

Zusammenfassende Übersicht
über die erste (physiologische) Hälfte dieses Werks.¹⁾

1. Veranlassung und Ziel der Untersuchung. Es sei mir gestattet mit einer persönlichen Erinnerung zu beginnen. Ich war damals Kandidat der Medizin und benützte den Ferienaufenthalt um für das bevorstehende Staatsexamen meine Kenntnisse der menschlichen Anatomie, die zu jener Zeit noch im Hauptexamen in voller Ausführlichkeit geprüft wurde, zu vervollkommen und abzurunden. Dazu hatte ich mir folgendes Verfahren ausprobiert. Ich nahm jeweils die in einem Gelenk zusammenstoßenden Knochen zur Hand, auf welchen ich die Ursprünge und Ansatzstellen der das Gelenk überspannenden Muskeln angezeichnet hatte, und indem ich zugleich Form und Wirkung dieser Muskeln am eigenen Körper ertastete, suchte ich mir die Arbeitsweise jedes einzelnen und aller zusammen anschaulich vorzustellen und so die gesamte Mechanik des Gelenks zu erfassen. Nicht immer hatte ich Erfolg, manchmal aber gelang es über Erwarten. Dann fügten sich Gelenk, Knochen und Muskeln zu einer harmonischen Einheit zusammen und erschienen mir mechanisch durchsichtig wie ein wohlverstandenes Rechenexempel. Ich glaubte von jedem Teil zu erkennen, weshalb er da war und warum er gerade so da war und sah alle Einzelteile zu einem einheitlichen Zweckganzen zusammengeschlossen, in welchem jedes Stück an seinem Platz notwendig, keines überflüssig erschien und keines vermißt wurde. Solche Erkenntnis aber gewährte einen ästhetischen Genuß, den ich durchaus dem Gefühl ähnlich empfand, welches schöne Kunstwerke insbesondere die Schöpfungen der Baukunst erweckten, indem hier wie dort dem verstehenden Beobachter aus getrennten Gliedern ein von eigenem Leben beseeltes Ganze zusammenwächst.

Examensvorbereitungen und Examen gingen vorüber, andre Aufgaben füllten die Gedanken aus, zu anatomischen Studien war keine Veranlassung mehr und das anatomisch-ästhetische Erlebnis wurde vergessen. Es tauchte aber im Untergrund des Bewußtseins wieder auf, als der Weltkrieg mich wie so viele andre aus den gewohnten Geleisen warf und mir bisher unbekannt Aufgaben zuwies. Nervengelähmte wurden meiner Fürsorge unterstellt; ich hatte Sitz und Art der Lähmung zu ermitteln und womöglich durch Apparate, Lähmungsprothesen, die ausgefallene Muskelfunktion zu ersetzen. Es galt daher, sich von der Mechanik sowohl des gesunden wie des gelähmten Gliedes ein klares Bild zu machen. Ich holte meine anatomischen Lehrbücher wieder vor und zog auch die neurologische Literatur zu Rat. Ich fand vielerlei Angaben über die Funktion der einzelnen Muskeln aber nicht eigentlich das, was ich suchte und brauchte: eine Zusammenschau der verschiedenen Muskeln eines Gelenks zu einem einheitlichen mechanischen Gesamtbild. Dafür aber tauchten alte Erinnerungen auf

¹⁾ Zugleich als Selbstanzeige gedacht und als solche demnächst in der Zeitschrift für angewandte Anatomie und Konstitutionslehre erscheinend.

und jenes Ideal einer vollkommenen mechanischen Durchdringung der anatomischen Gegebenheiten wurde wieder vor dem inneren Blick lebendig. Wenn aber vormals ein ahnendes Erschauen genügt hatte, um eine ästhetische Befriedigung zu gewähren, so wurde jetzt ein klares Erfassen in genauen Begriffen, Maßen und Zahlen gefordert, um danach die zu bauenden Apparate abmessen und berechnen zu können, es galt für die gelähmten und apparatebedürftigen Glieder — wesentlich Hand und Fuß — die „gliedermechanische Anatomie“ zu entwickeln. Nur sehr teilweise gelang es mir, dieses Ziel zu erreichen; der Weg war lang und mühsam. Seine Hauptetappen sollen in folgendem geschildert werden; betreffs der Einzelheiten, der zahlreichen Nebenstationen und Nebenwege, muß ich auf die ausführliche Arbeit verweisen. —

Die Namengebung anlangend, schlage ich vor, mit dem Ausdruck Gliedermechanik jenen Zweig der Physiologie zu bezeichnen, der gegenwärtig wenig zutreffend durch den Namen spezielle Physiologie der Bewegung gedeckt wird. Dieser Name ist zu eng; es handelt sich ja nicht nur um die Bewegung, sondern auch um die Feststellung der Glieder, nicht nur um kinetische, sondern zunächst um statische Probleme. Dieser Name ist zu weit, denn die Physiologie kennt noch vielerlei andre Bewegungen, wie die des Blutes, des Herzens, des Darms, der Spermatozoen, des Protoplasmas, welche hier nicht gemeint sind. Als ein Glied betrachte ich dabei jeden Körperabschnitt, der gegen einen andern gelenkig beweglich ist, und fasse demgemäß nicht nur die Extremitäten, sondern auch den Stamm als aus einer Anzahl von Gliedern bestehend auf. Als gliedermechanische Anatomie wären Untersuchungen anatomischer Art mit dem Ziel gliedermechanischer Erkenntnis zu bezeichnen. Solche Untersuchungen sind für die Gelenke bereits in weitem Umfang trefflich durchgeführt, für die Muskeln sind bisher nur erste Anfänge geschaffen (O. FISCHER, R. FICK, H. STRASSER. Auch der von letzterem für sein großes Werk gewählte Titel: Gelenk- und Muskelmechanik ist offenbar kein befriedigender Name für unsre Disziplin, schon deshalb nicht weil er der Verwendung in adjektivischer Form widerstrebt).

Meine Arbeit gliedert sich in einen allgemeinen Teil, der den für alle Skelettmuskeln gültigen Gesetzen nachgeht, und einen speziellen Teil, der die für den Bau von Lähmungsprothesen besonders wichtigen Verhältnisse der Hand und des Fußes behandelt. Der allgemeine Teil wird in den folgenden Abschnitten 2 bis 11, der spezielle in den Abschnitten 12 bis 14 referiert.

2. Die veränderlichen Größen (Zustandsmerkmale) und die Konstanten des Muskels. Die angewandte Mechanik als physikalische Wissenschaft gründet sich auf mathematisch formulierte Begriffe und genaue Messungen der so begriffenen Größen. Es galt zunächst also die mechanisch wesentlichen Besonderheiten des Muskels in entsprechenden Begriffen zu erfassen. In drei Gruppen gliedern sich die gefundenen Begriffe. Die erste Gruppe enthält die jederzeit und augenblicklich veränderlichen Größen des Muskels. Dieser Größen haben wir drei: die jeweilige Länge des Muskels, die jeweilige Spannung oder Anspannung (Zugkraft) desselben und den jeweiligen Grad der Innervation. Diese Größen bezeichnen wir auch als Zustandsmerkmale des Muskels, da sie den gegenwärtigen und vielleicht rasch vorübergehenden Zustand desselben kennzeichnen. Im Gegensatz dazu geben die Größen der zweiten und der dritten Gruppe, das sind die individuellen und die generellen Konstanten, uns Kunde von seinen bleibenden Eigenschaften.

Die individuellen Konstanten sind diejenigen, die den einzelnen Muskel mechanisch charakterisieren und von andern Muskeln unterscheiden. Sie gliedern sich wieder in zwei Untergruppen. In der ersten finden wir zunächst die

natürliche Länge des Muskels, d. i. die Länge, welche der Muskel, genau gesprochen die einzelne Muskelfaser einnimmt, wenn sie weder gespannt und dadurch verlängert, noch innerviert und dadurch verkürzt ist. Sodann den natürlichen Querschnitt, d. i. den Querschnitt bei natürlicher Länge, endlich den Fiederungswinkel, d. i. den Winkel, unter welchem die Fasern an der Sehne ansetzen. Diesen drei den Muskel an und für sich kennzeichnenden individuellen Konstanten stehen als zweite Untergruppe dreierlei andre gegenüber, welche von seinem Verhältnis zum Skelett, d. h. von seiner Einjustierung in das gliedermechanische System Kunde geben. Da ist zunächst der Hebel (oder Hebelarm, virtueller Hebel), mit welchem er am Gelenk angreift, oder vielmehr die Hebel, da im allgemeinen mit Änderung des Gelenkwinkels die Hebellänge sich ändert; sie ist jeweils gleich dem Abstand der Zugrichtung des Muskels von der Drehachse des Gelenks. Sodann haben wir hier die extremen Längen oder Endlängen des Muskels, das sind diejenigen Längen, welche er bei der stärksten Verkürzung oder ausgiebigsten Verlängerung die ihm das Gelenk erlaubt, annimmt. Endlich haben wir die Entspannungslänge des Muskels. Dieser Begriff bedarf einer genaueren Erörterung.

Nehmen wir der Einfachheit halber an, es handle sich um einen eingelenkigen Muskel, dessen Sehne an einem einfachen Scharniergelenk angreift. Dann weisen bei einer bestimmten ausgezeichneten Stellung des Gelenks — wir wählen als solche die Normalstellung, d. h. diejenige, bei der das Gelenk geradegestreckt (also weder gebeugt noch überstreckt) ist —, bei dieser Stellung weisen die kontraktiven Fasern des Muskels, die wir alle als gleich lang annehmen wollen, entweder gerade ihre natürliche Länge auf oder sie sind über diese Länge hinaus gedehnt oder unter dieselbe verkürzt. (Letzteres allerdings genau genommen nur, wenn der Muskel innerviert und kontrahiert ist; der erschlaffte Muskel dagegen legt sich in Bogenlinien und Falten. Aber auch in diesem Fall sind die Endpunkte der Muskelfaser einander genähert, ihr Abstand ist unter die natürliche Länge verkürzt und dieser Abstand gilt uns hier als jeweilige Länge der Faser.) Welche dieser drei Möglichkeiten bei Normalstellung eintritt, hängt außer von der natürlichen Länge von der Einjustierung der Muskelfasern im Skelett ab, d. h. von dem Abstand der beiden Ansatzpunkte bei dieser Gelenkstellung und von der Länge der Sehne. Nehmen wir an, die Sehne sei verhältnismäßig lang, so lang, daß bei Normalstellung die Entfernung der Muskelfaserenden geringer ist als die natürliche Länge, dann können wir durch passende Drehung des Gelenks bewirken, daß der Muskel bis genau zu natürlicher Länge ausgezogen wird. Den Gelenkwinkel, bei welchem dies eintritt, nennen wir den Entspannungswinkel, die Länge, welche wir der Muskelfaser durch die betreffende Gelenkdrehung zulegen, die Entspannungslänge. Drehen wir das Gelenk im gleichen Sinn noch weiter, so wird der Muskel über seine natürliche Länge gestreckt, drehen wir dann wieder zurück, so wird er, der durch diese Streckung, auch wenn nicht innerviert, gespannt worden ist, bei Erreichung des Entspannungswinkels entspannt — daher der Name dieses Winkels —, bei Überschreitung desselben legt er sich, falls nicht innerviert, in Falten. Die Entspannungslänge ist also diejenige Länge, welche wir der Muskelfaserlänge bei Normalstellung zulegen müssen, damit die Faser natürliche Länge annimmt. Diese Länge kann positiv sein wie in dem eben angenommenen Fall oder negativ; letzteres dann, wenn der Muskel bei Normalstellung bereits über seine natürliche Länge gestreckt ist. Als Zusatzlänge für eine beliebige Faserlänge bezeichnen wir ganz allgemein diejenige Länge, welche wir der Länge der Faser bei Normalstellung zulegen müssen, damit die betreffende Faserlänge erreicht wird. Die Entspannungslänge ist also die Zusatzlänge für natürliche Länge.

Endlich ist auch noch die spezifische Verlängerung des Muskels (und ihr negatives Gegenbild die spezifische Verkürzung) zu erwähnen, d. i. die Längenänderung, welche er erleidet, wenn wir das Gelenk um die Winkeleinheit drehen. Diese Größe steht in naher Beziehung zum Hebel, vielmehr ist demselben proportional und daher durch Multiplikation mit einem gleichbleibenden Faktor stets leicht aus ihm zu berechnen. Sie ist mithin keine neue Konstante des Muskels, sondern stellt nur die bereits im Hebel erfaßte mechanische Eigenschaft des Muskels in andrer Formulierung dar. Durch Multiplikation mit der spezifischen Verlängerung wird aus dem Entspannungswinkel die Entspannungslänge erhalten.

Die generellen Konstanten geben uns die mechanischen Eigenschaften an, welche allen quergestreiften Skelettmuskeln gemeinsam sind, also auf der physiologischen Struktur der kontraktilen Substanz beruhen. Da haben wir vor allem die absolute Muskelkraft, d. i. diejenige Kraft, welche die Querschnittseinheit der Muskelfaser bei stärkster Innervation und bei natürlicher Länge ausübt, ferner die Elastizitätsmodule des nicht innervierten Muskels, d. h. die Maße für seine Dehnbarkeit. Diese Dehnbarkeit ist nämlich bei demselben Muskel eine verschiedene, je nachdem welche Länge er gerade aufweist. Je stärker er bereits gedehnt ist, um so schwerer ist es ihn noch weiter zu dehnen. Und zwar scheint es, daß, wenn man ihn immer weiter dehnt, jeweils bei Erreichung bestimmter Längen neue Widerstände wirksam werden und der weiteren Streckung sich entgegenstellen. Über die Natur dieser Widerstände habe ich folgende Vermutung. Der erste Widerstand, der sofort bei Überschreitung der natürlichen Länge einsetzt, richtiger gesagt, dessen Einsetzen die natürliche Länge definiert, ist der Widerstand der kontraktilen Substanz als solcher. Ist der Muskel dann über die natürliche Länge hinaus um einen gewissen Bruchteil dieser Länge gedehnt, so wird durch weitere Dehnung ein leichter Kontraktionszustand, eine leichte tonische Spannung des Muskels ausgelöst, welche als zweiter Widerstand zu dem ersten hinzutritt. Bei noch weiterer Dehnung spannen die bindegeweblichen Hüllen der eigentlichen Muskelsubstanz (Perimysium, Fascie? — Sarkolemma?) sich an und stellen noch stärkerer Streckung einen neuen, rasch wachsenden energischen Widerstand entgegen, dadurch die zarte Muskelsubstanz vor der Gefahr der Zerreißung schützend. Weitere generelle Konstanten sind die Faktoren, die angeben, um welchen Bruchteil seiner natürlichen Länge der Muskel über diese hinaus gestreckt sein muß, damit die stärkeren Widerstände in Wirksamkeit treten, und bis zu welchem Bruchteil der natürlichen Länge der tätige Muskel sich im äußersten Fall verkürzen kann.

3. Die Längen - Spannungsbeziehungen und die Winkel - Momentbeziehungen nebst ihren Kurven. Zwischen den eingangs genannten drei Veränderlichen der Muskelfaser, ihrer jeweiligen Länge, ihrer Spannung und ihrer Innervation, bestehen bestimmte Beziehungen, jede Veränderung der einen zieht die beiden andern in Mitleidenschaft. Anders gesagt: Bei gegebener Innervation entspricht einer bestimmten Länge stets eine bestimmte Spannung oder Zugkraft und eben diese Zugkraft kommt bei dieser Innervation bloß dann zustande, wenn diese ihr zugehörige Länge besteht oder sich herstellt. Wir können diese Beziehungen, die wir als Längen-Spannungsbeziehungen bezeichnen, im einzelnen Fall durch Meßverfahren über die noch berichtet werden wird, feststellen und in mathematischen Gleichungen, Längen-Spannungsgleichungen, formulieren. Deren gibt es zweierlei: die einen gelten für den nicht innervierten (erschlafte) Muskel, die andern gelten für den innervierten (tätigen) Muskel bei den verschiedenen Innervationsgraden.

Wir können diese Gleichungen auch graphisch darstellen, indem wir etwa die

Längen als Abszissen, die Spannungen als Ordinaten in ein Koordinatennetz eintragen (Fig. 1, Seite 9). Wir erhalten dann die Längen-Spannungskurven des Muskels (welche bisher meist als Dehnungskurven bezeichnet wurden). Die Kurve des erschlafften Muskels stellt nach meinen Untersuchungen eine gebrochene Linie dar, deren einzelne Teilstücke gerade verlaufen und jeweils dort ineinander übergehen, wo ein neuer Widerstand wirksam wird. Jedem Teilstück entspricht eine eigene Längen-Spannungsgleichung. Die Längen-Spannungskurven des innervierten Muskels stellen gerade Linien dar; jedem Innervationsgrad entspricht eine eigene Gerade.

Die Kurven höherer Innervationsgrade bilden anscheinend ein Büschel gerader Linien, das von einem gemeinsamen Punkt ausstrahlt. Die Längen-Spannungsgleichungen enthalten außer den besagten Veränderlichen noch die generellen und individuellen Konstanten des Muskels, letztere aber nur insoweit, als sie der ersten Untergruppe angehören, welche aus den Konstanten besteht, die den Muskel an und für sich charakterisieren, genauer gesagt, die Veränderlichen sind in diesen Gleichungen durch Vermittlung dieser Konstanten miteinander verknüpft.

Aber auch die Konstanten der zweiten Untergruppe, welche die Art der Anbringung des Muskels im Skelett und damit seine Wirkungsmöglichkeiten in diesem kennzeichnen, werden bedeutungsvoll und treten in unsre Gleichungen ein, wenn wir an Stelle der Längen-Spannungsbeziehungen die Winkel-Momentenbeziehungen setzen. Das geschieht in folgender Weise und aus folgender Überlegung heraus. Wie wir vorhin besprochen, ist die jeweilige Länge des im Skelett eingespannten Muskels abhängig von der jeweiligen Winkelstellung des Gelenks, ist mathematisch gesprochen eine Funktion dieser Stellung. Wir können also als Veränderliche des Muskels den wechselnden Gelenkwinkel an Stelle der wechselnden Länge des Muskels einführen. Die Wirkung aber, welche der Muskel am Gelenk ausübt, d. h. das Maß seines Einflusses auf Haltung und Bewegung desselben ist sein Drehmoment am Gelenk, welches selber wieder, wie die Mechanik lehrt, gleich ist dem Produkt aus Spannung (Zugkraft) mal Hebel. Dieses Drehmoment führen wir an Stelle der zweiten Veränderlichen, der Spannung in unsre Gleichungen ein und erhalten dann aus den Längen-Spannungsgleichungen und -Kurven die Winkel-Momentengleichungen nebst zugehörigen Kurven. Diese tun uns nun zu wissen, welches Drehmoment der Muskel bei gegebener Innervation in einer bestimmten Winkelstellung des Gelenks ausübt, und wir erhalten damit die für alle weiteren Überlegungen grundlegende Kenntnis dessen, was der Muskel bei jeder Stellung des Gelenks an diesem leistet oder zu leisten vermag. Und zwar besitzen wir diese Kenntnis in der Klarheit, welche die mathematische Formel und zugleich in der Anschaulichkeit, welche die graphische Darstellung im Kurvenbild gibt. Und mehr noch. Wir können die Wirkungen mehrerer oder sämtlicher Muskeln desselben Gelenks sowohl rechnerisch als graphisch in einfachster Weise addieren und in leicht überschaubaren Bildern uns alle die zahlreichen möglichen Kombinationen von Muskelleistungen, die zur Bewegung oder Feststellung des Gelenks unter den verschiedenen Bedingungen dienen oder dienen können, veranschaulichen.

Wir können die Anschaulichkeit dadurch noch erhöhen, daß wir unsre Werte nicht in ein gewöhnliches geradliniges Koordinatennetz eintragen, sondern in ein solches, dessen Abszissenachse eine Kreislinie bildet, deren jeweilige Krümmungswinkel (Zentriwinkel) mit den darzustellenden Gelenkwinkeln übereinstimmen und diese unmittelbar und naturgetreu wiedergeben, während auf den verlängerten Radien des Kreises als Ordinaten die jedem Winkel zugehörigen Drehmomente abgetragen sind. Wir erhalten so „rundlaufende“ Winkel-Momentenkurven (Fig. 22 b, Seite 140).

4. Messungen und Experimente zur Ermittlung der Konstanten. Wie gelangen wir nun im einzelnen Fall zu diesen Gleichungen? Hier sind selbstverständlich Versuche und Messungen nötig, und auch das ganze bisher entwickelte theoretische Gebäude würde ohne solche der Grundlage entbehren. Wie auch sonst in der Naturforschung kann hier nur die innige Durchdringung von Theorie und Experiment zur Erkenntnis der Wirklichkeit führen. Das Experiment aber ist in unserm Fall mit besonderen Schwierigkeiten verknüpft, nicht zum wenigsten deshalb, weil wir schon um unsres praktischen Endzwecks willen uns nicht mit den üblichen tierexperimentellen Versuchen begnügen können, sondern unsre Messungen am unverletzten Menschen vornehmen müssen. Zweierlei Experimente sind nötig: Wir müssen an einem Muskel die zueinander gehörigen Längen und Spannungen messen, um die Art der Längen-Spannungsbeziehungen und die allgemeine Form der zugehörigen Gleichungen sowie die zahlenmäßigen Werte der in sie eingehenden generellen Konstanten zu erfahren. Wir müssen aber diesen Muskel als solchen vorher soweit erkannt haben, daß wir seine besondere Beschaffenheit, die ihn von andern unterscheidet und daher in seinen individuellen Konstanten zum Ausdruck kommt, angeben und in Rechnung stellen können. Beginnen wir mit letzterer Aufgabe.

Die erste und wichtigste der individuellen Konstanten ist die natürliche Länge der Muskelfaser. Ihre Ermittlung begegnet eigentümlichen Schwierigkeiten, ja sie galt bisher geradezu als unmöglich und mußte auf Grund der herrschenden Anschauungen so gelten. Denn die Länge des Muskels oder vielmehr der Muskelfaser kann beim Menschen selbstverständlich nur an der Leiche gemessen werden. Durch das Absterben aber werden die physikalischen Eigenschaften des Muskels tiefgreifend verändert. Wir haben kein Merkmal, um zu erkennen, ob die Länge des Muskels, wie wir sie in der Leiche messen, mit jener übereinstimmt, welche er im Leben, wenn nicht gespannt und nicht innerviert, einnahm. Und was noch schlimmer ist: der Leichenmuskel hat die vollkommene Elastizität des lebenden Muskels eingebüßt und besitzt daher überhaupt keine bestimmte Länge mehr, sondern ist plastisch geworden und behält innerhalb weiter Grenzen diejenige Länge bei, welche wir ihm jeweils durch Drücken oder Ziehen geben. Jedes Freipräparieren des Muskels aber ist mit vielfachem Zerren verbunden. Daher wir denn auch im Seziersaal die Muskeln und Sehnen der anatomischen Präparate meist leicht gefältelt und geschlängelt verlaufen sehen, was dem Zustand beim Lebenden im allgemeinen sicher nicht entspricht.

Wie sollen wir uns hier helfen? Nun, wir strecken zunächst einmal den gefältelten Muskel durch eine entsprechende Drehung seines Gelenks oder seiner Gelenke und messen dann die Länge der Muskelfaser einerseits und die Gelenkwinkel, bei denen diese Länge statthat andererseits. Wenn wir außerdem die spezifische Verlängerung oder Verkürzung gemessen haben — eine Messung, welche keine prinzipiellen Schwierigkeiten bietet und bereits vielfach ausgeführt wurde —, dann können wir die Länge der Muskelfaser, und zwar der nicht gefältelten lebenden Muskelfaser bei jeder beliebigen Gelenkstellung, beispielsweise bei Normalstellung berechnen. Aus dieser Länge aber erhalten wir die natürliche Länge durch Hinzufügen der Entspannungslänge und diese wieder ergibt sich unsrer früheren Überlegung gemäß mit Hilfe der spezifischen Verlängerung sobald der Entspannungswinkel bekannt ist.

Alles kommt also jetzt darauf an, den Entspannungswinkel, d. h. jenen Winkel, bei welchem der nicht innervierte Muskel eben aufhört, gespannt zu sein, festzustellen. Diese Feststellung kann nur am Lebenden geschehen. Sie mußte aber bisher als unmöglich angesehen werden, weil allgemein angenommen wurde, daß die Muskeln beim Lebenden, auch wenn nicht innerviert, ständig ge-

spannt seien, und daß, wenn überhaupt, höchstens bei extremen Stellungen, welche aus mehrfachen Gründen für unsre Messungen nicht in Betracht kommen, Entspannung stattfindet. Diese Ansicht halte ich für irrtümlich. Nach meiner Meinung pflegt die Entspannung vielmehr durchschnittlich bereits bei mittlerer Gelenkstellung einzutreten, und es ist unter günstigen Bedingungen und bei Beachtung der nötigen Vorsichtsmaßregeln bei allen Muskeln, welche eine der Betastung oder der Betrachtung gut zugängliche Sehne besitzen, möglich, die Entspannung am lebenden Menschen zu beobachten und den zugehörigen Entspannungswinkel festzustellen. Ich habe diese Messungen für eine Reihe von Muskeln, insbesondere des Handgelenks und der Finger sowie des Fußes durchgeführt und glaube und hoffe, daß mittels der beschriebenen Methoden jedermann meine Ergebnisse nachprüfen und von ihrer Richtigkeit sich wird überzeugen können.

Hat man mit Hilfe des Entspannungswinkels die natürliche Länge gefunden, so ergibt sich der natürliche Querschnitt leicht, da ja das Produkt aus Länge und Querschnitt gleich dem Volumen des Muskels ist, das wir unschwer feststellen können. Auch die Bestimmung der andern individuellen Konstanten hat keine Schwierigkeiten mehr. Beiläufig sei bemerkt, daß der sogenannte physiologische Querschnitt des Muskels, welcher bisher bei allen mechanischen Betrachtungen zugrunde gelegt wurde, unzureichend für diesen Zweck ist und zu genauen Ergebnissen nicht zu führen vermag.

Die hier angedeutete Methode zur Bestimmung der natürlichen Länge ist nun freilich bloß bei solchen Muskeln anwendbar, welche eine am Lebenden gut zugängliche Sehne besitzen. Aber auch für die andern Muskeln könnte vielleicht Rat geschaffen werden. Wenn man nämlich bei Muskelfasern, deren natürliche Länge man bestimmt hat, unter dem Mikroskop die Zahl der hintereinander geschalteten Urelemente der kontraktilen Substanz, d. h. der sogenannten Querscheibchen auszählen würde, so erhielte man die natürliche Länge des Urelements und könnte aus ihr die natürliche Länge jedes beliebigen Muskels berechnen, sobald man die Zahl der in seiner Faser hintereinanderstehenden Scheibchen ermittelt hätte.

Wir kommen nun zur zweiten experimentellen Aufgabe, der Ermittlung der Längen-Spannungsbeziehungen an irgendeinem einzelnen Muskel des lebenden Menschen. Wir sollen bei möglichst vielerlei Längen des Muskels die zugehörigen Spannungen feststellen, wobei wir zunächst nur den Fall stärkster Innervation einerseits und den Fall der Nichtinnervation oder Erschlaffung des Muskels andererseits ins Auge fassen. Verschiedene Länge des Muskels bewirken wir dadurch, daß wir den Gelenken, welche er überspannt, verschiedene Stellungen geben; die jeweilige Länge ermitteln wir, indem wir wieder von der Normalstellung ausgehen — die Länge bei dieser sahen wir ja, können wir feststellen — und dann in der schon angedeuteten Weise mittels der spezifischen Verlängerung die Zusatzlänge berechnen, d. h. jene Länge, welche wir seiner Länge bei Normalstellung zulegen müssen, um die Länge bei der gegebenen Winkelstellung zu erhalten. Die zugehörige Spannung des Muskels erhalten wir aus dem Drehmoment, das er nach außen ausübt, wenn er die besagte Gelenkstellung dem Zug eines Gewichts entgegenwirkend oder die Kraft eines Dynamometers überwindend festhält.

Dabei ist nur eine Schwierigkeit zu bedenken, nämlich, daß der Mensch im allgemeinen bei Bewegung oder Feststellung seiner Glieder eine große Anzahl von Muskeln gleichzeitig benützt und daß uns Kennzeichen fehlen, um zu entscheiden, wieviel von der nach außen zur Geltung kommenden Wirkung auf Rechnung des einen oder des andern Muskels zu setzen ist. Immerhin gibt es einige Bewegungen und Haltungen, welche nur von einem einzigen Muskel be-

sorgt werden oder besorgt werden können. So wird die Beugung des mittleren Fingergelenks (ersten Interphalangealgelenks) bei losem Endglied einzig durch den *Musculus flexor digitorum sublimis* besorgt. An diesem nahm ich meine Messungen vor. Die einfache Versuchsanordnung war folgende: Um das Mittelglied meines Fingers hatte ich mir eine Schlinge gelegt, von welcher eine Schnur zu einem Dynamometer führte, das durch Anziehen der Schnur betätigt wurde und den Zug anzeigte, welcher in der Schnur hervorgerufen wurde, wenn ich das Mittelgelenk, so kräftig ich konnte, zu beugen versuchte. Aus diesem Zug wurde das Drehmoment, welches der Muskel ausübte und aus diesem Drehmoment seine Spannung berechnet. Seine jeweilige Muskelfaserlänge ergab sich aus der Messung der Winkel aller von ihm überspannten Gelenke. Dadurch, daß ich die von dem Muskel überspannten andern Gelenke: Hand- und Fingergrundgelenk, bald mehr oder weniger gebeugt, bald gestreckt oder überstreckt hielt, konnte ich die Länge des Muskels bei der Messung innerhalb weiter Grenzen verändern. Bei den Versuchen mit nicht innerviertem Muskel wirkte die Schnur nicht auf ein Dynamometer, sondern hielt ein herabhängendes Gewicht hoch.

Die aus diesen Versuchen gewonnenen Längen-Spannungskurven sind nicht unwesentlich verschieden von den bisher veröffentlichten Dehnungskurven. Zur Erklärung dieser Verschiedenheit ist darauf hinzuweisen, daß die bisherigen Kurven aus Versuchen an Tiermuskeln gewonnen sind, welche elektrisch gereizt wurden, daß aber elektrischer Reiz und Willensimpuls schwerlich genau gleiche Wirkung auf den Muskel ausüben, vor allem aber darauf, daß der Muskel im Tierexperiment sich unter durchaus abnormen Bedingungen befindet, was schon daraus klar hervorgeht, daß er, wenn er nach beendeter Reizung oder Dehnung wieder sich selbst überlassen wird, nicht wieder zur alten Länge zurückzukehren pflegt, vielmehr seine scheinbare natürliche Länge ständig verändert. Es kommt hinzu, daß die Experimente vielfach an solchen Muskeln vorgenommen wurden, welche für diesen Zweck deshalb wenig geeignet sind, weil sie sich in komplizierter Weise aus verschiedenen gebauten Fasern zusammensetzen und beim Anziehen der Sehne die einen Fasern früher, die andern später zu einer bestimmten Länge ausgespannt werden und daher die einen früher, die andern später an übereinstimmende Punkte ihrer Längen-Spannungskurve gelangen. Die vom Experimentator aufgezeichnete Kurve stellt dann eine graphische Addition der Einzelkurven der verschiedenen Fasern dar, wobei die Einzelkurven sich überschoben und gegenseitig ihre scharfen Ecken abgeschliffen und verwischt haben.

Aus den Längen-Spannungsbeziehungen und den Längen-Spannungskurven lassen sich mit Hilfe der zuvor ermittelten individuellen Konstanten des betreffenden Muskels die generellen Konstanten leicht bestimmen. Die interessanteste derselben, die absolute Muskelkraft, fand ich erheblich niedriger als sie bisher meistens angenommen wurde, und glaube, daß die bisherigen Messungen durch die eben angedeuteten Mängel entstellt sind, zu denen noch die obenerwähnte Unzulänglichkeit des dabei zugrunde gelegten Begriffs des physiologischen Querschnitts kommt.

5. Teleologische Betrachtung des Muskels. Die Anforderungen an den Muskel und die kombinierten individuellen Konstanten als Maßstäbe seiner Güte. Mit den Versuchen, über welche vorstehend berichtet wurde, ist die Mechanik des isolierten Muskels erledigt und wir könnten unsre Untersuchung desselben als beendet ansehen, wenn der Muskel nichts wäre als ein physikalischer Gegenstand. Er ist aber zugleich ein biologisches Gebilde und als solches Teil und Organ eines Gesamtorganismus, innerhalb dessen er eine bestimmte Aufgabe erfüllt, er hat nicht nur Zustände und Eigenschaften, son-

dern auch Zweck und Wert; er ist nicht nur, er soll auch. Und zwar soll er die Glieder bewegen und festhalten. Wie erfüllt er seine Aufgabe? Um hierauf zu antworten, gilt es Maßstäbe für die Beurteilung seines Wertes als Gliederbeweger und Feststeller zu finden. Der Physiker befaßt sich mit solchen Maßstäben im allgemeinen nicht, wohl aber der Techniker, der den Wert des maschinellen Motors nach seinem Wirkungsgrad oder nach seiner Wirtschaftlichkeit (Betriebsökonomie), den Wert eines chemischen Verfahrens nach seiner Ausbeute beurteilt.

Auch bei der Muskelmaschine müssen wir vor allem die Frage nach der Wirtschaftlichkeit stellen, sind aber für die Beantwortung auf Mutmaßungen angewiesen. Wir gehen von der schon erwähnten Beobachtungstatsache aus, daß die Entspannung des Muskels im allgemeinen bei einer mittleren Gelenkstellung stattfindet. Weitere Untersuchung zeigt, daß die Entspannungsstellung annähernd zusammenfällt mit der Hauptarbeitsstellung, d. h. mit jener Stellung, bei welcher der Muskel gewöhnlich am stärksten und andauerndsten tätig ist. In der Hauptarbeitsstellung besitzt der Muskel also annähernd natürliche Länge; er vollbringt seine Hauptarbeit in dieser Länge.

Dies Ergebnis ist deshalb bemerkenswert und überraschend, weil ja die Kraft, welche der Muskel zu entwickeln vermag, mit seiner Streckung wächst und also erheblich größer wäre, wenn er tüchtig über die natürliche Länge gestreckt wäre. Die Einrichtung, daß er gerade bei natürlicher Länge seine Hauptarbeit vollbringt, läßt sich, soweit ich sehe, nur durch die Vermutung befriedigend erklären, daß er bei dieser Länge am wirtschaftlichsten arbeitet. Daran schließt sich die weitere Vermutung, daß die Wirtschaftlichkeit in dem Maße abnimmt, in dem die Faserlänge sich von der natürlichen entfernt.

Die Untersuchung der Tätigkeit des *Musculus tibialis anterior* zeigt ferner, daß die Hauptarbeit bei einer verhältnismäßig geringen Innervationsstärke von nur $7\frac{1}{2}\%$ der möglichen Höchststärke geleistet wird, und wir vermuten wieder als Grund, daß diese Stärke ein wirtschaftliches Optimum darstellt.

Wir sind günstiger gestellt und können statt zu vermuten messen und berechnen, wenn wir nach der Größe der Wirkung, d. i. nach der mechanischen Leistung gefragt werden, zu welcher der Muskel im Skelett befähigt ist. Diese ist im wesentlichen gegeben durch das Drehmoment, welches er zu erzeugen vermag, und dieses wieder ist in der Hauptarbeitsstellung gleich dem Produkt aus seinem natürlichen Querschnitt und dem Hebel multipliziert mit der absoluten Muskelkraft. Letztere ist ja für alle Muskeln dieselbe, Querschnitt und Hebel aber sind individuell verschieden und das Querschnitt-Hebelprodukt stellt daher den Maßstab für die individuelle Leistungsfähigkeit des einzelnen Muskels in dieser Stellung dar. Die Länge des Muskels spielt also hier keine Rolle.

Wie steht es aber bei den andern Gelenkstellungen, die wir gegenüber der Hauptarbeitsstellung als Nebenstellungen bezeichnen? Wir finden, daß die Leistung und die Wirtschaftlichkeit der Leistung in den Nebenstellungen verglichen mit jener in der Hauptarbeitsstellung gemessen wird durch den einer Verlängerung des Muskels um die natürliche Länge entsprechenden Ausschlag des Gelenks, eine Größe, welche wir den natürlichen Ausschlag des Gelenks für den betreffenden Muskel oder die relative natürliche Länge des Muskels nennen. Besonders interessiert uns die Leistung des Muskels in den extremen Gelenkstellungen oder Endstellungen. Wir finden, daß der Maßstab für die Güte der muskulären Versorgung der Endstellungen verglichen mit der Versorgung der Hauptarbeitsstellung gegeben ist durch das Verhältnis des natürlichen Ausschlags zum Gesamtausschlag, das wir kurz als das natürliche Ausschlagsverhältnis des Gelenks für den betreffenden Muskel oder als die birelative

natürliche Länge des Muskels bezeichnen. Endlich ergibt sich als Maßstab für die Leistung des Muskels in allen Stellungen zusammengenommen das Querschnitt-Längenprodukt, das selber nichts anderes ist als das Volumen des Muskels. Dies Ergebnis ist wohl verständlich: die Summe der Leistungen, zu welchen der Muskel befähigt ist, wird letzten Endes bestimmt durch sein Volumen, d. h. durch die Masse von kontraktiver Substanz, welche er enthält. Alle diese gefundenen Maßstäbe stellen kombinierte individuelle Konstanten dar, d. h. Produkte oder Quotienten, welche aus den einzelnen uns bereits bekannten individuellen Konstanten gebildet sind. Zu den maßgebenden kombinierten Konstanten, wie wir sie nennen, können wir auch den Entspannungswinkel rechnen, indem wir ihn als relative Entspannungslänge auffassen (da er den Quotienten aus der Entspannungslänge dividiert durch die spezifische Verlängerung darstellt) und ihn als Maßstab für die richtige, d. h. wirtschaftlich vorteilhafte Justierung des Muskels im Skelett betrachten.

Wir haben bisher nur zweierlei Aufgaben des Muskels, zwei Hauptanforderungen, die an ihn gestellt werden, berücksichtigt: möglichst hohe mechanische Leistung und Wirtschaftlichkeit dieser Leistung. Es sind außerdem noch drei weitere Anforderungen zu beachten: Betriebssicherheit, geringes Volumen (knappe Form) und endlich geringes Gewicht. Doch soll auf diese hier nicht weiter eingegangen werden.

Die Beurteilung des Muskels auf Grund dieses Systems von Anforderungen und Maßstäben ist wie schon erwähnt insofern noch unvollkommen und verbesserungsbedürftig, als wir über die Wirtschaftlichkeit der Muskelleistung einstweilen nur Vermutungen aufzustellen vermögen. Doch dürfen wir hoffen, hier mit der Zeit weiterzukommen. Nicht so günstig liegt die Sache bei dem weiteren Mangel unsres Systems, daß wir nämlich verschiedene Forderungen nebeneinanderstellen ohne bestimmte Regeln angeben zu können, wie zu verfahren ist, wenn sie miteinander in Widerstreit geraten, ohne sie also in eine einzige allumfassende Forderung zusammenziehen zu können. Dieser Mangel an innerer Geschlossenheit entspringt aus der Natur der Sache, er haftet der biologischen, (wie übrigens auch der technischen) Bewertung als solcher an. Trotz dieser Mängel sind diese klaren und scharfen Maßstäbe höchst wertvoll, um die Muskelmaschine zu verstehen und zu bewerten und um die gliedermechanische Bedeutung des einzelnen Muskels zu erfassen.

Da es kombinierte Konstanten sind, welche für die Leistungen des Muskels und seinen biologischen Wert maßgebend sind, so können die einfachen Konstanten, aus welchen die kombinierten in Form eines Produkts oder eines Quotienten hervorgehen, sich verändern, ohne daß die Leistung leidet, wenn nur die Veränderung der einen einfachen Konstanten durch eine entsprechende Änderung der andern derart aufgewogen wird, daß das Produkt oder der Quotient beider unverändert bleibt. Solche Veränderungen sehen wir in der Tat sowohl unter physiologischen wie vor allem unter pathologischen Bedingungen eintreten. Zwei Beispiele seien hier angeführt. Schon lange ist es den Tropenreisenden aufgefallen, daß der Neger eine weniger entwickelte Wade besitzt als der weiße Mann, während doch seine Leistungen als Fußgänger denen des Weißen nicht nachstehen. Genauere Untersuchung zeigt nun, daß die Muskeln der Negerwade zwar geringeren Querschnitt, dafür aber größere Länge besitzen als die des Weißen und außerdem an einem weiter nach hinten vorspringenden Fersenbeinhöcker angreifen, also an einem größeren Hebel wirken (MAREY). Das Querschnitt-Hebelprodukt und das Querschnitt-Längenprodukt ist daher beim Neger und beim Weißen dasselbe; diese beiden Produkte aber haben wir als die für die Leistung des Muskels maßgebenden Konstanten kennengelernt.

Ein andres Beispiel: Bei durch Knochenerkrankungen gesetzten Einschränkungen des Gelenkausschlags hat man wiederholt eine Abnahme der natürlichen Länge der das Gelenk bewegenden Muskeln festgestellt. Die Ursache ist offenbar eine Anpassung des Muskels an die neuen Arbeitsbedingungen. Denn bei verringertem Gesamtausschlag genügt auch eine geringere relative natürliche Länge um den Quotienten beider, die birelative Länge auf alter Höhe zu halten, welche kombinierte Konstante wir als maßgebend für die Güte der muskulären Versorgung der Endstellungen kennengelernt haben. Das heißt die näher aneinander gerückten Endstellungen werden durch den verkürzten Muskel noch gleich gut bedient, wie früher die weiter auseinanderstehenden durch den längeren.

Einen weitem interessanten Fall von Anpassung der Muskeln an veränderte Bedingungen konnte ich bei einem Patienten feststellen, der durch eine Schußverletzung eine schwere Lähmung des einen Fußes erlitten hatte. An dem andern gesunden Fuß fanden sich die Entspannungswinkel im Sinn der Plantarflexion verschoben, offenbar deshalb, weil der Patient sich angewöhnt hatte, um ein Schleifen des gelähmten und schlaff herabhängenden Fußes auf dem Fußboden beim Gehen zu verhindern, den andern Fuß stärker zu strecken und dadurch den ganzen Körper höher zu heben.

6. Komplexmechanik. Wir haben bisher immer nur einen einzelnen Muskel betrachtet. Wir fassen jetzt die Tatsache ins Auge, daß niemals ein Gelenk von einem einzigen Muskel versorgt wird, daß vielmehr auch das einfachste Scharniergelenk, damit seine Bewegung nach beiden Seiten hin beherrscht werde, mindestens von zwei Muskeln, einem beugenden und einem streckenden, bedient werden muß. Stets, finden wir daher, entspricht dem Muskel ein Gegenmuskel oder eine Gruppe von Gegenmuskeln, dem Agonist oder den Agonisten einer oder mehrere Antagonisten, welche die entgegengesetzte Bewegung ins Werk setzen. Wir bezeichnen den einzelnen Muskel mit seinem Gelenk als gliedermechanisches System, eine Mehrheit von Muskeln, welche an denselben Gelenken arbeiten, als gliedermechanischen Komplex.

Dabei ist unter Muskel stets die mechanische Muskeleinheit verstanden, die mit dem anatomischen Muskel durchaus nicht immer zusammenfällt. Der Anatom, von rein morphologischen Gesichtspunkten geleitet, faßt vielfach muskuläre Gebilde als ein Ganzes zusammen, die funktionell durchaus verschieden sind: die oberen Fasern des *Musculus cucullaris* z. B. lüpfen die Schulter, die unteren senken sie. Der gliedermechanische Muskel ist demgegenüber die Einheit der gleichwirkenden Muskelfasern. Wir können ihn dadurch scharf charakterisieren und abgrenzen, daß wir die individuellen Konstanten der verschiedenen Fasern feststellen. Nur Fasern, welche in gewissen Konstanten, vor allem den kombinierten maßgebenden Konstanten übereinstimmen, sind für uns ein einheitlicher Muskel. Mehrere solcher Muskeln, die am gleichen Gelenk wirken, fassen wir dann zum Komplex zusammen.

Muskeln des gleichen Komplexes welche einander entgegen arbeiten nennen wir, wie schon gesagt, Antagonisten; als Synergisten bezeichnen wir jene, die das Gelenk im gleichen Sinn bewegen (wiewohl natürlich in verschiedener Arbeitsweise, andernfalls wir ja unserer Definition gemäß nicht verschiedene Muskeln vor uns hätten). Als Modifikatoren und Kompensatoren endlich bezeichnen wir Muskeln welche halb mit- halb gegeneinander arbeiten, so daß der eine die Wirkung des anderen abändert und umgestaltet. Wir wollen im folgenden die besonderen Verhältnisse der antagonistischen Muskeln etwas näher betrachten.

7. Das gemeinsame Gebiet der Spannung oder Entspannung antagonistischer Muskeln und die Ruhelage des Gliedes. Wir fassen zunächst den einfachsten Komplex ins Auge: ein Beuger und ein Strecker, die ein einfaches Scharniergelenk versorgen. Die erste Frage, welche unser Interesse erregt, ist die nach der Ruhelage des Komplexes, d. h. nach jener Lage, in die das Gelenk sich einstellt, wenn seine Muskeln erschlafft sind und keinerlei äußere Kräfte auf dasselbe einwirken.

Um Antwort zu erhalten, richten wir unsre Aufmerksamkeit auf die Entspannungswinkel von Muskel und Gegenmuskel. Die Einjustierung unsrer Muskeln ins Skelett kann derart sein, daß beider Entspannungswinkel zusammenfallen oder aber so, daß sie getrennt liegen, d. h. daß die Gelenkstellung, bei welcher der erschlaffte Beuger sich entspannt, verschieden ist von jener, bei welcher mit dem erschlafften Strecker dasselbe geschieht. Dabei ist wieder ein Doppeltes möglich: der Entspannungswinkel des Beugers kann beugewärts von dem des Streckers und mithin der des Streckers streckwärts von dem des Beugers liegen oder aber es kann umgekehrt der des Beugers streckwärts von dem des Streckers und der des Streckers beugewärts von dem des Beugers liegen. Im ersten Fall besteht zwischen beiden Entspannungswinkeln ein Ausschnitt des Gelenkausschlags, in welchem beide Muskeln, auch wenn erschlafft, doch gespannt sind, im andern umgekehrt ein Gebiet, in welchem beide entspannt sind. Also haben wir einmal ein gemeinsames Gebiet der Spannung, das andre Mal ein gemeinsames Gebiet der Entspannung. Zwischen beiden Fällen liegt als Grenzfall die erstgenannte Möglichkeit, daß beide Entspannungswinkel zusammenfallen und das gemeinsame Gebiet zu einem gemeinsamen Entspannungspunkt zusammenschrumpft. Für alle diese drei theoretisch möglichen Fälle konnte ich Beispiele am menschlichen Körper nachweisen: ein gemeinsames Gebiet der Spannung besitzen die Handgelenksbeuger und -Strecker, sowie die entsprechenden Muskeln am Fuß, der Tibialis anterior und die Wadenmuskeln, ein gemeinsames Gebiet der Entspannung die langen Fingermuskeln, gemeinsame Entspannungspunkte die hauptsächlichlichen Seitwärtsbeweger von Hand und Fuß.

Innerhalb des gemeinsamen Gebiets befindet sich, wie leicht verständlich, die Ruhelage des Gelenks. Ihre genaue Lage kann im übrigen, sei es durch Experiment, sei es durch Rechnung, ermittelt werden.

8. Die relative Gesamtverkürzung und der Gesamtausschlag. Die zweite Frage, zu welcher das Zusammenarbeiten antagonistischer Muskeln an denselben Gelenken uns Anlaß gibt, ist die Frage nach den Endstellungen, bis zu welchen das Gelenk bewegt, und nach den Endlängen, bis zu denen die in solchem Komplex tätigen Muskeln verlängert oder verkürzt werden können. Wir überlegen folgendermaßen: Wenn ein Muskel sich verkürzend das Gelenk in seinem Sinn dreht, so wird der erschlaffte Gegenmuskel gedehnt und von dem Augenblick an, wo sein Entspannungswinkel überschritten wird, fängt er an, sich passiv zu spannen. Mit fortschreitender Dehnung nimmt diese Spannung und das durch sie bewirkte Drehmoment zu, und zwar anfangs langsam, allmählich rascher, zuletzt sehr rasch, während die Kraft und das Drehmoment des ersten Muskels allmählich gleichmäßig abnimmt, wie das ein Blick auf die Winkelmomentenkurven antagonistischer Muskeln (Fig. 11, 19—24) veranschaulicht. In einem gewissen Augenblick nun wird das zunehmende Drehmoment des passiv gedehnten Gegenmuskels dem abnehmenden Drehmoment des dehnenden Muskels gleich werden und in diesem Augenblick kommt die Bewegung zum Stillstand. Sie kann dann dadurch nochmals in Gang gesetzt und weiter fortgeführt werden, daß wir neben oder an Stelle des dem Gelenk zugehörigen

Muskels irgendeine äußere Kraft von genügender Stärke am Glied angreifen lassen, d. h. daß wir das Gelenk passiv statt aktiv bewegen. Aber das so erzielte Mehr an Ausschlag ist stets gering, denn der Widerstand des gedehnten Muskels wächst rasch an, Schmerzen treten auf und, wenn die Weiterbewegung trotzdem erzwungen wird, so droht die Gefahr der Zerreißung.

Bewegen wir das Gelenk nach der entgegengesetzten Richtung, sei es durch die aktive Verkürzung des Gegenmuskels, sei es passiv durch eine äußere Kraft, so wird umgekehrt der erste Muskel gespannt und sein wachsender Widerstand setzt der Bewegung auf der andern Seite ein Ende. Beugend wie streckend sind es also die eigenen Muskeln des Gelenks, welche die Drehung in einem gewissen Augenblick zum Stillstand bringen, die Lage der Endstellungen bestimmen. Und zwar tritt dieser Stillstand immer dann ein, wenn der hemmende Muskel um etwa sechs Zehntel (gleich 60%) seiner natürlichen Länge über diese natürliche Länge hinaus gedehnt ist, denn dann beginnt jenes rasche Wachstum seines Widerstandes, das vermutlich in der Spannung der bindegeweblichen Hüllen des Muskels seinen Grund hat und dem bei der graphischen Darstellung der steile Anstieg des dritten Teilstücks der Kurve des nicht innervierten Muskels entspricht.

Wir bezeichnen nun als Gesamtverkürzung des Muskels den Unterschied zwischen seiner Länge bei der äußern Endstellung des Gelenks, d. h. wenn er am stärksten verlängert, gedehnt ist und seiner Länge bei innerer Endstellung, d. h. wenn er am stärksten verkürzt oder passiv zusammengeschoben ist und bezeichnen ferner als relative Gesamtverkürzung den Quotienten aus der Gesamtverkürzung dividiert durch die natürliche Länge des Muskels. Nehmen wir an Muskel und Gegenmuskel seien völlig symmetrisch gebaut und besäßen auch ein und denselben Entspannungswinkel oder gemeinsamen Entspannungspunkt, wie wir es vorhin nannten. Dann erlaubt von diesem Punkt aus der eine Muskel noch einen Ausschlag um 0,6 seiner natürlichen Länge nach der einen Seite, der andre einen gleich großen Ausschlag nach der entgegengesetzten Seite. Es beträgt also die relative Gesamtverkürzung des einen wie des andern Muskels $0,6 + 0,6 = 1,2$. Genauer gesagt, ist die aktive, d. h. nur durch diese Muskeln selbst erzielte Gesamtverkürzung noch etwas geringer, die passive, d. h. durch Nachhilfe äußerer Kräfte ermöglichte Gesamtverkürzung etwas größer. Wir haben bei unsrer kleinen Berechnung vorausgesetzt, daß die beiden Muskeln symmetrisch gebaut und justiert sind. Unsre Rechnung stimmt aber auch dann, wenn sie nur in den maßgebenden kombinierten Konstanten: Querschnitt-Hebelprodukt, relative natürliche Länge und Entspannungswinkel übereinstimmen. Des weiteren gelingt es unschwer, aus unsern Gleichungen der Winkel-Momentenbeziehungen Formeln zu entwickeln, welche auch für alle andern Fälle, d. h. wenn die beiden Muskeln beliebig verschieden sind, uns den Betrag der relativen Gesamtverkürzung angeben.

Aus der relativen Gesamtverkürzung läßt sich leicht der Gesamtausschlag, d. h. der größte Drehungswinkel der im Gelenk möglich ist, berechnen. Statt durch Berechnung können wir auch auf graphischem Weg uns alle gewünschte Aufklärung verschaffen, indem wir die Winkel-Momentenkurven der verschiedenen Muskeln eines Gelenks konstruieren und in ein und dasselbe Koordinatennetz eintragen. Selbst ohne Zuhilfenahme von Berechnung oder Konstruktion sind gewisse Beziehungen zwischen unsern verschiedenen Größen erkennbar. Beispielsweise leuchtet ein, daß, wenn nicht, wie wir zunächst angenommen hatten, ein gemeinsamer Entspannungspunkt beiden Muskeln zugehört, sondern statt dessen ein gemeinsames Gebiet der Entspannung sich zwischen die beiden Entspannungswinkel legt, sowohl Gesamtverkürzung wie Gesamtausschlag größer

sind, daß sie umgekehrt geringere Werte aufweisen, wenn beide Winkel zu einem gemeinsamen Gebiet der Spannung übereinanderrücken.

Im übrigen ergibt sich bei der mathematischen Formulierung unsrer Werte, daß die relative Gesamtverkürzung nichts anderes ist als die Umkehrung (der reziproke Wert) der birelativen natürlichen Länge, von welcher wir oben bereits erfuhren, daß sie das Maß für die Güte der muskulären Versorgung der Endstellungen ist.

Im allgemeinen wird die muskuläre Versorgung der Gelenkstellungen sowohl in bezug auf Leistungsmöglichkeit wie auf Wirtschaftlichkeit um so unvollkommener, je mehr wir uns von der Hauptarbeitsstellung entfernen und uns den Endstellungen nähern. Die äußersten erreichbaren Endstellungen können, wie schon erwähnt, überhaupt nicht mehr aktiv, d. h. bloß durch die Tätigkeit der eigenen Muskeln des Gelenks, sondern nur noch passiv, d. h. unter Nachhilfe einer Kraft von außen hergestellt werden. Wenigstens wenn die Hemmung des Gelenks in der bisher besprochenen Weise durch die eigenen Muskeln des Gelenks stattfindet.

Dies aber braucht nicht der Fall zu sein. Vielmehr stellt sich sehr häufig der Gelenkdrehung, bereits ehe die passive Spannung der Gegenmuskeln ihr ein Halt gebietet, eine nicht muskuläre Hemmung, die wir als Arretierung bezeichnen, entgegen. Als Arretierung wirken Knochenvorsprünge, z. B. das Olekranon am Ellenbogen oder die Bänder des Gelenks oder endlich das Aufeinanderstoßen der bewegten Glieder; beispielsweise würden wir Ober- und Unterkiefer noch weiter einander nähern können, wenn nicht die beiden Zahnreihen aufeinanderklappen würden. Durch solche Arretierung wird die Endstellung an die Hauptarbeitsstellung herangerückt und damit die muskuläre Versorgung derselben verbessert. Beide Stellungen können sogar zusammenfallen, wenn nämlich die Arretierung bereits einsetzt, sobald die sich verkürzenden Muskeln ihre natürliche Länge erreicht haben. Dies scheint bei den Kaumuskeln der Fall zu sein. Sinn und Zweck dieser Einrichtung ist leicht verständlich. Nur dadurch, daß wir die Zähne mit großer Kraft gegeneinanderpressen, werden sie befähigt, ihre Aufgabe zu erfüllen und die Nahrungsmittel zu zerbeißen und klein zu mahlen. Die Arretierung im Ellenbogengelenk setzt uns in den Stand, den ganzen Arm in einen starren Stab zu verwandeln, indem wir ihn kraftvoll in der Streckstellung festhalten. Arretierung kann auf einer Seite oder auf beiden Seiten des Gelenksauschlags stattfinden. Stets bewirkt sie eine Verkleinerung der relativen Gesamtverkürzung sowie des Gesamtausschlags. Wenn bei im übrigen symmetrischem Bau der Muskeln, so wie wir es oben annahmen, eine einseitige Arretierung bis in die Hauptarbeitsstellung vorrückt, so wird die relative Gesamtverkürzung auf die Hälfte des dort berechneten Betrags, also auf 0,6 verringert, ein Wert, dem der bei den Kaumuskeln gemessene, nahe steht.

9. Insuffizienz oder Übersuffizienz des Muskels für den Spielraum seiner Gelenke. Unsre bisherigen Überlegungen gingen von der Anschauung aus, daß die muskuläre Hemmung das Normale sei, die nicht muskuläre Arretierung ein Vorgreifen, durch welches das Gelenk verhindert wird, so weit auszuschlagen, als die Muskeln es ihm erlauben würden. Man kann sich aber auch auf den umgekehrten Standpunkt stellen und sagen: Früher oder später findet jedes Gelenk in sich selbst seine Arretierung; jede muskuläre Hemmung ist eine Vorwegnahme, welche das Gelenk verhindert bis an das natürliche Ende seines Ausschlags zu gelangen. Diese Auffassung liegt zugrunde, wenn wir einen Muskel, der passiv sich spannend als Hemmung wirkt, nach HENKES Vorgang als insuffizient für den Spielraum seines Gelenks oder seiner Gelenke bezeichnen.

Besonders charakteristisch sind die Erscheinungen der Insuffizienz bei mehrgelenkigen Muskeln. Der Mensch ist nicht imstande das Handgelenk und die drei Fingergelenke gleichzeitig so stark zu beugen wie er jedes einzelne für sich beugen kann, und zwar deshalb nicht, weil die Fingerstrecker hierfür zu kurz sind und daher als Hemmung wirken. Ebenso wird gleichzeitige stärkste Streckung aller dieser Gelenke durch die Insuffizienz der langen Fingerbeugemuskeln verhindert.

Diese Insuffizienz bezeichnen wir als passive; da sie auf der Spannung des passiv gedehnten Muskels beruht. Ihr steht gegenüber die aktive Insuffizienz, welche darin sich äußert, daß der Muskel nicht imstande ist aus eigener Kraft das Gelenk bis in die äußerste Endstellung zu drehen. Wir sprachen oben bereits davon, daß bei rein muskulärer Hemmung durch Nachhilfe von außen stets eine weiter peripherwärts gelegene Endstellung erreicht werden kann, als durch die Tätigkeit der eigenen Muskeln des Gelenks. Diese sind also aktiv insuffizient.

Das Gegenteil der aktiven Insuffizienz ist die Übersuffizienz, welche dann statthat, wenn der Muskel auch noch in der Endstellung statt mit verminderter, mit fast voller Kraft arbeitet. Frühzeitige Arretierung bewirkt Übersuffizienz; die Kaumuskeln sind übersuffizient. Wie die Arretierung und die Übersuffizienz mit kleinem Gesamtausschlag und geringer relativer Gesamtverkürzung Hand in Hand geht, so die Insuffizienz mit hohen Werten dieser Größen. Über die teleologische Bedeutung der Übersuffizienz sprachen wir schon oben. Der biologische Wert der Insuffizienz besteht darin, daß sie große Gesamtausschläge gestattet. Die weitgehende Beweglichkeit der Finger, besonders bei Leuten mit sogenannten losen Gelenken, hängt mit der Insuffizienz der langen Fingermuskeln zusammen, und diese Insuffizienz wieder mit ihrer Einjustierung im Skelett, welche ein gemeinsames Gebiet der Entspannung zwischen die Entspannungswinkel der Fingerbeuger und der Fingerstrecker legt, und ihnen damit eine hohe relative Gesamtverkürzung erlaubt.

Schon seit langer Zeit haben Anatomen und Physiologen sich bemüht, die Beziehungen zwischen der Gesamtverkürzung, deren der Muskel im Skelett fähig ist, und seiner Länge aufzufinden. Nach der ED. WEBERSchen Theorie soll das Verhältnis der Gesamtverkürzung zur größtmöglichen Länge der im Skelett angespannten Muskelfaser etwa gleich $1 : 2$ (genauer $0,47$) sein. Während unsre relative Gesamtverkürzung das Verhältnis der Gesamtverkürzung zur natürlichen Länge darstellt, erhält also WEBER seinen Quotienten, indem er die Gesamtverkürzung durch die Länge des Muskels bei äußerer Endstellung dividiert. Eine theoretische Ableitung für die Wahl gerade dieses Verhältnisses als Norm gibt er nicht, es handelt sich also um eine lediglich empirische Aufstellung. Aber um eine schlechte Empirie. Denn das Zahlenmaterial, welches diese Norm als zu recht bestehend erweisen soll, zeigt so große Abweichungen von derselben, daß man aus ihm mit demselben Recht die Ungültigkeit wie die Gültigkeit des Gesetzes ableiten kann. Auch die von A. FICK vorgeschlagene Abänderung (WEBER-FICKsches Gesetz), welche die mehrgelenkigen Muskeln vom Gesetz ausnimmt, bessert nicht viel. Unsre Untersuchungen haben dargelegt, daß und warum das Verhältnis zwischen der Gesamtverkürzung und der Länge bei den einzelnen Muskeln sehr verschieden ist und daß daher eine so einfache und schematische Formulierung, wie sie das WEBERSche Gesetz darstellt, die Fülle der Wirklichkeit niemals zu erfassen vermag.

10. Arbeitsgemeinschaften der Muskeln. Als gliedermechanischen Komplex hatten wir eine Mehrzahl von Muskeln bezeichnet, welche das gleiche Gelenk oder die gleichen Gelenke bewegen. Wir haben bisher diese Zusammen-

arbeit immer nur vom Standpunkt des Mechanikers angesehen, von ihm aus das Gesamtergebnis der antagonistischen Muskelwirkungen errechnet. Darüber gilt es nun hinauszugehen und die Muskeln eines Komplexes mit dem Auge des Biologen und Teleologen zu betrachten, sich den Zweck ihrer Zusammenarbeit klarzumachen und sich Rechenschaft zu geben, warum wir gerade so viele und so beschaffene Muskeln in solcher Weise an einem bestimmten Gelenk vereinigt finden. Gelingt uns das, so bezeichnen wir einen solchen Komplex von Muskeln, die wir als zweckmäßig zusammenarbeitend durchschaut haben, als Arbeitsgemeinschaft.

Wir unterscheiden engere und weitere Arbeitsgemeinschaften, je nachdem ob die Muskeln inniger oder loser in ihren Aufgaben und Zielen miteinander verkoppelt und auf einanderangewiesen sind. Genauer gesagt: wir finden, daß aus mehreren engeren Arbeitsgemeinschaften sich eine weitere und aus mehreren weiteren eine noch weitere aufbaut; und das Endziel der gliedermechanischen Forschung ist, den gesamten Muskelapparat als eine einzige weiteste, mannigfaltig gegliederte und unterteilte Arbeitsgemeinschaft zu verstehen. Wenn wir auch von diesem Endziel noch sehr weit entfernt sind, so sind uns doch schon einige engste Arbeitsgemeinschaften als solche einigermaßen durchsichtig, so die der Wadenmuskeln, die der langen Fingerbeuger, die der beiden radialen Handgelenkstrecker; und über diesen sehen wir dann die größeren Komplexe der gesamten Finger- und der sämtlichen Handgelenksbeweger als umfassendere Arbeitsgemeinschaften sich aufbauen.

II. Pathologische Gliedermechanik. Was uns bisher beschäftigt hat, war die allgemeine Gliedermechanik des Gesunden. Es folgt nun ein Abschnitt der die betreffenden Verhältnisse bei schlaffen Lähmungen untersucht. Hierbei erntet der Pathologe was der Physiologe gesät hat: aus der Erkenntnis der normalen Zustände und Geschehnisse sind die krankhaften leichter zu verstehen und zu übersehen

Dreierlei Folgeerscheinungen sind es, die nach schlaffen Lähmungen sich einstellen, und die Mechanik der gelähmten Glieder verändern: Die erste besteht in einer Verschiebung der Ruhelage, welche in der Hauptsache dadurch bedingt ist, daß die Antagonisten der gelähmten Muskeln, da sie nicht mehr genügend passiv gedehnt werden, schrumpfen, d. h. ihre natürliche Länge und ihre Entspannungswinkel verändern, wodurch dann auch das gemeinsame Gebiet, das sie mit den gelähmten Muskeln zusammen besitzen und damit unsrer früheren Überlegung gemäß die Ruhelage verschoben wird. Die zweite Veränderung besteht in einer Verschiebung der Endstellungen, welche dadurch zustande kommt, daß die Hemmungen der Ruhelage nachrücken und gegen sie hin vorschreiten. Dadurch werden geringere oder größere Abschnitte des Gelenkausschlags ungangbar. Wird dabei auch die Hauptarbeitsstellung ausgeschaltet, so kommt es zu schweren Störungen der Gelenkfunktion und wir sprechen von Kontraktur.

Eine dritte, rein funktionelle Änderung besteht darin, daß der Patient lernt, an Stelle der verlorengegangenen Bewegung eine ganze Reihe von Ersatzbewegungsmöglichkeiten heranzuziehen und sich dienstbar zu machen und dadurch die ungünstigen Folgen der Lähmung in gewissem Umfang aufzuheben. Besonders interessant ist die auf der Ausnutzung der passiven Insuffizienz eines gelähmten mehrgelenkigen Muskels beruhende Ersatzbewegung. Durch stärkste aktive Beugung eines dieser Gelenke kann der Patient ein andres mittelbar strecken, dessen unmittelbare Streckung infolge der Lähmung unmöglich geworden ist. Es vertreten die Beuger die Strecker (LÉTIÉVANT). Auch beim Gesunden kann man durch möglichst kräftige Beugung des Handgelenks eine

Öffnung der zur Faust eingeschlagenen Finger bewirken. Umgekehrt kann durch kräftige Überstreckung des Handgelenks der Beugegelähmte mittelbar eine Beugung seiner Finger bewirken: es vertreten die Strecker die Beuger.

12. Das Handgelenk. Der Bericht über den die allgemeinen Tatsachen und Gesetze der Gliedmechanik behandelnden Teil der Arbeit ist beendet. Wir kommen zum speziellen Teil, in welchem nun auf Grund der gewonnenen Erkenntnisse für jene Körperteile, welche für die praktische Aufgabe der Konstruktion von Lähmungsprothesen besonders wichtig sind, nämlich für Handgelenk und Finger jenes eingangs aufgestellte Ideal verwirklicht und der anatomische Bau mechanisch durchsichtig gemacht werden soll. Anhangsweise folgen noch einige Erörterungen über das Fußgelenk. Wir beginnen mit dem Handgelenk und hier wieder damit, daß wir uns als physikalisch denkende Anatomen über folgendes wundern: Das Gelenk als solches zeigt in ausgesprochener Weise zwei Hauptbewegungsrichtungen, erstens Beugung — Streckung (Flexion — Extension) und zweitens Seitwärtsbewegung (radiale und ulnare Abduktion), die sieben Muskeln aber, welche das Gelenke zu bewegen haben, scheiden sich nicht reinlich in streckende und beugende und in ulnar und radial abduzierende, sondern entfalten sämtlich gemischte Wirkungen und sind anscheinend regellos am Gelenk verteilt, bald nah beieinander stehend, wie die beiden radialen Strecker, bald große Abstände zwischen sich lassend. Zur Erzielung einer reinen Beugung oder Streckung oder einer reinen Seitwärtsbewegung müssen daher jeweils mehrere Muskeln derart zusammen arbeiten, daß die unerwünschten Komponenten ihrer Wirkung sich gegenseitig aufheben.

Begnügen wir uns jedoch nicht mit dem Augenschein, sondern dringen messend und rechnend tiefer in die Mechanik des Gelenks ein, so öffnet sich uns ein andres Bild. Die Berechnung der Gesamtsumme von Drehmomenten, welche zur Verfügung stehen, um das Gelenk aus der Ruhelage heraus nach den besprochenen Hauptbewegungsrichtungen hin zu führen oder gegen solche Bewegungen festzuhalten, fördert das merkwürdige Ergebnis, daß die Summe der verfügbaren ulnaren Drehmomente jener der radialen genau entgegengesetzt gleich ist. Das bedeutet: Die Hand kann mit gleicher Kraft nach beiden Seiten bewegt oder gegen Stöße von beiden Seiten festgehalten werden, wie es offenbar ihrer Aufgabe entspricht, da sie ja ihre Verrichtungen durchschnittlich in gerader Haltung (Normalstellung in bezug auf die Seitwärtsbewegung) ausführt.

Eine weitere merkwürdige Ausbalancierung der verfügbaren Drehmomente zeigt sich darin, daß, wenn wir sämtliche vier Muskeln, welche beugend wirken, mit voller Kraft anspannen, die erheblichen seitlichen Komponenten ihres Zugs sich gerade aufheben. Dadurch kann diese Bewegung, welche mehr als irgendeine andre gelegentlich mit großer Kraft ausgeführt sein will, beispielsweise, wenn wir einen schweren Gegenstand oder beim Kriechen den eigenen Körper auf dem Handteller tragen und emporheben, unter vollem Kraft-einsatz aller beteiligten Muskeln stattfinden. Allerdings auch unter einer gewissen Energieverschwendung, welche dadurch gesetzt wird, daß die starken, seitlichen Komponenten dieser Muskeln sich gegenseitig aufheben. Es ist aber noch eine zweite Beugemöglichkeit vorhanden, bei welcher nur drei Muskeln sich betätigen, das erzielte Drehmoment nur etwa die Hälfte beträgt, dafür aber die Energieausnützung viel besser ist. Wir haben also zwei Arbeitsweisen: eine, bei welcher der Apparat auf kurzdauernde Höchstleistungen, eine, bei welcher er auf sparsame Dauerleistungen eingestellt ist.

Fahren wir in unsrer zahlenmäßigen Durchforschung fort und errechnen wir die Ruhelage des Handgelenks, so finden wir als solche eine leichte Überstreckung

und finden ferner, daß bei dieser Ruhelage alle Muskeln nahezu entspannt sind. Dabei fällt uns ein, daß eine solche Haltung des Gelenks eingenommen zu werden pflegt, wenn die Finger sich zur Faust schließen. Die Faust aber ist die Hauptarbeitsstellung der Finger und daher ist es offenbar zweckmäßig, daß auch die ihr entsprechende Handgelenkstellung für die zugehörigen Muskeln die Entspannungsstellung darstellt, daß sie also bei ihrer Hauptarbeitsstellung natürliche Länge besitzen und also unserer früheren Überlegung gemäß wirtschaftlich möglichst vorteilhaft arbeiten.

Warum aber wird das Handgelenk bei Faustschluß überstreckt? Man wird zunächst vielleicht antworten, weil dann der gefaßte Gegenstand in die Achse des Vorderarms zu liegen kommt. Das ist richtig, aber es ist nicht alles, wichtiger ist folgendes. Die den Faustschluß bewirkenden langen Fingerbeugemuskeln überziehen mehrere Gelenke und ihre Muskelfaserlänge, welche ja durch die Abmessungen des Vorderarms beschränkt ist, reicht nicht aus sie alle gleichzeitig völlig und kraftvoll zu beugen, und wir finden bei ihnen ebenso wie bei vielen andern mehrgelenkigen Muskeln die früher besprochene Eigentümlichkeit der aktiven Insuffizienz. Energische und ausgiebige Beugung der Fingergelenke ist daher nur möglich, wenn das Handgelenk gestreckt oder überstreckt ist. Dann aber ist, wie die genaue Rechnung erweist, die Bahnlänge dieser Muskeln eine solche, daß sie bei den hauptsächlichsten Arten des Faustschlusses etwa natürliche Länge und also wieder günstigste Arbeitsbedingungen aufweisen.

Fragen wir nun den Muskeln, welche durch Überstreckung des Handgelenks den Faustschluß in dieser Weise unterstützen, näher nach, so finden wir die beiden radialen Handgelenkstreckler als eigentliche Faustschlußhelfer bestellt. Daraus erklärt sich, daß sie neben ihrer streckenden noch eine radial abduzierende Zugkomponente besitzen, denn nur dann können sie die Wirkung der langen Fingerbeuger auf das Handgelenk, welche nicht nur eine beugende, sondern auch eine ulnar abduzierende ist, völlig ausgleichen, ohne daß im allgemeinen ein dritter Muskel zu Hilfe gerufen werden muß. Ist dies ausnahmsweise bei besonders hoher Kraftanforderung doch der Fall und muß dann der ulnare Handgelenkstreckler mit einspringen, dann ist die Arbeitsweise des Apparates wesentlich unwirtschaftlicher, weil dieser Muskel eine erhebliche unerwünschte Komponente besitzt, die durch Gegenwirkung aufgehoben werden muß. Eben um solche Hilfe entbehrlich zu machen, dabei aber doch dem Umstand Rechnung zu tragen, daß beim Faustschluß bald die ulnaren, bald die radialen Finger stärker zufassen und folglich bald eine stärkere, bald eine schwächere radiale Komponente von der Faustschlußhilfe im Handgelenk verlangt wird, müssen wir zwei Faustschlußhelfer, zwei radiale Streckler von ein wenig verschiedener Zugrichtung haben. Außerdem erfüllt der lange radiale Streckler noch gewisse Sonderaufgaben, auf welche wir hier nicht eingehen wollen.

Somit erklärt sich also sowohl die Doppelung der radialen Handgelenkstreckler wie auch ihre eigentümliche, aus Streckung und radialer Abduktion gemischte Zugrichtung und damit ihre Lage am Gelenk als Anpassung an ihre besondere Aufgabe. Diese Muskeln aber einmal festgelegt, muß sich auch die Anbringung der andern nach ihnen richten. Wir finden den Flexor carpi ulnaris als genauen Antagonisten der beiden radialen Streckler angebracht und ferner die Musculi extensor carpi ulnaris und abductor pollicis longus als ein antagonistisches Paar, das die Bewegung senkrecht zu der von den vorgenannten Muskeln beherrschten Richtung besorgt, so daß alle zusammen als ein übers Kreuz arbeitendes zweifaches Antagonistenpaar nun alle durch das Gelenk zugelassenen Bewegungsrichtungen gleichmäßig beherrschen. Die beiden Musculi flexor carpi

radialis und palmaris longus treten hinzu mit der Sonderaufgabe der energieersparenden Beugung, von welcher wir vorhin sprachen, und der Feststellung des Handgelenks beim Strecken der Finger; der Palmaris ist außerdem als Fascienspanner tätig.

Damit ist die Verteilung der Muskeln um das Gelenk herum, welche uns anfangs so sonderbar vorkam, verständlich geworden. Wir haben ferner die Ausbalancierung der verfügbaren Drehmomente bzw. der ihre Höhe bestimmenden Querschnitt-Hebelprodukte unserer Muskeln ihrer Aufgabe angepaßt gefunden, ebenso wie die Entspannungswinkel. Wenn wir endlich die dritte maßgebende Konstante, die die Güte der muskulären Versorgung der Endstellungen anzeigende birelative natürliche Länge als Prüfstein verwenden, so finden wir auch hier eine Einstellung auf die gegebenen Anforderungen. Es zeigt sich nämlich, daß von den verschiedenen Endstellungen des Handgelenks die der Zugrichtung der radialen Strecker zugehörige bei der muskulären Versorgung bevorzugt ist. Diese Endstellung aber erweist sich bei einer Durchmusterung der verschiedenen Tätigkeiten der Hand als vorzugsweise wichtig und starker Kraft bedürftig. Denn es ist die Stellung, welche die Hand beim Anheben eines Werkzeugs, insbesondere des wichtigsten aller Werkzeuge, des Hammers, einnimmt.

Damit haben wir sowohl die Gesamtanordnung der Handgelenkmuskulatur als auch die mechanischen wichtigsten Eigenschaften der einzelnen Muskeln, die sich in unsern maßgebenden Konstanten ausdrücken, als den Anforderungen, welche an die Hand gestellt werden, angepaßt erkannt, das Handgelenk ist uns mechanisch durchsichtig, der Komplex seiner Muskeln ist uns zur Arbeitsgemeinschaft geworden.

13. Die vier Finger. Wenden wir uns nun den Fingern zu! Leider kann die mechanische Analyse bei diesen wegen der Lückenhaftigkeit des vorliegenden Beobachtungsmaterials nur eine unvollkommene sein. Insbesondere fehlen uns zahlenmäßige gliedermechanisch-anatomische Angaben über die kurzen Fingermuskeln und sämtliche Daumenmuskeln. Unsere Untersuchung kann sich daher im wesentlichen nur mit den vier Fingern, und an diesen wieder nur mit den langen Fingermuskeln eingehender befassen.

Wir beginnen wieder damit, daß wir einerseits die Gelenke und die von ihnen gestattete Beweglichkeit, andererseits die Muskeln betrachten, welche diese Bewegungsmöglichkeiten verwirklichen sollen, und daß wir uns dabei über verschiedenes wundern: erstens über die gemeinsame Strecksehne dreier ganz verschiedener Muskeln, und besonders darüber, daß sie an beiden Endgliedern, nicht aber am Grundglied Ansätze besitzt, sodann darüber, daß die kurzen Muskeln, ehe sie die gemeinsame Strecksehne erreichen, von der Beugeseite des Fingers zur Streckseite hinüberqueren, also am Grundgelenk als Beuger, an den Interphalangealgelenken als Strecker wirken. Ferner darüber, daß die kurzen Muskeln bei anscheinend gleicher Funktion aus zwei in Bau und Ursprung so außerordentlich verschiedenen Muskelarten, wie Interossei und Lumbricales, bestehen, endlich darüber, daß die Sehnen der langen Beugemuskeln einander durchkreuzen.

Die Gelenke anlangend, beginnen wir mit folgender phoronomischen Überlegung (Phoronomie = Bewegungslehre als Vorstufe der Dynamik = Kräftelehre). Wir haben an jedem Finger drei Gelenke, von welchen jedes unabhängig vom andern gebeugt oder gestreckt werden kann (die Seitwärtsbewegung und die Rollung im Grundgelenk lassen wir dabei außer Betracht). Indem wir sämtliche möglichen Bewegungsarten kombinieren, gelangen wir zu $2 \cdot 2 \cdot 2 = 8$ denkbaren Gesamtbewegungen und ebensoviel denkbaren Endstellungen. Von diesen acht

Endstellungen aber werden, wie leicht festzustellen, nur vier regelmäßig und mit Sicherheit ausgeführt: erstens Streckung aller drei Gelenke, zweitens Beugung aller Gelenke oder Faust, drittens Streckung (oder Überstreckung) des Grundgelenks bei Beugung der beiden Interphalangealgelenke, d. i. Krallenstellung und viertens Beugung des Grundgelenks bei gestreckten Interphalangealgelenken, d. i. Schaufelstellung. Wir beachten, daß die Interphalangealgelenke bei diesen vier Stellungen immer gleichzeitig beide gebeugt oder beide gestreckt sind. Die vier weiteren denkbaren Endstellungen, bei welchen die Interphalangealgelenke sich gegensätzlich verhalten müssen, können nicht oder nur mangelhaft hergestellt und beherrscht werden.

Forschen wir den Gründen dieser Unvollkommenheit nach, so stoßen wir zunächst auf die schon erwähnte Tatsache, daß die gemeinsame Strecksehne an beiden distalen Gliedern zugleich sich anheftet. Das ist keineswegs deshalb erforderlich, damit sie auf beide wirkt, ist sie ja doch auch am Grundgelenk und an diesem sogar mit größtem Drehmoment wirksam, ohne sich am Grundglied anzuheften; ein mehrgelenkiger Muskel wirkt stets auf alle Gelenke, welche er überspannt. Wenn er sich aber wie hier an zwei Gliedern hintereinander anheftet, so hat das zur Folge, daß bei seiner Betätigung die Bewegungen der beiden zugehörigen Gelenke stets in einer ganz bestimmten festen Beziehung zueinander stehen, d. h. daß mit einer gewissen Winkelstellung des einen immer eine ganz bestimmte und nur diese eine bestimmte Winkelstellung des andern zusammengeht, daß also beide Gelenke zwangläufig gekoppelt sind. Dies ist der mechanische Grund, warum das eine aktiv nicht gestreckt werden kann, ohne daß das andere eine entsprechende gleichsinnige Bewegung ausführt; auf die Frage der mechanischen Zweckmäßigkeit und Bedeutung dieser Einrichtung kommen wir alsbald zurück.

Zunächst fragen wir: Wenn den beiden Interphalangealgelenken die Möglichkeit getrennter aktiver Streckung fehlt, hat es dann einen Zweck und Wert, daß sie dadurch getrennte Beugefähigkeit erhalten, daß der oberflächliche Beuger am Mittelglied, der tiefe am Endglied sich anheftet? Antwort: diese Selbständigkeit der Beugung ist nur scheinbar. In Wirklichkeit arbeiten normalerweise beide langen Beugemuskeln stets gemeinsam und Hand in Hand. Es besteht hier eine physiologische, d. h. nervös-reflektorisch vermittelte Koppelung, welche für die Beugung das gleiche leistet, wie die vorbesprochene mechanische Koppelung für die Streckbewegung. Warum aber haben wir dann überhaupt zwei Muskeln und zwei Sehnen, so wird man fragen, statt eines einzigen entsprechend kräftigeren anatomischen Gebildes? Die Antwort hierauf verschieben wir auf später und stellen einstweilen folgendes fest: Der Anordnung, daß beide Beugesehnen stets miteinander vor oder zurückgehen, ist es zu danken, daß beide in eine einzige Sehnenscheide verlegt werden können. Würden sie sich gegensätzlich bewegen, so müßte nach allem, was wir aus den sonstigen hierher gehörigen Einrichtungen unseres Körpers schließen können, für jede Sehne eine eigene Scheide angeordnet werden, um gegenseitiger Behinderung durch Reibung der einen Sehne an der andern vorzubeugen. Nur weil wir sozusagen reibungstechnisch bloß eine einzige Beugesehne haben, kommen wir mit einer einzigen Scheide aus.

Also nur eine einzige Beugesehne und eine einzige Strecksehne! Auf dieser denkbar höchsten Einfachheit beruht die Betriebssicherheit des Apparates, beruht die Möglichkeit, an so zarten schlanken Gliedern so bedeutende Kräfte sich auswirken zu lassen. Dies wird uns besonders klar, wenn wir einen raschen Seitenblick auf den Daumen werfen. Dieser stellt, wenn wir das Wurzelglied (Metacarpale I) mit einrechnen, gleichfalls einen dreigliedrigen Finger dar. Im Unter-

schied von den vier anderen besitzt er jedoch die Fähigkeit, alle acht denkbaren Endstellungen sicher herzustellen und festzuhalten. Aber auf seinem breiten Rücken ist auch Platz genug, um zwei unabhängige Strecksehnen anzubringen, ohne daß sie einander ins Gehege kommen, und zur Beugung können, da das Wurzelglied noch mit der übrigen Hand breit zusammenhängt, kurze Muskeln herangezogen werden, welche am Mittelglied sich anheften, ohne daß Sehnen nötig werden, welche einer Führung bedürften.

An den beiden Sehneneinheiten jedes der vier Finger arbeiten also nur drei selbständige Motore als Beuger und Strecker, nämlich erstens die beiden langen Beugemuskeln, zweitens der oder die langen Streckmuskeln, drittens die kurzen Muskeln, welche für Beugung und Streckung als eine Einheit zusammenwirken, und mehr als drei können offenbar auch nicht wohl angebracht werden, ohne daß weitere Sehnen notwendig werden. Wie nun die genaue phoronomische Untersuchung der Bewegungsmöglichkeiten mehrerer hintereinander geschalteter Scharniergelenke, welche von den gleichen Muskeln bedient werden, nachweist, sind drei Motore mindestens erforderlich, um zwei solche Gelenke ganz unabhängig voneinander und mit völliger Betriebssicherheit zu beugen und zu strecken. Kommt noch ein drittes Gelenk hinzu, ohne daß die Zahl der Motore vermehrt werden kann, so muß dieses mit einem der beiden schon vorhandenen gekoppelt werden, wie wir das in unserm Fall gefunden haben.

Wie die phoronomische Betrachtung ferner nachweist, ist es für die Betriebsicherheit besonders wichtig und wertvoll, wenn einer dieser Motore mit möglichst verschiedenen Hebeln an den verschiedenen Gelenken angreift. Der höchste Grad der Verschiedenheit ist vorhanden, wenn geradezu eine Umkehr der Hebelrichtung stattfindet, d. h. wenn der Muskel an einem Gelenk Streckung, an andern Beugung bewirkt, wie das die kurzen Muskeln tun. Darin liegt die Bedeutung ihres Hinüberquerens von der Beuge- nach der Streckseite.

Auch ohne strenge phoronomische Ableitung und Beweisführung leuchtet folgendes ein. Von den vier oben aufgezählten Endstellungen der Finger, in welchen wir gewissermaßen die Summe ihres Könnens vor uns haben, wird die Faust durch die Zusammenziehung nur der langen Beugemuskeln bewirkt. Die Schaufelstellung kann durch die kurzen Muskeln allein geleistet werden, die ja am Grundgelenk beugend, an den beiden Interphalangealgelenken streckend wirken. Aber ihr beugendes Moment am Grundgelenk ist infolge des kurzen Hebels, mit welchem sie dort angreifen, sehr gering; zur kraftvollen Schaufelstellung müssen die langen Beuger mithelfen und das Grundgelenk mit ihrem großen Drehmoment angreifen, während die kurzen Muskeln die beugende Tendenz derselben an den beiden andern Gelenken aufheben und so verhindern, daß statt der Schaufel eine Faust entsteht. Dazu sind sie deshalb befähigt, weil sie an diesen Gelenken ein verhältnismäßig großes streckendes Drehmoment entwickeln können.

Eben darum ist auch, wenn es Streckstellung aller Gelenke herzustellen gilt, ihre Wirkung an diesen Gelenken höchst wichtig und wertvoll. Dem langen Strecker dagegen fällt hierbei wesentlich nur die Aufgabe zu, das Grundgelenk zu strecken, wobei er die wie gesagt nur schwache beugende Tendenz der kurzen Muskeln an demselben zu überwinden hat. Dazu ist er sehr gut imstande, weil er am Grundgelenk mit großem Hebel angreift, aber eben darum ist er auch weniger geeignet, gleichzeitig noch die beiden andern Gelenke kraftvoll zu strecken. Die Gesamtverkürzung, welche er zu leisten vermag — wir bezeichnen sie auch als die verfügbare Verkürzungsstrecke — wird eben am Grundgelenk aufgebraucht. Das Grundgelenk ist für ihn das Gelenk der Wahl. So nämlich nennen wir bei einem mehrgelenkigen Muskel das-

jenige Gelenk, an welchem er mit besonders großem Hebel angreift. An diesem ist sein Angriff besonders wirksam, aber an diesem erschöpft er auch rasch seine Leistungsfähigkeit, denn da ja Hebel und spezifische Verkürzung proportional sind (vgl. oben unter 3.), so wird hier durch Drehung um einen kleinen Winkel bereits ein bedeutender Teil der verfügbaren Verkürzungsstrecke aufgebraucht.

Diese Tatsache gibt uns endlich die Erklärung dafür, daß, wenn langer Strecker und lange Beuger zusammenarbeiten, die Krallenstellung zustande kommt. Da der lange Strecker am Grundgelenk als am Gelenk seiner Wahl mit besonders großem Hebel angreift, so trägt er hier den Sieg über die Beuger davon, aber hier erschöpft er sich auch so, daß jenen an den Interphalangealgelenken die Oberhand bleibt. Die Beuger wiederum, indem sie an diesen Gelenken mit verhältnismäßig großem Hebel erfolgreich sich auswirken, brauchen dort ihre Verkürzungsstrecke auf und müssen dem langen Strecker am Grundgelenk seinen Willen lassen.

Wir sahen oben, daß die kurzen Muskeln an den Interphalangealgelenken viel wirksamer d. h. mit größerem Drehmoment angreifen als der lange Strecker. Da der Angriff bei beiderlei Muskeln durch Vermittlung derselben gemeinsamen Strecksehne geschieht, der Hebel also derselbe ist, so muß der Querschnitt der beiderlei Muskeln wesentlich verschieden sein. In der Tat ist der Querschnitt, der kurzen Muskeln bedeutend größer, im Mittel gerade doppelt so groß wie der des langen Streckmuskels.

Da bei den kurzen Muskeln der Querschnitt auf Kosten der Länge entwickelt ist, so ist auch ihre verfügbare Verkürzungsstrecke gering, und deshalb darf auch Hebel und spezifische Verkürzung dieser Muskeln am Grundgelenk nur gering sein, falls sie an den beiden andern noch kraftvoll wirken sollen. Immerhin ist gegen Schluß der zur Schaufelstellung führenden Bewegung diese geringe Verkürzungsstrecke aufgebraucht. Um auch das letzte Ende dieser Bewegung sicher ausführen zu können, ist den Interossei, welche unsere bisherige Darstellung zunächst berücksichtigt hat, der *Lumbricalis* beigegeben, welcher, soweit Beugung und Streckung in Frage kommt, gleiche Wirkung wie sie entaltet, aber zum Unterschied von ihnen bei geringem Querschnitt große Länge besitzt, daher auch die äußerste Schaufelstellung mit bescheidener, aber doch ausreichender Kraft und Sicherheit verwirklichen kann. Diese Auffassung über die Rollenverteilung zwischen den beiden Arten unserer kurzen Muskeln ist allerdings eine reine Vermutung; denn leider läßt uns unser Beobachtungsmaterial hier im Stich. Wir wissen nichts über die Entspannungslänge dieser Muskeln und können daher auch nicht sagen, wie groß bei einer gewissen Winkelstellung ihre Länge und damit die jeweils verfügbare Höchstkraft ist.

Wir verlassen die Phoronomie und gehen zur Dynamik, genauer zur Statik der vier Finger über. Alle unsere Fingermuskeln sind mehrgelenkige Muskeln, und die Wirkung eines solchen an den einzelnen von ihm überspannten Gelenken ist proportional dem jeweiligen Hebel, denn das Drehmoment ist gleich dem Produkt aus Kraft \times Hebel, und die Kraft ist natürlich in der ganzen Länge des Muskels und seiner Sehne dieselbe. Wir sahen schon, daß die Hebel der Fingermuskeln an den verschiedenen Fingergelenken sehr verschieden sind, und daß eben dank dieser Verschiedenheit mit so einfachem Apparat so mannigfache Bewegungen bei größter Betriebssicherheit ausgeführt werden können. Wir wollen aber noch schärfer prüfen und Rechenschaft darüber verlangen, nicht nur warum dieser Hebel länger, jener kürzer ist, sondern auch warum das Verhältnis der Hebellängen gerade diesen zahlenmäßigen Betrag aufweist.

Zu diesem Zweck untersuchen wir die Mechanik (Statik) einiger besonders wichtiger Verrichtungen der Finger: Faustschluß, Fingerspitzenschluß (d. i.

die Haltung, mittels welcher wir einen Gegenstand zwischen dem Daumen und den Spitzen der vier Finger fassen), Öffnen der Finger (Greifen), indem wir jeweils berechnen, welches Verhältnis von Drehmomenten an den einzelnen Gelenken bei diesen Verrichtungen zwecks Überwindung der sich entgegenstellenden äußern Widerstände erfordert wird, und dann zusehen, ob unsere Muskeln gerade dieses Verhältnis leisten und ob sie es bei möglichst weitgehender Ausnützung ihrer Arbeitsmöglichkeiten leisten. Die durchgeführte Untersuchung und Berechnung zeigt, daß dies in weitgehendem Maße der Fall ist.

Das führt uns auf die oben aufgeworfene Frage nach der Ursache der Doppelung der langen Beugemuskeln zurück. Die zahlenmäßige Untersuchung weist nach, daß das Gesamtdrehmoment der langen Beuger an den drei Gelenken sehr verschieden ist, am Grundgelenk etwa siebenmal soviel beträgt als am Endgelenk. Um so weitgehende Abstufung mittels einer einzigen Sehne zu erreichen, müßten wir ebenso starke Unterschiede in den Hebellängen anbringen. Da aber der bereits sehr kurze Hebel des Flexor profundus am Endgelenk nicht mehr wesentlich weiter verkürzt werden könnte, müßten die andern Hebel stark verlängert werden, die Sehne also viel weiter beugewärts von den Gelenken geführt werden. Dadurch aber würden die Finger zu unförmlicher Dicke anwachsen, und der zum Einlegen des zu fassenden Gegenstandes in der Hohlhand verfügbare Platz würde stark beschränkt werden. Ferner würde die durch die Vergrößerung des Hebels notwendig mitgesetzte Vermehrung der spezifischen Verlängerung, falls der Gesamtausschlag der Gelenke derselbe bleiben soll, eine größere Verkürzungsstrecke, diese aber eine größere Länge der Muskelfaser erfordern, während doch der am Vorderarm verfügbare Raum dieser Länge eine enge Grenze setzt.

Mit letzterem Umstand hängt auch die Durchkreuzung der Sehnen der beiden langen Beugemuskeln zusammen. Durch diese Einrichtung kommt die Sehne des nur drei Gelenke überziehenden Flexor sublimis beugewärts von der Sehne des vier Gelenke überspannenden Flexor profundus zu liegen, erhält also an den gemeinsamen Gelenken die größeren Hebel und die größeren spezifischen Verlängerungen und Verkürzungen. Indem somit die eine Sehne weniger Gelenke, aber mit größerer spezifischer Verkürzung an den einzelnen Gelenken, die andre mehr Gelenke bei geringerer spezifischer Verkürzung versorgt, kann jede die verfügbare Verkürzungsstrecke voll ausnützen.

Endlich liegt noch eine letzte Frage nahe: Warum überhaupt diese mehrgelenkigen Muskel? Denn nur dadurch, daß derselbe Muskel auf verschiedene Gelenke wirkt, entstehen alle die Schwierigkeiten, deren erfolgreiche Überwindung so viele Mühe kostet und die entfallen würden, wenn jeder Muskel immer nur ein einziges Gelenk versorgen würde. Gewiß, aber dann müßten die Muskeln für die distalen Fingergelenke an den Fingern selber angebracht werden, diese würden zu unförmlichem Umfang anschwellen und weich und empfindlich werden. Jetzt dagegen haben wir zum Angreifen und Eingreifen in die Welt Organe, die vermöge ihrer schlanken Form überallhin ihren Weg finden und große Kraft mit großer Unempfindlichkeit und Derbheit verbinden und rücksichtslos zupacken können, während die voluminösen und schutzbedürftigen Teile des Apparates rückwärts am Arm gesichert und störungsfrei untergebracht sind.

Die vorstehend skizzierten Untersuchungen befassen sich im wesentlichen nur mit den vier Fingern; sie auf den Daumen auszudehnen geht deshalb nicht an, weil wir über die gliedermechanischen Konstanten seiner Muskeln zu wenig unterrichtet sind. Als Ersatz dienen in der bisher üblichen primitiven Weise angestellte Betrachtungen über die Arbeitsweise und insbesondere die Zugrichtungen seiner Muskeln unter besonderer Berücksichtigung der durch die Opposition

des Daumens bedingten Änderung der Zugrichtungen. Daran schließt sich eine Übersicht über die gemeinsamen Verrichtungen sämtlicher Finger und über ihre Haltungen und Ruhelagen unter normalen und pathologischen Verhältnissen.

14. Der Fuß. Ein letzter Abschnitt des speziellen Teils beschäftigt sich mit der unteren Extremität, wobei allerdings aus dem weiten Gebiet nur ein ganz kleines Kapitel, das aber für die praktische Aufgabe des Prothesenbaues besondere Bedeutung besitzt, behandelt wird, nämlich die Mechanik der das obere Sprunggelenk beim Gehen bewegenden Muskeln während der Periode des Beinschwingens. Diese Muskeln zerfallen in zwei Gruppen: die Fußspitzenheber oder Dorsalflexoren, deren wichtigster der *Musculus tibialis anterior* ist, und die Fußspitzen-senker oder Plantarflexoren, welche wesentlich durch die großen Wadenmuskeln dargestellt sind. Unsere Untersuchung baut sich auf den Ergebnissen der bekannten großangelegten Arbeit von O. FISCHER über den Gang des Menschen auf. In dieser hat er, anfangs noch zusammen mit W. BRAUNE arbeitend, einzelne Phasen des Ganges mit Momentphotographie festgehalten und dann aus den gewonnenen Bildern die Lage der Schwerpunkte der einzelnen sich gegeneinander bewegenden Gliedmaßen, sowie die Lage der Gelenke und der Gelenkwinkel während jeder Phase festgestellt. Wenn dann weiter das Gewicht der Glieder sowie die anatomischen Entfernungen zwischen den mechanisch wichtigen Punkten ermittelt sind, lassen sich Aussagen über die die Bewegung veranlassenden Kräfte machen, insbesondere läßt sich das Drehmoment der inneren Kräfte berechnen. Darunter sind die zwischen den einzelnen Gliedmaßen sich auswirkenden Kräfte zu verstehen, also vor allem die Kräfte der sich zusammenziehenden tätigen Muskeln, der Bänder und sonstiger Weichteile sowie etwaiger spannender Kleidungsstücke oder Apparate.

Die Untersuchung liefert zunächst nur die algebraische Summe der von diesen verschiedenen Kräften am Gelenk ausgeübten Drehmomente. Um diese Summe in die einzelnen Posten zu zerlegen und insbesondere den Beitrag der einzelnen Muskeln zu ermitteln, müssen weitere Überlegungen und Vermutungen herangezogen werden. FISCHER ist auf diesem Wege zu der Annahme gelangt, daß die die Fußspitzen hebenden und die sie senkenden Muskeln am schwingenden Bein in verwickelter Weise abwechselnd tätig sind. Seine Annahmen aber sind in der Hauptsache sicher unrichtig, und zwar deshalb, weil sie die Beziehungen zwischen Länge und Spannung der Muskeln und ihre Einspannung im Skelett, d. h. ihre Entspannungswinkel, die ja FISCHER unbekannt waren, außer acht lassen. Berücksichtigen wir diese Verhältnisse, so kommen wir zu ganz andern und viel einfacheren Annahmen, nämlich, daß nur die Fußspitzenheber und diese nur in einer einzigen Folge tätig (d. h. vom Gehirn her innerviert) sind, einer Annahme, die auch vom teleologischen Standpunkt aus die wahrscheinlichere ist. Berechnen wir schließlich den Innervationsgrad der Fußspitzenheber, wozu uns unsere gliedermechanischen Formeln gleichfalls die Möglichkeit geben, dann zeigt sich, daß dieser Innervationsgrad während der ganzen Tätigkeit ein und denselben, im übrigen auffallend geringen Wert von $7\frac{1}{2}\%$ besitzt. Wir kommen somit zu der Erkenntnis: so verwickelt die Bewegung selbst ist, welche der gehende Fuß während des Schwingens durchläuft, so einfach ist die Muskel-funktion, die ihr zugrunde liegt.

Mit der Auffindung des Gesetzes des Innervationsgrades hat die glieder-mechanische Analyse der beobachteten Bewegung ihr letztes Ziel erreicht und weist gleichzeitig über sich selbst hinaus, indem sie als Wegebereiterin und Vorarbeiterin der speziellen Nervenphysiologie dieser die Aufgabe stellt, zu erforschen, wie der solchermaßen festgestellte Innervationsablauf zustande kommt.

15. **Schlußwort.** Damit ist unsre kurze Übersicht, die freilich zahlreiche interessante Einzelheiten der ausführlichen Arbeit ganz übergangen hat, beendet, und ich muß nur noch darauf hinweisen, daß das Beobachtungsmaterial, auf welchem sich die Berechnungen der Arbeit aufbauen, recht mangelhaft und unvollkommen ist. Wenn ich mich trotzdem entschlossen habe, weitgehende Schlüsse auf dasselbe zu gründen und der Öffentlichkeit vorzulegen, so geschah es, weil ich nicht in der Lage bin, selbst neue umfangreiche Beobachtungen und Messungen anzustellen, also nur vor der Wahl stand, an dem in der Literatur vorliegenden Material und den Ergebnissen einiger weniger eigener Versuche meine Gedanken auszuarbeiten und zu veranschaulichen, oder überhaupt zu verzichten. Sodann weiß ich denke, daß die experimentelle Grundlage immerhin doch soweit tragfähig ist, daß die wichtigsten und besonders die praktisch wichtigen Schlußfolgerungen gesichert sind. Somit hoffe ich wenigstens die für den praktischen Endzweck des Lähmungsprothesenbaues nötigen Unterlagen beschafft und im übrigen dem theoretisch interessierten Leser einen klaren Begriff von dem mir vorschwebenden Ideal einer Gliedermechanik und einer gliedermechanischen Muskelanatomie gegeben zu haben, welche die doppelte Aufgabe löst, erstens den einzelnen Muskel mechanisch zu charakterisieren, ebenso wie man ihn bisher schon morphologisch, entwicklungsgeschichtlich und vergleichend anatomisch zu erfassen pflegte, und dazu ist ja nichts weiter nötig, als seine individuellen Konstanten festzustellen, und welche zweitens auf Grund dieser Feststellungen den Sinn und die Bedeutung des einzelnen Muskels und der ganzen Muskelverbände teleologisch begreift. Solches Begreifen wird nicht nur die praktische Tätigkeit des wissenschaftlich arbeitenden Arztes befruchten und vertiefen — aus solchem praktischen Bedürfnis ist ja diese ganze Untersuchung entsprungen — sondern auch dem nur nach Erkenntnis verlangenden Biologen die Befriedigung und den hohen Genuß gewähren, daß er, wenn auch nur innerhalb bescheidenster Grenzen, mit Klopstock zu reden „den großen Gedanken der Schöpfung noch einmal denkt“.

Literatur.

Die in eckige Klammern eingeschlossenen Seitenzahlen bezeichnen die Stellen dieses Buches, an welchen der betreffende Verfasser genannt wird.

- C. BARTH und G. SCHLESINGER, Entwicklung des Baus künstlicher Hände und Arme. Merkblatt Nr. 7 der Prüfstelle für Ersatzglieder, Dez. 1916. [243.]
- H. BEAUNIS, Recherches physiol. sur la contraction simultanée des muscles antagonistes. Archives de physiol. norm. et pathol. 5 sér. t. 1, 55, 1889. [123.]
- A. BENEDECENTI, La tonicité des muscles étudiée chez l'homme. Archives italiennes de Biologie 25, 1896, S. 385. [111f.]
- Recherches sur la tonicité musculaire, ebenda 28, 127. 1897.
- S. EGON DE BESSER, De l'action mécanique des muscles des doigts et du poignet; de la rétraction des muscles après la section de leur tendon, Thèse, Lausanne 1899. [67 f., 122, 145, 201.]
- H. v. BAEYER, Muskuläre Koordination. Vortrag, demnächst in der Münch. med. Wochschr. erscheinend. [50.]
- A. BETHE, Beiträge zum Problem der willkürlich beweglichen Prothese I. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1577. [17, 102.]
- MAGNUS BLIX, Die Länge und die Spannung des Muskels, zweite Abhandlung. Skandinav. Archiv f. Physiologie 4, 399. 1893. [111.]
- R. DU BOIS-REYMOND, Spezielle Muskelphysiologie oder Bewegungslehre, 1903. [5, 91, 122.]
- Über die Oppositionsbewegung. Archiv f. Physiologie 1896, S. 154. [183.]
- Die Gelenkbewegungen bei der Opposition. Anatomischer Anzeiger 11, 464. 1896.
- A. BRELLUS, De motu animalium 1685. [11, 49, 153.]
- W. BRAUNE und O. FISCHER, Das Gesetz der Bewegungen in den Gelenken an der Basis der mittleren Finger und im Handgelenk des Menschen. Abh. d. math.-phys. Klasse d. k. sächs. Ges. d. Wiss. 14, 225. 1887. [180, 199.]
- Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers, ebenda 15, 618. 1890. [250.]
- Der Gang des Menschen I. Teil, ebenda 21. 1895. [263.]
- Bemerkungen zu E. FICKS Arbeit „Über die Methode der Bestimmung von Drehungsmomenten“. Archiv f. Anatom. u. Physiol., anatom. Abt. Suppl. 1889, S. 239. [28.]
- G. BRODIE, The extensibility of muscle. Journal of Anat. and Physiology 29, 367. 1895. [111.]
- A. CHAUVEAU, Etude physique de l'élasticité acquise par le tissu musculaire en état de travail physiologique. Comptes rendus d. séances de l'académie des sciences 127, 983. 1898 II. [17, 105 f.]
- et F. LAULANIÉ, De l'élasticité et des forces de tension dans les muscles. Journ. de physiol. et de path. génér. 1, 157. 1899.
- D. J. CUNNINGHAM, The flexor brevis pollicis and the flexor brevis hallucis in man. Anatom. Anzeiger 2, 186. 1887. [189.]
- DONDERS [106].
- H. DRESER, Über die Messung der durch pharmakologische Agenzien bedingten Veränderungen der Arbeitsgröße und der Elastizitätszustände des Skelettmuskels. Archiv für exper. Path. u. Pharmak. 27, 50. 1890. [111.]
- G. B. DUCHENNE, Physiologie der Bewegungen, übersetzt von C. WERNICKE. 1885.
- Duchennes Bedeutung für unsere Disziplin liegt nicht sowohl in den heute zum großen Teil überholten Lösungen, welche er gegeben hat, als in seinen Fragestellungen und der Energie, mit welcher er die pathologischen Tatsachen zur Aufklärung der normalen Muskelfunktion heranzog. [122 f., 172 f., 192, 201, 229.]

- W. FLEMMING, Über den Flexor brevis pollicis und hallucis des Menschen. *Anatom. Anzeiger* **2**, 68. 1887. [189.]
 — Nachträgliche Notiz über den Flexor pollicis brevis. *Ebenda* S. 269.
- A. FICK, Über die Längenverhältnisse der Skelettmuskelfasern (aus der Inaugural-Disser-tation des Dr. GUBLER mitgeteilt). *MOLESCHOTTS Untersuchungen* **7**, 253. 1860 u. *Gesammelte Schriften* **1**, 444. 1903. [90, 148 f, 327.]
 — Mechanische Arbeit und Wärmeentwicklung bei der Muskeltätigkeit 1882. [16.]
 — Über die Methode der Bestimmung von Drehungsmomenten der Muskeln. *Archiv f. Anat. u. Physiol., anat. Abt. Suppl.* 1889, S. 281. [28.]
 — Myographische Versuche am lebenden Menschen. *Pflügers Archiv f. d. ges. Physiologie* **60**, 578. 1895.
- L. FICK [108].
- E. FICK, Über zweigelenkige Muskeln. *Archiv f. Anat. u. Phys., anat. Abt.* 1879, S. 201. [51.]
 — Über die Methode der Bestimmung von Drehungsmomenten. *Ebenda, Suppl.* 1889, S. 281. [28, 67.]
- R. FICK, *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke* II. Teil: allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik 1910. III. Teil: spezielle Gelenk- und Muskelmechanik 1911 (zu- gleich Bd. 2, I, 2 und 3 des Handbuchs der Anatomie des Menschen, herausgeg. von K. VON BARDELEBEN). Diesem Werk bin ich für vielseitige Anregung zu besonderm Dank verpflichtet. [5, 63, 67, 80, 90f., 122, 139, 148, 179f., 199, 249, 305, 314.]
 — Über die Arbeitsleistung der auf die Fußgelenke wirkenden Muskeln. *Festschrift f. ALB. v. KOELLIKER*, 1892, S. 43. [104, 145f.]
 — Über die Länge der Muskelbündel und die Abhandlung MURK JANSSENS über diesen Gegenstand. *Zeitschr. f. orthop. Chirurgie* **38**, 1. 1918. [96, 150.]
- O. FISCHER, *Theoret. Grundlagen für eine Mechanik der lebenden Körper*, Leipzig 1906. [19f.]
 — *Kinematik organischer Gelenke*, Braunschweig 1907. [5, 314.]
 — Über die Drehungsmomente ein- und mehrgelenkiger Muskeln, *Archiv f. Anat. u. Physiol., anatom. Abt.* 1894.
 — *Der Gang des Menschen*, II. bis VI. Teil. *Abhandl. d. math.-phys. Kl. d. k. sächs. Gesellschaft d. Wissensch.* **25**, **26**, **28**. 1899, 1901, 1904. [81ff., 245ff., 251, 253ff., 257ff., 264ff., 300ff., 306.]
- O. FRANK, *Thermodynamik des Muskels*, *Ergebnisse der Physiologie* **3**, 2, 348. 1904. [37.]
- M. v. FREY, *Allgemeine Physiologie der quergestreiften Muskeln im Handbuch der Physiologie*, herausgegeben von NAGEL, Bd. 4, 1909.
- F. FROHSE und M. FRÄNKEL, *Die Muskeln des menschlichen Arms*, 1908.
 — *Die Muskeln des menschlichen Beins*, 1913.
 (Beide Bücher zugleich Bd. 2, II, 2 des Handbuchs der Anatomie, herausgeg. von K. VON BARDELEBEN.) [66, 87, 93, 95f., 104, 109, 166, 181, 208, 263, 273f. 279, 289.]
- M. GERULANOS, *Schußverletzungen der peripheren Nerven aus den Balkankriegen*. *Beiträge zur klin. Chirurgie* **91**, 269. 1914. [II.]
- J. GUÉRIN, *Essai de physiologie générale* 1868 (zitiert nach MAREY). [52.]
- J. B. HAYCRAFT, *The elasticity of animal tissues*, *The journal of Physiol.* **31**, 407. 1904 [111.]
- W. HENKE, Über Insuffizienz der Länge der Muskeln für den Spielraum der Gelenke u. über Kautschukmänner. *Zeitschr. f. ration. Medizin* III. Reihe **33**, 141. 1868. [136, 139, 249.]
 — *Die absolute Muskelkraft*, *ebenda* S. 148. [104.]
- HENLE [184].
- H. E. HERING, *Beitrag zur Frage der gleichzeitigen Tätigkeit antagonistisch wirkender Muskeln*. *Zeitschr. f. Heilkunde* **16**, 129. 1895. [123, 179.]
 — Über die Wirkung zweigelenkiger Muskeln auf das Gelenk und über die pseudoantagonistische Synergie. *Pflügers Archiv f. d. ges. Physiologie* **65**, 627. 1897. [201.]
 — *Beitrag zur experimentellen Analyse koordinierter Bewegungen*, *ebenda* **70**, 559. 1898.
- L. HERMANN, *Allgemeine Muskelphysik im Handbuch der Physiologie*, herausgeg. von demselben Bd. I, 1. 1879. [97, 102.]
 — *Zur Messung der Muskelkraft am Menschen*, *Pflügers Archiv f. d. ges. Physiologie* **73**, 429. 1898. [91, 104.]
- M. HERZ, *Lehrbuch der Heilgymnastik*, 1903. [58, 102.]
- F. JAMIN, *Exper. Untersuch. z. Lehre v. d. Atrophie gelähmter Muskeln* 1904. [154.]

- M. JANSEN, Über die Länge der Muskelbündel und ihre Bedeutung für die Entstehung der spastischen Kontrakturen. *Zeitschr. f. orthop. Chir.* **36**, 1. 1916. [96, 145, 149f., 305.]
- G. JOACHIMSTHAL, Über selbstregulatorische Vorgänge am Muskel. *Zeitschr. f. orthopäd. Chirurgie* **4**, 169. 1896. [45, 53.]
- J. E. JOHANSSON und GUNNAR KORAEN, Untersuchungen über die Kohlensäureabgabe bei statischer u. bei negativer Muskeltätigkeit. *Skand. Arch. f. Physiol.* **13**, 229. 1902. [37.]
- A. KIRCHNER, Wie wird beim Gehen die Fußsohle aufgesetzt? *Archiv f. Physiologie* 1906, S. 519. [250.]
- R. KLAPP, Kontrakturen, in WULLSTEIN und WILMS, *Lehrb. d. Chirurgie*, 5. Aufl. **3**, 63. 1916. [162.]
- W. LANGELAAN, Über Muskeltonus. *Archiv f. Physiologie* 1901, S. 106. [16, 109 ff.]
- C. v. LANGER, *Lehrbuch der systemat. u. topogr. Anatomie*, herausgeg. v. C. TOLDT, 9. Aufl. 1910. [199.]
- P. LESSHAFT, Die Bestimmung der Funktion der Muskeln, *Anat. Hefte*, I. Abt. **21**, 30. 1903.
- E. LÉTIÉVANT, *Traité des sections nerveuses*, 1873. [137, 166, 192, 328.]
- VON MANSVELT, *Over de elasticiteit der spieren*. Dissertat. Utrecht 1863 (zitiert nach HERMANN 1879). [106.]
- E. J. MAREY, *Recherches expérimentales sur la morphologie des muscles*. *Comptes rendus des séances de l'Acad. d. sciences* **105**, 446. 1887 II. [45, 49, 52f.]
- Des lois de la morphogénie chez les animaux. *Archives de physiologie norm. et pathol.* **5**, 1, 88. 1889. [53.]
- *Le mouvement*, Paris 1894. [249. 299.]
- G. HERM. MEYER, *Die Statik und Mechanik des menschlichen Knochengestütes*, 1873. [179.]
- MOELTGEN, Ein Universalwinkelmesser. *Münch. med. Wochschr.* 1916. Nr. 13. [75, 220, 272.]
- A. MOSSO, Description d'un myotonomètre pour étudier la tonicité des muscles chez l'homme. *Archives ital. de biologie* **25**, 349. 1896. [111f.]
- J. PARNAS, Energetik glatter Muskeln. *Pflügers Archiv f. d. ges. Physiol.* **143**, 441. 1910. [51.]
- H. PETERSEN, Das Kiefergelenk des Kabeljau. *Archiv f. Entwicklungsmechanik* **39**, 103, 1914. [133.]
- POIRIER-CHARPY-NICOLAS, *Traité d'anatomie humaine*. Tome II, Myologie par P. Poirier, revue par H. ROUVIÈRE 1912. [172, 184, 249.]
- J. H. O. REYS, Über die absolute Kraft der Muskeln im menschl. Körper. *Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol.* **170**, 183, 1915. [104.]
- P. RICHER, *Physiologie artistique*, 1895.
- *Locomotion humaine in: Traité de physique biologique publié par d'ARSONVAL, CHAUVEAU, GARIEL, MAREY, WEISS I*, 1901. [71, 122.]
- J. RIEDINGER, *Wesen, Ursache und Entstehung der Deformitäten*, im *Handbuch der orthopädischen Chirurgie*, herausgeg. von JOACHIMSTHAL I, 1 1905—06. [162.]
- A. RIVIÈRE, L'ankylose bipolaire des articulations radio-cubitales et l'adaptation fonctionnelle du tissu musculaire. *Gazette des Hôpitaux* 1895, S. 477. [52.]
- J. ROSCHDESTWENSKI und R. FICK, Über die Bewegungen im Hüftgelenk u. d. Arbeit d. Hüftmuskeln. *Arch. f. Anat. u. Physiol., anat. Abt.* 1913. S. 365. [96.]
- W. ROUX, *Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen I*, 1895: Über die Selbstregulation der morphologischen Länge der Skelettmuskeln des Menschen, 1883. [52, 93, 109, 149.]
- SABATIER [184.]
- F. SAUERBRUCH, *Die willkürlich bewegliche künstliche Hand*, 1916. [104.]
- J. SCHAFFER, Über die Sperrvorrichtungen an den Zehen der Vögel. *Zeitschr. f. wissenschaft. Zoologie* **73**, 377, 1903. [51.]
- G. SCHLESINGER, *Der mechan. Aufbau d. künstl. Glieder*, in *Ersatzglieder u. Arbeitshilfen f. Kriegsbeschädigte* usf. Herausgeg. d. M. BORCHARDT u. a. 1919. S. 497. [194, 243.]
- A. SEELIGMÜLLER, *Spinale Kinderlähmung* im *Handbuch der Kinderkrankheiten*, herausgeg. von GERHARDT **5**, 1. 1880. [159.]
- C. S. SHERRINGTON, *On reciprocal innervation of antagonistic muscles*. *Proceed. of the Royal Society London, Ser. B.* **79**, **80**, **81**, 1907, 1908, 1909. [123.]

- SPALTEHOLZ [184].
- H. STRASSER, Zur Kenntnis der funktionellen Anpassung der quergestr. Muskeln 1883. [52.]
 — Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik **1**, 1908; **2**, 1913; **3** und **4**, 1917. [5, 19f., 49, 51, 63, 149, 153, 180, 314.]
- F. W. THEILE, Gewichtsbestimmungen zur Entwicklung des Muskelsystems u. d. Skeletts beim Menschen. Verhandlungen der Kais. Leopoldinisch-Karolinischen Deutschen Akademie der Naturforscher **46**, 1884. [93.]
- THÖLE, Kriegsverletzungen peripherer Nerven. Beiträge zur klin. Chir., **98**, 131. 1915. [166.]
- H. TRIEPEL, Einführung in die physikalische Anatomie. 1902. [16, 73, 112f., 122.]
- G. VANGHETTI, Vitalizzazione delle membra artificiali, Manuali Hoepli, 1916. [104.]
- ED. FR. WEBER, Muskelbewegung, in WAGNERS Handwörterbuch d. Physiol. **3**, 2. 1846. [15, 97, 108.]
 — Über die Längenverhältnisse der Fleischfasern der Muskeln. Berichte ü. d. Verhandl. d. k. sächs. Gesellsch. d. Wiss., math.-phys. Kl. 1851, II, S. 63. [93, 95f., 104, 121f. 145f., 147ff., 177, 212, 216, 261, 263, 273f., 279f., 289, 327.]
- EM. WEBER, Über das Verhalten der Vorderarmmuskeln zu den Hand- und Fingergelenken. Verhandl. der physik.-med. Gesellsch. in Würzburg **15**, 63. 1881. [67f., 95, 101, 212f., 274, 280.]
- G. WEISS, Architecture des muscles. Traité de physique biologique publié p. D'ARSONVAL, CHAUVEAU, GARIEL, MAREY, WEISS **1**, 90. 1901. [53.]
- G. WERTHEIM, Mém. sur l'élasticité et la cohésion des principaux tissus du corps humain. Annales de chimie et de physique **21**, 385. 1847. [113.]
- W. WUNDT, Die Lehre von der Muskelbewegung 1858. [16, 111.]
- J. B. WINSLOW, Exposition anatomique de la structure du corps humain II: traité des muscles 1732. [119.]

Sachverzeichnis.

Weitere Auskunft gibt Tabelle 28, Seite 308, und der Anhang, Seite 313, sowie das Inhaltsverzeichnis.

- Absolute Muskelkraft** 11 f., 104, 113, 277.
- Achillessehne** 73, 79, 117, 139, 150, 157, 294, 304.
- Affenhand bei Medianuslähmung** 191, 193.
- Ankylose** 161.
- Antagonist** 114, 120, 124, 128 ff., 144 f., 153 ff., 240, 323 f.
- Arbeitsgemeinschaft der Muskeln** 36, 150 ff., 181, 327 f.
- Arretierung d. Gelenkausschl.** 131 ff. ausgezeichnet. Muskelbündel 65, 89.
- Bauökonomie als Anforderung** 34.
- Beschleunigung, algebraisch oder geometrisch ermittelt** 259, 265 ff. 300, 306.
- Betriebsökonomie als Anforderung** 34, 41.
- Betriebssicherheit als Anforderung** 34, 241.
- Dauerleistung, sparsame** 151, 208 f.
- Daumen, Gegenüber- u. Rückstellung (Opposition u. Reposition)** 182, 187 f.
- Längs- u. Querverführung** 183, 187 f.
- Vorwärts- u. Rückwärtsführ.** 183.
- Umkippen d. Daumens** 189.
- Daumen-Zeigefingerseitenschluß** 195, 198.
- Dehnungskurven d. Muskels** 8, 109 f.
- Doppelscharniergelenk** 5, 27, 59 f., 70, 199.
- Drehmoment** 20 f., 29, 54, 114, 133, 281, 291 f., 300 ff.
- Dynamometer** 100 f., 210, 222, 227, 229 f.
- Effekt der Muskelarbeit** 42.
- effektive Länge u. effektiver Querschnitt** 63.
- einstellende Muskeln** 120, 174.
- Elastizitätsmodul des Muskels** 10, 107, 113 f., 144, 277, 316.
- Endlänge, äußere (maximale) und innere (minimale)** 11, 30, 89.
- Endstellungen des Gelenks** 6, 46, 168, 174 ff., 276.
- Endstellungswinkel** 30.
- Entspannung und Zeichen d. E. (Abiegen, Durchhängen)** 8 f., 71 f., 139.
- Entspannungslänge** 25, 36 f., 68 ff., 89, 92, 113, 156, 225, 227, 278, 283.
- relative Entspannungslänge** 48.
- Entspannungspunkt, gemeinsamer** 117, 125, 135.
- Entspannungswinkel** 26 f., 48, 53, 55, 69 ff., 79, 81 f., 113, 115 f., 118, 129, 139, 167, 205, 218, 262, 270, 275, 278, 294 ff., 315, 318.
- Ersatzbewegung (smöglichkeit)** 160, 163 ff., 328.
- erschlafte Muskel** 8 ff., 18.
- Faktor γ** 108, 127.
- Faust, Faustschluß** 141, 174, 177, 194 f., 198, 220 ff., 229, 233, 240, 276, 287, 292.
- Faustschlußhilfe** 203, 208 ff., 217 f., 224, 330.
- passive Faustschlußhilfe** 213 ff.
- Festigkeit als Anforderung** 34, 44, 48.
- Feststellmuskeln** 50, 204, 225.
- Fiederungswinkel** 62, 89.
- fiktives Gelenke** 31 f., 116, 141, 275, 293.
- Fingerseitenschluß** 195, 197.
- Fingerspitzenschluß** 189, 194 f., 225 f., 292.
- Fingerzange, Dorsal- und Volarwärtsdrehen** 196.
- Heranholen und Hinwegschieben** 194.
- Längs- und Querwälzung** 197.
- Führung der Sehne** 20.
- Fußwinkel** 75, 79 ff., 244 ff., 250, 257 f., 294 ff.
- Gegenmuskel siehe Antagonist**
- Gelenk der Wahl** 176.
- Gelenkmechanik** 2, 5 f.
- gemeinsames Gebiet der Spannung oder Entspannung** 115 ff., 129 ff., 146, 304, 324.
- geringes Gewicht als Anforderung** 34, 46, 48.
- Gesamtausschlag (passiver)** 30, 124, 126 ff., 135, 142 ff., 276, 324 f.
- akt. Gesamtausschlag** 128 f., 130 f.
- Gesamtverkürzung** 30 f., 108, 124 ff. 279, 285, 305.
- freie Gesamtverkürz.** 13, 108, 129.
- relative Gesamtverkürzung** 125 f. 130 f., 142 ff., 305, 324 f.
- relative freie Gesamtverkürzung** 129.
- Gliedermechanik** 1 ff., 271, 314.
- Grenzwert des Innervationsgrades J** 13 f., 17.
- Hand des Eins-zwei-Zählenden** 191, 193.
- Handgelenk** 5, 199, 272, 276, 293.
- Hauptanforderungen** 34, 320 ff.
- Hauptarbeitsstellung** 36 f., 46 f., 79, 81 f., 159, 205, 218, 225, 321.
- Hebel (Hebelarm)** 21 ff., 28 ff., 44, 52 f., 67, 280, 291.
- korrig. Hebellänge** 23, 143, 212 f.
- Verhältnis der Hebel und Drehmomente** 49, 219 ff., 292, 334.
- Hilfsbewegungen des Gelähmten** 85, 167.
- Höchstleistung, kurzdauernde** 151, 208 f., 215.
- Hookes Gesetz** 7, 254.
- innere Kräfte, ihr Drehmoment** 251, 258 f., 26, 266, 300 ff.
- Innervationsgrad** 8, 12 ff., 106, 255 f., 264, 336.
- innervierter Muskel** 8, 11, 54.
- schwach innerv. Muskel** 13 ff., 61.
- Insuffizienz des Muskels** 130 f., 136 ff.
- absol. aktive Insuffizienz** 137 f., 146, 326 f.
- relative aktive Insuff.** 137 f., 146 f.
- passive Insuff.** 137, 146 f., 164 f.
- verfrühte passive Insuffizienz** 159, 164.
- Justierung, Einjustierung des Muskels** 24, 28, 37, 51.
- Kantung des Fußes** 244, 249 f., 304 f.
- Kautschukmänner** 144.
- klaffende Hand bei Beugelähmung** 191, 193.
- knappe Form als Anforderung** 34, 44, 48.
- knappe Suffizienz d. Musk.** 131, 138.
- Knickfinger bei Ulnarislähm.** 192 f.
- Kompensatoren** 118, 120 f., 200.
- Komplex, gliedermechanischer** 1, 35 f., 150, 152.
- Komplexmechanik** 2, 114 ff., 152, 323.
- Konstanten des Muskels** 34, 314 f.
- generelle Konstanten** 18, 97, 277.
- individuelle K.** 18, 32, 47, 152.
- kombinierte maßgebende Konstanten** 48, 52 f., 218, 322.
- Kontraktion des Muskels** 8, 15, 19.
- Kontraktur** 158 ff., 328.
- arthrogene u. myogene K.** 161.
- lähmungssinnige und gegenmuskelsinnige K.** 161, 192 f.
- Kopplung zweier Gelenke** 170 ff., 231, 237, 332.
- Kralle, Krallenstellung der Finger** 175 f., 191 ff., 196, 229, 232, 240.
- Kurve, umgeklappte antagonistische** 57.
- Lähmung (Paralyse)** 154 ff.
- Lähmung, gelenkanliegende u. gelenkumfassende** 157 f.
- Lähmung der Beugemuskeln des Arms** 177.
- Lähmung der kurzen Fingermuskeln** 177, 192 f.
- Lähmung der Seitwärtsbeweger der Hand** 202.
- Lähmung des Nervus medianus** 161, 189, 191 ff., 197, 281.
- Lähmung des Nervus peroneus** 84, 157, 253, 299.
- Lähmung des Nervus radialis** 160 f. 164, 189, 191 ff., 197, 202, 281.
- Lähmung des Nervus ulnaris** 161 f., 165, 189, 191 ff., 197, 281.
- Längen-Spannungsbeziehungen u. -Gleichungen** 7 ff., 97, 102, 107, 288 f., 316 f., 319.
- Längen-Spannungsfeld** 8.

- Längen-Spannungskurven 9, 97, 102 f., 107, 277.
 Listings Gesetz 180, 199.
 Mannigfaltigkeit der Leistungen u. Formen 35 f., 44.
 Mathematik in der Biologie 23.
 mechanischer Muskel, mech. Muskelinheit 7, 63 ff., 152.
 mech. Leistung des Muskels 34, 40.
 Mittelstellung u. Länge bei M. 6, 31, 88, 92, 94, 276, 279, 289.
 Moderatoren 118 f., 196.
 Musculus abductor pollicis longus 78, 165, 184 ff., 208, 217, 274, 278 ff., 304 f.
 Musculus adductor poll. 184 ff., 202.
 Musculus biceps femoris 137, 147, 305.
 Musculus brachioradialis 65, 305.
 Musculus extensor carpi radialis long. et brevis 76 ff., 200 ff., 203, 206 ff., 215, 278 ff., 304 f.
 Musculus extensor carpi ulnaris 76, 78, 201 f., 206, 278 ff., 304 f.
 Musculus extensor digitorum communis 77 f., 137 f., 141, 146 f., 168 f., 176 f., 181, 191, 210, 215, 227 f., 232, 273, 275, 283 ff., 289 ff., 304 f.
 Musculus flexor carpi radialis 77, 140, 208, 217 f., 273 f., 278 ff., 304 f.
 Musculus flexor carpi ulnaris 140, 147, 201 ff., 208, 217, 278 ff., 304 f.
 Musculus flexor digitorum profundus 98, 168 f., 178 f., 192, 221, 232, 237, 280, 290 ff.
 Musculus flexor digitorum sublimis 77 f., 93 ff., 97 ff., 141, 147, 168 f., 178 f., 209, 221, 225, 232, 238 f., 273 ff., 280, 283 ff., 305.
 Musculus gastrocnemius 45, 50, 79 ff., 83 f., 86, 109 f., 137, 146, 150 f., 153 f., 252, 260, 274, 295 ff., 302 ff.
 Musculus interosseus 156, 168 ff., 177, 181, 191, 229, 232, 290 ff.
 Musculus lumbricalis 181, 168 f., 232, 290 ff., 334.
 Musculus palmaris longus 77 f., 202, 208, 217 f., 274, 278 ff., 305.
 Musculus rectus femoris 153 f., 305.
 Musculus sartorius 112, 150, 236.
 Musculus semitendinosus 73, 173, 137, 147, 305.
 Musculus soleus 79, 84, 131, 150 f., 252, 260, 295 ff., 302 f., 304 f.
 Musculus tibialis anterior 74, 79, 84, 117, 123, 131, 146 f., 261, 294 ff., 304 f.
 Muskel, zwei- und mehrgelenkige 19 f., 49 ff., 73, 136, 153, 252, 335.
 Muskelfaser, Muskelbündel 7, 61 ff.
 Muskelkraft, absolute 11 f., 104, 113, 277.
 Muskelkraft, spezifische 11, 281.
 Muskelmechanik 2.
 Muskeln d. Fing. 76 f., 117, 293, 304 f.
 kurze Muskeln d. Finger 168, 174, 179 ff., 191, 224 f., 227 ff., 240.
 lange Beugemuskeln der Finger 121, 137, 176 f., 191, 198, 203, 208, 211 ff., 218, 225, 237 ff.
 Muskeln des Fußes 74 f., 78 f., 117, 294, 304 f.
 Fußspitzenheber u. -Senker 248, 251 ff., 261 f., 264, 302 f.
 Wadenmuskeln 79, 123, 139, 150 f., 248, 252, 262.
 Muskeln (eigentliche) des Handgelenks 76, 117, 138 ff., 142 f., 148, 278 ff., 304 f.
 radiale Handgelenkstrecker 121, 200, 203, 208 ff., 216 f.
 natürliche Länge des Muskels 6, 18 f., 52, 87 ff., 92 ff., 279, 289, 318.
 relative natürliche Länge 37, 39 ff., 47 f., 55, 58, 64 f., 125 f., 135, 157, 218, 282.
 birelative natürliche Länge 46 ff., 52, 126, 136, 215 f., 218.
 rechnermäßige natürliche Länge 62 ff., 89.
 natürl. Ausschlag 39 f., 48, 126, 130 f.
 natürlicher Querschnitt 7, 90, 93 ff.
 rechnermäßiger natürlicher Querschnitt 62 ff., 89.
 natürliches Ausschlagsverhältnis 46 ff., 126.
 Nebenstellungen 37.
 Negerwade 45.
 Neuanpassung d. Muskels 51 ff., 156.
 Normalstellung, Länge bei N. 6, 24 f., 76.
 Öffnen der Finger 226 f., 287, 292.
 Optimum, wirtschaftl. 37, 256, 321.
 Phonomie der Finger 231 ff.
 Querschnitt, natürlicher 7, 90, 93 ff.
 Querschnitt, physiologischer 90 f.
 Querschn.-Hebelprodukt 43, 45, 48, 52, 55, 130 f., 156 f., 218, 280, 282.
 Querschnitt-Längenprodukt 43.
 Raschheit der Leistung des Muskels 42 f.
 Raumökonomie als Anforderung 34
 rechnermäßige Länge und Querschnitt siehe nat. L. u. Q.
 reflektorische Muskelanspannung 74, 76, 86, 143, 145.
 Reflexzuckung des Gastrocnemius 225, 257, 263.
 Reichweite der Leistung des Muskels 41 ff.
 Rückfederung als Ersatzbeweg. 164.
 Ruhelage 114 f., 154, 324.
 Ruhelage der vier Finger 190 f., 287
 Ruhelage des Handgelenks 204 f.,
 Verschiebung der R. 84, 154 ff., 324.
 Schaufelstellung der Finger 174 f., 196, 233, 240.
 Scharniergelenk-Kette 26, 58, 69, 233 ff.
 schräge Muskelfaser 61 ff., 89.
 Schrumpfung des Muskels 154, 161.
 schwindföh. Länge d. Musk. 13, 105.
 Sehndurchkreuzung der Fingerbeuger 239.
 Spannung (Anspannung) des Muskels 7 ff., 16, 18 f., 154.
 Sperrvorrichtungen 50 f.
 spezifische Muskelkraft 11, 281.
 spezifische Verlängerung (od. Verkürzung) 26 ff., 67 f., 176, 280, 290.
 starrgestreckte Finger bei Medianuslähmung 191, 193.
 Strecksehne, gemeinsame des Fingers 169 ff., 231, 240 f., 332.
 Streckstellung der Finger 174 f., 232, 240.
 Synergisten 120, 152 f., 323.
 System, gliedermechanisches 1, 19.
 Systemmechanik 2, 19 ff., 152, 270.
 Teleologie 3 f., 33 ff., 49 ff., 178, 218, 241, 254, 257, 263, 320 f.
 Temperaturkoeffizient des Elastizitätsmoduls 114.
 Tonus d. Muskels 74, 108 f., 144, 167.
 Trophand b. Radialislähmung 193 f.
 Übersuffizienz des Muskels 130 f., 133, 147, 326.
 Unwirtschaftlichkeit zweigelenkiger Muskeln 153.
 Unbestimmtheit der Gelenkdrehung 234 ff.
 Uremie des Muskels 6, 34, 38, 41 f., 44, 92.
 verfügbare Verkürzungsstrecke 143, 176, 239, 335.
 Verschiebungswinkel 60, 141, 157.
 Verschwendung von Energie (Muskelkraft) 51, 153.
 Volumen des Muskels 6, 43, 46, 90 f.
 Vorzeichen der mathematischen Ausdrücke 33.
 Weberscher Quotient 148 f., 305.
 Weber-Ficksches Gesetz 148, 327.
 Weg des Muskels am Gelenk 27.
 Widerstände im Muskel 107 ff.
 Winkel in Bogenmaß ausgedr. 29 f.
 Winkelmessung, Technik der W. 75 f., 99 f., 172, 220, 272.
 Winkel-Momentenbeziehungen u. -Gleichungen 53 ff.
 Winkel-Momentenkurven 53 ff., 130 f., 140 f., 277, 282, 293, 316 f.
 rundlaufende W.-Momentenkurven 57, 140, 317.
 Wirkungsgrad der Muskelarbeit 42, 154.
 Wirtschaftlichkeit der Muskeltätigkeit 34, 41, 43, 47, 151.
 wirtschaftliches Optimum 37, 256.
 Zusammenziehung d. Musk. 8, 15, 19.
 Zusatzlänge 24 ff., 231, 315.
 Zustandsmerkmale des Muskels 9, 15, 314.
 zwei- u. mehrgelenkiger Muskel 19 f., 49 ff., 73, 136, 153, 225, 335.

Anhang.

Richtlinien für den Bau von Lähmungsprothesen.

Zusammenfassende Übersicht über die zweite (klinisch-technische) Hälfte dieses Werkes¹⁾.

1. Der Krieg hat viele Menschen auf Arbeitsgebiete geführt, die ihnen bisher fernlagen; er hat mich in die Orthopädie geworfen. Aber trotz einer dreijährigen Bemühung um die Probleme der Lähmungsprothesen bin ich mir bewußt, daß meine autodidaktischen Studien auf diesem Spezialgebiet nicht hingereicht haben, mich zum Orthopäden zu machen. Wenn ich trotzdem jetzt in orthopädischen Fragen das Wort ergreife, so geschieht es mit all der Bescheidenheit und Zurückhaltung, welche dem Neuling und Außenseiter zukommt, der zu Fachleuten spricht. Andererseits ist es gerade diese Eigenschaft, aus welcher heraus mir Anlaß und wie ich glaube auch Berechtigung zu diesem meinem Spruch erwächst. Denn der Außenseiter bringt aus den andern Gebieten, auf welchen er sich bis dahin betätigt hat, vielfach Begriffe und Anschauungen mit, welche dem berufenen Fachvertreter weniger vertraut sind, und auf Grund derselben kommen ihm Fragen, Zweifel und kritische Bedenken, welche dem im Fach Aufgewachsenen fernbleiben. Die Fragen können zu neuen Antworten, die Zweifel zu neuen Lösungsversuchen führen. So habe auch ich mir im Laufe meiner Arbeit auf dem Gebiet der Lähmungsprothesen eine Reihe von Grundsätzen und allgemeinen Betrachtungsweisen zurechtgemacht, welche ich von anderer Seite noch nicht ausgesprochen fand. Die wesentlichsten davon möchte ich hier nochmals zusammenfassend darstellen. Leider war die Zahl der Patienten, an welchen ich meine Grundsätze zu erproben Gelegenheit hatte, recht beschränkt, und nur vereinzelt konnte ich über die Bewährung der verabfolgten Prothesen in längerem Gebrauch Erfahrungen sammeln. Trotzdem sehe ich mich genötigt, meine Arbeit jetzt abzuschließen und hinauszusenden in der Hoffnung, daß andere, welche unter günstigeren Bedingungen zu wirken in der Lage sind, das Fehlende ergänzen werden.

2. Voraussetzung jeder erfolgreichen Behandlung der peripheren Lähmungen ist eine genaue neurologische Diagnose. Wo sie fehlt, besteht Gefahr, daß psychogene und somatogene Lähmungen, die doch einer ganz verschiedenen Behandlung bedürfen, über einen Kamm geschoren werden und daß Prothesen verschrieben werden, ohne Rücksicht auf den voraussichtlichen Verlauf des Falles und auf die Wahrscheinlichkeit oder Unwahrscheinlichkeit einer Rückkehr der normalen Innervation, die doch für die Frage, ob und welche Apparathilfe gegeben werden soll, von größter Wichtigkeit ist. Der Arzt sollte sich niemals damit begnügen, einen Mangel in der willkürlichen Bewegungsfähigkeit des Patienten festzustellen, um ihm eine diesen Mangel bekämpfende Prothese zu verordnen. Vielmehr sollte der mit der Behandlung von Lähmungen nach Nerven-

¹⁾ Diese Übersicht ist zugleich als Selbstanzeige gedacht.

verletzungen sich befassende Orthopäde zunächst Neurologe sein und der elektrische Untersuchungsapparat zu seinem unentbehrlichen Rüstzeug gehören. Wie ein Blick in die Literatur zeigt, fehlt es hier noch vielfach. Führende Orthopäden allerdings sind sich dieser Notwendigkeit der neurologischen Vertiefung längst bewußt, und einzelne — ich brauche nur den Namen STOFFEL zu nennen — haben bereits die Neurologie durch eigene hervorragende Leistungen bereichert.

3. Noch wichtiger als die Neurologie aber ist für den Konstrukteur von Lähmungsprothesen die Gliedermechanik, wie wir sie in der ersten Hälfte dieses Werkes kennen gelernt haben. Über die Funktion der Gelenke, besonders aber über die Arbeitsweise der einzelnen Muskeln und das Zusammenwirken sämtlicher am gleichen Gelenk angreifender Muskeln muß er sich Rechenschaft geben, in ihr verwickeltes Zusammenspiel sich liebevoll vertiefen. Doch genügt es nicht, daß er dieses Zusammenspiel nur am Gesunden beobachtet, er muß es vor allem auch am Gelähmten studieren. Denn die Gliedermechanik des Gelähmten ist keineswegs von der des Gesunden nur dadurch verschieden, daß in ihr eine Anzahl von Bewegungsmöglichkeiten fehlen. Sie ist nicht einfach ein Ausschnitt aus der volleren Bewegungsmechanik des Gesunden; der Unterschied der beiden ist nicht nur ein quantitativer, sondern ein qualitativer: der Gelähmte bewegt und benützt seine Glieder anders als der Gesunde, indem er an Stelle der ihm fehlenden Bewegungsmöglichkeiten Ersatzbewegungen zu Hilfe nimmt.

Der Radialisgelähmte beispielsweise vermag nicht in der Weise wie der Gesunde die Finger zum Greifen zu öffnen, da ihm die Streckfähigkeit der Fingergrundgelenke fehlt. Wenn er aber das Handgelenk stark beugt, so daß die passive Insuffizienz der gelähmten Fingerstreckmuskeln sich geltend macht und die Grundgelenke streckt, so öffnen sich seine Finger zu einer für die gewöhnlichen Verrichtungen ausreichenden Greifweite. Nun ist die Hilfe welche die Orthopädie dem Gelähmten zu bringen vermag, bei allen schweren Lähmungen, und so auch bei der besonders wichtigen typischen Radialislähmung, leider nur eine recht beschränkte und keineswegs imstande, ihm alles, was er verloren hat, wiederzugeben. Um so peinlicher muß daher der Orthopäde sich davor hüten, daß er von dem, was dem Gelähmten noch verblieben ist, ihm etwas Wesentliches wegnimmt.

4. Das Hauptbestreben bei der bisherigen orthopädischen Behandlung der Radialislähmung war darauf gerichtet, das vor allem in die Augen fallende Symptom der hängenden Hand zu beseitigen und das Gelenk in die für den Gesunden gewöhnliche und meist benutzte gerade oder leicht überstreckte Haltung zu bringen, die man zugleich als Vorbedingung für einen kraftvollen Faustschluß erkannt hatte. Nebenbei bemühte man sich wohl auch, dem Gelenk noch eine gewisse Beweglichkeit, besonders etwas Beugefähigkeit zu erhalten; doch galt das vielfach als Nebensache oder wurde sogar ausdrücklich als überflüssig bezeichnet: „Das Handgelenk ist nicht nötig“, sagt ein Konstrukteur eines hierhergehörigen Apparates, und der gleichen Ansicht sind jene Orthopäden, welche durch Sehnenverpflanzung nach FRANKE unter Feststellung des Handgelenks in Überstreckung die Radialislähmung „heilen“.

Hier liegt ein doppelter Irrtum vor und ein Verkennen sowohl der normal-physiologischen als auch der pathologisch-physiologischen Bewegungsmechanik des Handgelenks. Denn schon für den Gesunden ist die allseitige Beweglichkeit des Handgelenks von größter Wichtigkeit; auf ihr beruht die Geschicklichkeit der Hand, und diese ist wertvoller als große, grobe Kraft. Für den Radialisgelähmten aber ist die ausgiebige Beugung außerdem noch, wie eben schon erwähnt, die Vorbedingung seiner besonderen Art zu greifen. Dadurch, daß der Apparat

oder die besagte Operation ihm dieses raubt, entsteht nun die Notwendigkeit, dem Handgelenksapparat weitere die Finger streckende Mechanismen hinzuzufügen oder, falls auf operativem Wege vorgegangen wird, durch Sehnenverpflanzung auch für Streckung der Fingergrundgelenke zu sorgen. Aber die so gewonnene neue Greiffähigkeit ist im allgemeinen nicht vollkommener als jene, welche der Gelähmte schon besaß und die ihm die orthopädische Behandlung erst genommen hat; dazu kommt der große Verlust der Bewegungsfähigkeit des Handgelenks, der durch den Gewinn an grober Kraft des Faustschlusses nicht ausgeglichen wird, da eine im Handgelenk unbewegliche Faust sehr wenig brauchbar ist.

5. Der Patient, welchem ein solcher Apparat gegeben wurde, ist also in seiner Arbeitsfähigkeit nicht gebessert, vielfach sogar im Gegenteil verschlechtert. Er gibt es auf, die Hand überhaupt noch zu ändern als ganz nebensächlichen Verrichtungen zu benützen oder aber, wenn sein Tätigkeitstrieb und sein eigenes Nachdenken sich nicht unterdrücken läßt, findet er mit der Zeit heraus, daß der Apparat ihn bei der Arbeit mehr hindert als fördert, und legt ihn dann jedesmal ab, wenn er zu arbeiten anfängt, bis er ihn schließlich überhaupt nicht mehr anzieht und zum alten Eisen wirft.

Um solche unerfreulichen Endergebnisse zu vermeiden, muß der Arzt über die Muskelmechanik des Gelähmten und die Änderungen, welche die Prothese, die er verordnen will, in dieser bewirkt, sich genaue Rechenschaft geben. Er muß die Vorteile, welche sie dem Patienten bringt, auf der einen Seite gegen die Behinderungen, welche sie setzt, auf der andern Seite abwägen, ein Gewinn- und Verlustkonto aufstellen und so zu einer Bilanz der Prothese gelangen. Dies Verfahren erst wird ihn befähigen, den Wert einer Prothese zu beurteilen, die Frage zu entscheiden, ob eine solche und welche gegeben werden soll und wie, wenn keine der vorhandenen ausreicht, eine neue zu konstruieren ist.

6. Als selbstverständlich haben wir hierbei vorausgesetzt, daß dies die Hauptaufgabe der Lähmungsprothese ist, dem gelähmten Glied wieder zu möglichst weitgehender Gebrauchsfähigkeit, dem Patienten zu tunlichster Arbeitstüchtigkeit zu verhelfen. Dieser Leitsatz ist aber keineswegs allgemein anerkannt. Es werden noch vielfach Lähmungsprothesen verwendet, welche lediglich dem Zweck dienen, die extreme Lage und unschöne Haltung, in welche das gelähmte Glied, sich selbst überlassen, zu verfallen pflegt — man denke an die hängende Hand des Radialisgelähmten — zu beseitigen und so den körperlichen Fehler des Patienten vor der Mitwelt zu verbergen (ästhetische Prothese) und etwaige durch solche abnorme Haltung bedingte sekundäre Schädigungen, insbesondere Kontrakturen, hintanzuhalten (Vorbeugungsprothese). Demgegenüber scheint mir die Wiederherstellung einer möglichst weitgehenden Leistungsfähigkeit und Arbeitsmöglichkeit die Hauptaufgabe der Prothese, ja ihre einzige wahre Aufgabe, denn wenn wir sie wirklich lösen, so sind auch die andern Indikationen von selbst miterfüllt.

Freilich ist eine solche Leistungs- oder Arbeitsprothese im allgemeinen komplizierter, teurer, schwerer als eine, welche nur jene ändern niedriger gesteckten Aufgaben erfüllt. Bei jener genügt ein starrer Apparat, bei dieser wird meist ein in sich beweglicher Apparat, der die Drehungen des Gelenks mitmacht, nötig sein.

7. Dem beweglichen Apparat hauchen wir dadurch eigenes Leben ein, daß wir in ihm einen elastischen Zug anbringen, welcher den Zug, den früher der jetzt gelähmte Muskel ausübte, ersetzt. Dieser künstliche Muskel bewegt dann das Gelenk in dem Sinne, in welchem es früher der natürliche Muskel tat. Innerviert

der Patient die, wie wir annehmen, noch funktionstüchtig verbliebenen Antagonisten in passender Stärke, so überwindet er den Zug des künstlichen Muskels und bewegt das Glied nach der entgegengesetzten Richtung; der Patient vermag also wiederum das Glied willkürlich hin und her zu bewegen und in jede gewünschte Stellung zu bringen.

Freilich ist diese neue Bewegungsfähigkeit, verglichen mit der alten, nur eine unvollkommene. Denn unser künstlicher Muskel, mag er nun aus einem elastischen Gummiband oder einer stählernen Sprungfeder gebildet sein, übt bei einer bestimmten Gelenkstellung immer nur einen einzigen ganz bestimmten Zug aus; seinen natürlichen Muskel dagegen konnte der Patient in jeder Stellung nach Belieben stark oder schwach oder gar nicht anspannen. Eben deshalb hat es auch keinen Zweck, wenn mehrere das gleiche Gelenk versorgende Muskeln gleichzeitig gelähmt sind, jeden einzelnen durch eine eigene Sprungfeder zu ersetzen. Die Kräfte der verschiedenen Federn würden sich doch nur zu einer einzigen Resultante addieren, welche für eine bestimmte Gelenkstellung immer ein und dieselbe bleiben würde. Unser Ersatzmuskel ist also nicht nur darum unvollkommen, weil er keine willkürliche Abstufung der Kraft gestattet, sondern auch deshalb, weil er viele Muskeln eines Gelenks durch einen einzigen ersetzt. Daraus ergibt sich weiter, daß von den vielen Bewegungsrichtungen, welche das gesunde Gelenk etwa besaß, nur ein Teil wieder gebrauchsfähig wird.

8. Allerdings nur soweit es sich um die aktive Begehung dieser Richtungen handelt. Denn die passive Beweglichkeit bleibt dem Gelenk auch in allen anderen Richtungen so erhalten, wie sie früher war, vorausgesetzt, daß unser Apparat sie ihm nicht raubt. Das aber soll unser Apparat möglichst vermeiden. Es ist nämlich ein großer Irrtum zu meinen, die bloß passiv betätigbaren Gelenkbewegungen seien für den Gelähmten wertlos, weil er sie nicht ausnützen könne. Dies ist unrichtig, denn es gibt für ihn eine Reihe von Ersatzbewegungsmöglichkeiten, vermöge deren das gelähmte Glied auch nach Richtungen, in denen kein ziehender Muskel, weder ein natürlicher noch ein künstlicher, zu Gebote steht, bewegt werden kann.

Zwei davon sind besonders wichtig. Erstens die passive Spannung mehrgelenkiger Muskeln, welche für den Gesamtspielraum der überzogenen Gelenke passiv insuffizient sind. Sie bewirkt auch beim Gesunden, daß, wenn wir das Handgelenk kräftig beugen, die geschlossenen Finger sich etwas öffnen; den Radialisgelähmten sehen wir dieser Aushilfe sich bedienen, um die nötige Greifweite seiner Finger herzustellen. Wir sehen ihn ferner mit vielerlei Werkzeug, Hobel, Säge, Schaufel umgehen, bei dessen Handhabung ein abwechselndes Beugen und Strecken des Handgelenks nötig ist, und beobachten, daß er die ihm fehlende aktive Streckung dadurch ersetzt, daß er das Werkzeug gegen die Hand andrängen und diese hochheben läßt oder die Hand gegen das Werkzeug drückt und dadurch umlegt.

Alle diese dem gelähmten Glied noch gebliebenen Fähigkeiten sind bei der Konstruktion der Prothese zu berücksichtigen, und diese ist so zu gestalten, daß sie zusammen mit den noch arbeitstüchtigen Muskeln dem Gliede ein Höchstmaß von Leistungsfähigkeit verleiht. Unser früherer Satz, daß die Prothese die gelähmten Muskeln ersetzen soll, ist also dahin zu präzisieren, daß sie die noch funktionierenden Muskeln zu einem möglichst brauchbaren Gesamtsystem ergänzen soll. Nicht die ausgefallenen, sondern die verbliebenen Muskeln sollen den Bau der Prothese bestimmen.

9. Dies gilt insbesondere von dem wichtigsten, aber auch schwierigsten Teil der Prothese, der Federung. Die Muskeln, an deren Stelle die Federn

treten, konnten ihre Kraft innerhalb weiter Grenzen willkürlich verändern. Einer Feder können wir, wie schon besprochen, nur eine einzige Stärke für jede Gelenkstellung geben. Wie ist diese zu bemessen? Antwort: groß genug, damit sie das Glied sicher und prompt bewegt, aber nicht so groß, daß sie den Antagonisten, wenn sie das Glied in entgegengesetztem Sinn drehen sollen und dazu die Kraft der Feder überwinden müssen, übermäßige Anstrengung zumutet.

Dabei ist folgendes besonders zu beachten. Je mehr wir eine Feder dehnen, um so stärker strebt sie in die Ausgangslage zurück. Je weiter der Antagonist sich zusammenzieht, um so stärkeren Widerstand wird er also zu überwinden haben, während doch seine Kraft, je mehr er sich verkürzt, um so geringer wird und es also erwünscht wäre, daß der zu überwindende Gegenzug kleiner statt größer würde oder zum mindesten nur unerheblich zunähme. Durch verschiedene besondere Vorkehrungen können wir in der Tat dieses Ziel erreichen und eine wohl-ausgeglichene Federung herstellen. Solche Wohlausgeglichenheit der Federung ist neben der möglichsten Unbehindertheit aller dem Gelenk von Natur gegebenen Bewegungen die wichtigste Anforderung, welche wir an unsern Apparat stellen müssen; ihre Erfüllung ließ bisher viel zu wünschen übrig.

10. Sodann sind noch eine Reihe weiterer Forderungen zu stellen, über welche, weil sie mehr oder weniger selbstverständlich sind, nicht viel gesagt zu werden braucht. Die Prothese soll möglichst einfach, solid, leicht, billig sein, nicht auffallen, nicht drücken, endlich das Glied nicht mehr als unbedingt nötig beengen. Auf die üblichen Walklederhülsen, welche das ganze Glied in einen engen Panzer einschließen und daher bei den Patienten wenig beliebt sind, habe ich fast ganz verzichtet. Endlich ist es erwünscht, daß die Prothese möglichst mit einem Griff und ohne fremde Hilfe an- und abgelegt werden könne.

Es ist leicht begreiflich, daß diese verschiedenartigen Anforderungen nur bis zu einem gewissen Grade gleichzeitig erfüllt werden können. Ein vielseitig beweglicher Apparat kann nicht so einfach, leicht und billig hergestellt werden wie ein wenig oder gar nicht beweglicher. Es gilt daher unter den verschiedenen einander widerstrebenden Anforderungen einen Ausgleich zu finden und Kompromisse zu schließen. Aber auch so werden wir nie zu einem besten Apparat gelangen, der in allen Fällen etwa von Radialislähmung das Ideal darstellt und daher ohne weiteres verschrieben werden kann, sobald die Diagnose gestellt ist. Vielmehr ist je nach der Lage des Falles, je nach dem Beruf und den Fähigkeiten des Patienten, je nach seiner sozialen Stellung und je nachdem ob das gelähmte Glied noch weitere Schädigungen erlitten hat oder im übrigen volltätig ist, bald die eine, bald die andere Anforderung wichtiger und vorzugsweise zu berücksichtigen. Das Ideal ist also, daß wir nicht einen, sondern eine Reihe, ein ganzes System bester Apparate für ein und dieselbe Lähmung zur Verfügung haben, von welchen der eine dieser, der andere jener Anforderung in besonderem Maße Rechnung trägt und unter welchen der Arzt den für den jeweilig vorliegenden Fall geeignetsten auswählt oder die geeignetsten, da wir dem gleichen Patienten unter Umständen für verschiedene Zwecke zwei verschiedene Apparate geben.

Bei dieser Auswahl wird den Arzt einerseits seine Kenntnis der in Frage kommenden Apparate und andererseits die genaue Erforschung der Eigenheiten des betreffenden Falles leiten. Ein endgültiges und sicheres Urteil aber wird er in den meisten Fällen doch nur dadurch gewinnen können, daß er den Patienten die verschiedenen in Betracht kommenden Modelle probieren läßt und beobachtet, wie sie sich bewähren. In dieser Beziehung — besonders was die Erprobung im Beruf anlangt — bleibt noch viel zu tun übrig.

II. Damit ist das Wichtigste, was vom Standpunkt des Arztes aus über die Lähmungsprothesen im allgemeinen zu sagen ist, erschöpft. Nunmehr muß der Techniker hervortreten, um die Anforderungen, welche der Arzt gestellt hat, in Stahl und Stoff zu erfüllen. Oder vielmehr der Arzt muß sich in den Techniker verwandeln. Denn weil die ärztlichen Wünsche von der Technik nur sehr teilweise verwirklicht werden können, lassen sich die beiden Gebiete nicht in der Weise reinlich scheiden, daß der Arzt seine Vorschriften gibt und der Techniker sie ausführt. Vielmehr müssen herüber und hinüber Kompromisse geschlossen werden, die technischen Leistungen sich nach den ärztlichen Forderungen richten und diese wieder dem technisch Erreichbaren sich anpassen. Eine ideale Lösung ist nur dann zu erwarten, wenn in einem einzigen Kopf, der die Forderungen und Erfüllungsmöglichkeiten gleichermaßen übersieht, Vor- und Nachteile der einzelnen denkbaren Lösungen gegeneinander abgewogen und zum Ausgleich gebracht werden. Ja schon die Aufgabe, das orthopädische Problem in technische Anforderungen umzusetzen und mechanisch zu formulieren, erfordert ein Umdenken aus der medizinischen in die technische Welt, ein Übersetzen aus der Sprache der einen in die andere, das nur der vermag, der beide einigermaßen beherrscht.

Der Arzt soll Techniker werden! Und zwar ein guter Techniker, denn die an seine Apparate gestellten Anforderungen sind so hoch, daß sie selbst bei bester Konstruktion nur teilweise erfüllt werden können. Ein guter Techniker muß vor allem auch das wissenschaftliche Rüstzeug seines Faches besitzen. Er darf sich nicht damit begnügen, die Abmessungen seiner Apparate nur auf gut Glück und „nach dem Gefühl“ zu wählen, sondern muß gegebenenfalls die für eine richtige Dimensionierung erforderlichen physikalischen Überlegungen und Berechnungen durchführen oder wenigstens von andern Sachverständigen durchführen lassen. Er darf ganz allgemein gesprochen sich nicht auf die reine Empirie beschränken, sondern muß seine Aufgabe wissenschaftlich durchdringen. Den Unterschied zwischen beiden Denkweisen können wir ja wohl dahin definieren, daß der Empiriker jeweils nur den einzelnen Fall sieht und an ihm nach seiner augenblicklichen Eingebung herumprobiert, bis er eine ausreichende Lösung findet, während der Wissenschaftler, viele Fälle und Erfahrungen überblickend, aus ihnen allgemeine Gesetze und Verfahrensweisen ableitet und auch einen neuartigen Fall, eine noch nicht dagewesene Aufgabe dadurch, daß er sie in Teile zerlegt, die mit früheren Erfahrungen übereinstimmen, gedanklich meistert. Der vollkommenste Ausdruck allgemeinen Geschehens ist das mathematisch formulierte physikalische Gesetz. Aus ihm heraus entwirft der konstruierende Ingenieur seine Apparate, wer ohne sie arbeitet, ist nur ein probierender Handwerker.

Daß bei der Einteilung in diese beiden Rangstufen wir konstruierenden Ärzte nicht günstig abschneiden, brauche ich dem Kundigen nicht zu beweisen. Nur auf eine charakteristische Tatsache sei hingewiesen. Nicht nur habe ich in den üblichen Handbüchern der orthopädischen Technik vergeblich nach Vorschriften zur rechnerischen Dimensionierung der einzelnen Apparateteile gesucht — solche Vorschriften könnten dort deshalb fehlen, weil sie in den technischen Handbüchern zugänglich sind — aber ich habe auch jede Andeutung vermißt, daß der Autor selber die Elemente der wissenschaftlichen Konstruktionslehre kennt und zu kennen für nötig hält. Und noch einer andern Erfahrung, die mich erstaunte, sei hier gedacht. Wiederholt begegnete ich sowohl in der Literatur wie im Gespräch mit technisch interessierten Kollegen der Meinung, daß die stählernen Sprungfedern im Grund nicht haltbarer seien wie Gummizüge, da sie genau wie diese in kurzer Zeit schlapp werden oder zu brechen pflegen. Der Kenner ersieht

aus solchen Äußerungen nur das eine, daß die Betreffenden nicht verstehen, ihre Federn richtig zu dimensionieren.

12. Meine eigenen technischen Bemühungen waren zunächst darauf gerichtet, Überblick und wissenschaftliche Klarheit über das ganze Gebiet der Lähmungsprothesen dadurch zu gewinnen, daß ich die verschiedenen konstruktiven Grundideen, auf welchen unsere Apparate im ganzen und in ihren einzelnen Teilen bisher aufgebaut worden sind und künftig aufgebaut werden können, systematisch zusammenzustellen suchte. Aus dieser Zusammenschau habe ich bei meinen eigenen Konstruktionen wesentlichen Vorteil gezogen: das System von Radialisprothesen, zu welchem ich gelangt bin, ist dadurch entstanden, daß ich die Hauptkonstruktionsmöglichkeiten systematisch durchgearbeitet habe.

An dieser Stelle seien nur einige Beispiele der in dieser Überschau gewonnenen Erkenntnisse mitgeteilt. Zwei Hauptarten von Lähmungsprothesen sind zu unterscheiden: Zugbahnen, welche wie der natürliche Muskel an zwei Stellen des Skeletts festgemacht werden und wie er erst durch dieses eine bestimmte Form und Haltung bekommen, und Gerüstwerke, welche in sich eigene Form besitzen und an drei Stellen am Leib des Patienten sich anheften. Diese drei Angriffspunkte verteilen sich auf die beiden in dem gelähmten Gelenk zusammenstoßenden Leibesglieder entweder so, daß auf das proximale Glied zwei und das distale nur einer entfällt — dann sagen wir, der Apparat wird vom proximalen Glied getragen — oder so, daß die Verteilung auf die beiden Glieder umgekehrt ist — dann sagen wir, der Apparat ist distal getragen. Die Gerüstwerke können starr oder in sich beweglich sein. Die Bewegung der beiden gegeneinander drehbaren Teile des Gerüstwerks kann in echten oder in unechten Gelenken erfolgen. Von unechten Gelenken sprechen wir, wenn die die Drehung oder vielmehr Biegung der beiden Teile gegeneinander besorgende Feder gleichzeitig ihre bewegliche Verbindung herstellt, also als Gelenk dient. Die Achse des Apparatengelenks kann mit der Achse des anatomischen Gelenks zusammenfallen: physiologische Achsenlage, oder neben ihr liegen: unphysiologische Achsenlage.

Letztere Lage erfordert die besondere Aufmerksamkeit des Konstrukteurs. Denn bei ihr ist Drehung nur möglich, wenn gleichzeitig der Apparat sich am Leib verschiebt. Diese Verschiebung geht unter Reibung vonstatten; die Reibung kann so stark sein, daß sie die Bewegung hemmt oder zu ihrer Überwindung eine erhebliche Kraftleistung beansprucht, daher ermüdend wirkt und den benutzbaren Winkelausschlag des Gelenks stark vermindert. Es besteht nun aber die Möglichkeit, durch geeignete Vorkehrungen: Verschiebungskorrekturen, diesem Übelstand abzuhelfen und die hindernde Reibung zu beseitigen. Das Fehlen derartiger Korrekturen ist ein Hauptmangel vieler Lähmungsprothesen. Er entspringt aus dem Mangel an prinzipieller Erkenntnis dieser Sachlage.

13. Viel Mühe und Überlegung hat mich die Herstellung der Sprungfedern gekostet. Sie sind das Lebensprinzip unserer Apparate, von ihnen hängt in erster Linie die Leistung derselben ab. Jede neue Art von Feder eröffnet uns neue Konstruktionsmöglichkeiten und damit möglicherweise den Weg zu erweiterten Leistungen. In der übrigen Technik spielt die Frage der Federung im allgemeinen keine solche beherrschende Rolle, und deshalb ist es nicht verwunderlich, daß das, was sich hierüber in der technischen Literatur findet, soweit ich sie daraufhin durchzusehen in der Lage war, für unsre Zwecke nicht ausreicht. Ich sah mich deshalb veranlaßt, auf eigene Faust nach Federungen zu suchen, welche den orthopädischen Bedürfnissen besser genügten. Dreierlei Eigenschaften und Anforderungen gilt es hier miteinander zu vereinigen: Weichheit (Nachgiebigkeit), Festigkeit (hohe Beanspruchbarkeit), knappe Abmessungen (Kompensiosität).

Dazu kommt oft noch eine vierte Anforderung: Starrheit nach gewissen Richtungen, in welchen keine Formänderung stattfinden soll.

Verschiedene Mittel und Kunstgriffe haben sich als nützlich erwiesen, um diesen Forderungen genugsutun. Erstens die Feder so zu verwenden und zu justieren, daß sie stets in bereits stark gespanntem Zustand arbeitet; dann fällt die Spannungsänderung bei gleicher Längenänderung (gleichem Federungsweg) verhältnismäßig gering aus, und wir haben in Anbetracht der absoluten Höhe der Kraft bedeutende Weichheit (Prinzip der späten Federstrecke). Zweitens kann man bei Federn, welche aus Draht gewickelt werden, die Weichheit dadurch mehren, daß man die Zahl der Windungen möglichst groß macht und, um möglichst viele Windungen in engem Raum unterzubringen, die Windungen beim Wickeln aufeinanderpreßt. Man erhält dann „gestauchte Federn“, welche erst, wenn der Zug eine bestimmte Mindestgröße erreicht hat, anfangen, sich auseinander zu ziehen. Drittens habe ich mit Vorteil altbekannte Federarten in anderer Weise als sonst üblich verwendet, so die Spiralfeder und die Schraubenfeder auf Biegung statt wie üblich nur auf Zug oder Drillung beansprucht, und endlich viertens auf neue Federn gesonnen, welche obige Anforderungen besonders gut zu erfüllen geeignet wären: Flachwickel-Blattfeder.

Mit den praktischen Bemühungen gingen auch hier die theoretischen Überlegungen Hand in Hand, und ich suchte über das ganze Gebiet der für die Lähmungsprothesen in Betracht kommenden Federn zu systematischer Klarheit zu gelangen und insbesondere die Federn so in Gruppen zu ordnen und jede Gruppe auf einfachste Urformen und Urbestandteile zurückzuführen, daß es gelang, die unendliche Menge der möglichen Federarten mittels weniger einfacher Formeln rechnerisch zu beherrschen. Auch diese Vorarbeit ist mir bei meinen eigenen Konstruktionen sehr zustatten gekommen.

14. Wenn die Theorie praktische Erfolge erzielen und die Materie beherrschen soll, darf sie nie den Zusammenhang mit der Wirklichkeit verlieren. Sie muß vielmehr an dieser sich immer aufs neue orientieren, sich der Übereinstimmung mit ihr und damit der Wahrheit ihrer Voraussetzungen und der Richtigkeit ihrer Schlußfolgerungen vergewissern. Das vornehmste Mittel hierzu ist das Experiment, dessen spezielle Abart in unserm Fall die technische Prüfung darstellt. Auf die Ausbildung zweckmäßiger Prüfungsverfahren wurde daher besondere Sorgfalt verwendet; sowohl das für die Federn verwendete Rohmaterial wie diese selbst und endlich die fertigen Apparate wurden methodisch geprüft. Erst wo Prüfung und Berechnung übereinstimmen, darf der Konstrukteur vertrauen, daß er auf sicherem Boden steht.

Daß zum Konstruieren Kenntnis des Materials und der Bearbeitungsmethoden, kurz Werkstättenerfahrung, gehört, ist selbstverständlich und heute, nachdem geniale Handwerker wie HESSING in der Orthopädie Großes geleistet haben, so allgemein anerkannt, daß ich dabei nicht zu verweilen brauche.

Zu allen den besprochenen Vorbedingungen konstruktiven Gelingens muß freilich noch das letzte und Beste hinzukommen: das technische Taktgefühl und die technische Intuition, die den glücklichen Einfall gibt und dort, wo Berechnung und Erfahrung zu Ende sind, weiterhilft und neue Wege weist. Denn die Technik ist, wie schon ihr Name sagt, eine Kunst und läßt sich ebensowenig in Wissenschaft auflösen wie durch Handwerksroutine ersetzen.

15. Ich habe im vorstehenden nur über die allgemeinen Gesichtspunkte und Anschauungen, die mich bei meiner Arbeit geleitet haben, berichtet, so wie sie im allgemeinen Teil der zweiten Hälfte dieses Werkes auseinandergesetzt werden und im speziellen Teil der Darstellung zugrunde gelegt sind. Einen ent-

sprechenden Auszug dieses speziellen Teils zu geben ist nicht gut möglich, da hier das Schwergewicht auf der Fülle der Einzelheiten liegt. Nur folgendes sei angedeutet. Der Reihe nach werden die verschiedenen für den Prothensbauer besonders wichtigen Lähmungen besprochen: Lähmung des Nervus radialis, ulnaris, medianus, kombinierte Lähmung der beiden letztgenannten Nerven, Lähmung des Nervus peroneus und kombinierte Lähmung der Nervi peroneus und tibialis. Endlich wird als besonders charakteristisches Bild die Lähmung der kurzen Finger-muskeln abgehandelt. Diese beruht auf einem Ausfall der endständigen motorischen Äste der Nervi ulnaris und medianus, ist aber von der kompletten kombinierten Lähmung dieser beiden Nerven in ihrem Symptomenkomplex wesentlich verschieden, stellt außerdem der Therapie eigenartige Aufgaben, weshalb es sich rechtfertigt, sie als eigene Lähmungsform aufzustellen.

Für jede dieser Lähmungsformen werden sodann die motorischen Verhältnisse besprochen. Dabei finden die Ersatzbewegungsmöglichkeiten besondere Berücksichtigung, die Brauchbarkeit des Gliedes für die wichtigsten Verrichtungen wird untersucht und so die übliche klinische Schilderung der Motilität zu einer pathologischen Mechanik des Gliedes erweitert. Aus dieser ergeben sich dann unschwer die Anforderungen, welche an die Prothese zu stellen sind, die diese Mechanik verbessern soll. Die Besprechung der Prothesen, eigener und fremder, schließt sich an. Für die wichtigsten Lähmungen: Radialislähmung und Peroneuslähmung, ist es ein ganzes System sich gegenseitig ergänzender und jeweils verschiedenen Anzeigen vorzugsweise Rechnung tragender Apparate, das empfohlen wird.

Das System der Radialisprothesen ist dreifach untergeteilt, erstens nach den Gliedern und Gelenken, denen geholfen werden soll: Handgelenk oder Fingergrundgelenke oder Daumen, zweitens nach den technischen Prinzipien, welche zur Streckung der betreffenden Gelenke angewendet werden, wobei es sich besonders um die Art der Federung und um die Frage handelt, ob der Apparat vom distalen oder vom proximalen Glied getragen wird. Drittens bildet bei der Handgelenkstreckung die Gestaltung des die Hohlhand durchquerenden Stegs ein Problem für sich, das besonderer Überlegung bedarf und unabhängig von dem Bau des übrigen Apparates eine Reihe verschiedener Lösungen zuläßt. Die freieste Beweglichkeit und damit die beste Leistungsfähigkeit des gelähmten Handgelenks wird durch Prothesen erreicht, welche distal, d. h. auf der Hand als tragendem Glied statt, wie bisher allgemein üblich, proximal auf dem Vorderarm befestigt sind.

Für alle wichtigeren Prothesen wird die Berechnung der Federung mitgeteilt und über die jeweils gewählten Abmessungen derselben Rechenschaft gegeben. Um hierbei die zu stellenden gliedermechanischen Anforderungen zu bemessen, werden die Untersuchungen herangezogen, welche in der ersten Hälfte des Werkes über die die Hand und den Fuß des Menschen bewegenden Kräfte angestellt wurden.

Anhangsweise wird die Behandlung der Radialislähmung durch Sehnenverpflanzung erörtert mit dem Ergebnis, daß die neuerdings so laut als „Heilung“ der Radialislähmung gepriesene FRANKESche Operation abzulehnen ist.

Literatur.

I. Allgemeiner Teil. (§ 6I bis 7I.)

Veröffentlichungen, welche sowohl im allgemeinen wie im speziellen Teil angezogen sind, finden sich z. T. nur einmal, und zwar hier aufgeführt.

- O. ANSINN, Faszien-Implantation bei Radialis- und Peroneuslähmung. Beitr. z. klin. Chir. **105**, 587. 1917.
- C. BACH, Die Maschinen-Elemente, 10. Aufl. 1908.
— Elastizität und Festigkeit, 6. Aufl. 1911.
- J. BAUSCHINGER, Mitteilungen aus d. mechan.-technischen Labor. d. k. techn. Hochschule in München. 13. Heft, 1886, Mitteil. XV: Über die Veränderung der Elastizitätsgrenze usw.
- R. FICK, Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, II. Teil 1910, III. Teil 1911 (zugleich Bd. 2, I, 2 und 3 des Handbuchs der Anatomie des Menschen, herausgeg. v. K. von BARDELEBEN).
- G. B. DUCHENNE (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. Paris 1872.
- H. GOCHT, Orthopädische Technik (I. Band der deutschen Orthopädie), 1917.
- F. W. GROHMANN, Über die Arbeitsleistung der am Ellenbogen wirkenden Muskeln, Arch. f. Anat. u. Phys., anat. Abt. 1902, S. 315.
- HASEBROEK, Bandagenbehandlung der Radialis- u. Peroneuslähmung. Archiv f. Orthop. **14**, 220. 1916.
- M. HERZ, Lehrbuch der Heilgymnastik, 1903.
- L. HEUSNER, Orthop. Verbände u. Apparate in JOACHIMSTHALS Handbuch der Orthopädie.
- HOFFA, Orthop. Chirurgie. 4. Aufl. 1902.
— und BLENCKE, Orthopädische Literatur, 1905.
- „Hütte“, Des Ingenieurs Taschenbuch, 22. Aufl. 1915, Bd. I.
- JOACHIMSTHAL, Handbuch d. orthop. Chirurgie, Bd. I: L. HEUSNER, Orthop. Verbände u. Apparate, 1905—07.
- A. KÖHLER, Radialisstütze und Peroneusschuh. Deutsche Zeitschr. f. Chir. **137**, 313. 1916.
- F. KOHLRAUSCH, Lehrbuch der praktischen Physik, 11. Aufl. 1910.
- F. KRAMER, Periphere Motilitätsstörungen, im Handbuch der Neurologie, herausgeg. von M. LEWANDOWSKY, Bd. I, 2, 544, 1910.
- LÉTIÉVANT, Traité des sections nerveuses, Paris 1873.
- LEWANDOWSKY siehe KRAMER.
- NEUMEISTER, Gelenkmobilisationsschienen nach Dr. SCHEDE. Mediz. Klinik 1916, Nr. 44.
- OPPENHEIM, Lehrbuch der Nervenkrankheiten, 6. Aufl. 1913.
- RIGAL (DE GAILLAT), Revendication de l'orthopédie physiologique, fondée sur la création de muscles factices en caoutchouc. Bull. gén. de thérapieutique, **58**, 187. 1860.
- A. SCHANZ, Handbuch der orthop. Technik, 1908.
- SCHEDES Gelenkmobilisationsschienen, siehe NEUMEISTER.
- VOLKMANN, Orthopädische Chirurgie (II. Band, 2. Lief. des Handbuchs der Chirurgie), 1872.

II. Radialislähmung. (§ 72 bis 99).

- BECKMANN, Handstütze für Radialislähmung. Deutsche Zeitschr. f. Chir. **137**, 466. 1916.
- BIESALSKI, Die Kunstglieder der Versuchs- u. Lehrwerkstätte des Oskar-Helene-Heims. Zeitschr. f. orthop. Chirurg. **37**, 269. 1917.
- BOGATSCH siehe G. MÜLLER.
- BUNGE siehe COMMER.

- Firma COLLIN, Paris, Catalogue 1908, Fig. 1826.
- Firma JEAN COMMER, Bonn, Extensionsmanschette gegen Radialislähmung nach Prof. Dr. BUNGE, Bonn.
- H. DEGENHARDT, Eine Schiene bei Radialislähmung. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 1386, Nr. 45.
- DELACROIX, Bulletin de la faculté de médecine de Paris 1813, Nr. IX, p. 460: extrait d'un rapport par THILLAYE et HALLÉ sur un moyen mécanique employé par M. DELACROIX pour suppléer à l'action des muscles extenseurs etc.
- DÖRR, Arbeitsbehelfe und Radialisschienen für handverstümmelte Landwirte. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 767.
- G. B. DUCHENNE (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. 1872.
- H. ENGEL, Eine neue Radialisschiene für mittelschwere Arbeiten in der Werkstatt. Deutsche med. Wochenschr. 1917, S. 1363, Nr. 43.
- G. ENGELMANN, Hebelschienen. Wiener klin. Wochenschr. 1916, Nr. 3.
- FLAKESche Radialisschiene siehe LAQUEUR.
- HAASES Stütze bei Radialislähmung, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle f. Ersatzglieder.
- Firma GEORG HAERTEL, Breslau und Berlin. Modifizierte Heussnersche Serpentschiene.
- HAGEMANN siehe HOLZHAUER.
- K. HASEBROEK, Zur Bandagenbehandlung der Radialis- u. Peroneuslähmung. Archiv f. Orthop. 14, 220. 1916.
- L. HEUSNER, Stützapparate bei Lähmung d. Nervus radialis. Verhandl. d. Ges. deutscher Naturf. u. Ärzte 64, 261. 1891.
- A. HEYMAN, Apparate zur Kriegsorthopädie. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1447.
- H. HILDEBRAND, Ein neuer Stützapparat bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 372.
- Stützapparate bei Radialis- und Peroneuslähmungen. Zeitschr. f. orthop. Chir. 37, 801. 1917.
- HOHMANN, Bericht über die Hauptversammlung der Prüfstelle f. Ersatzglieder. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 193.
- Firma WILHELM HOLZHAUER, Marburg a. L. Apparat zur Hebung der Radialislähmung nach Dr. HAGEMANN.
- Dr. HUDSON's extension apparatus, zitiert von LEWIS A. SAYRE S. 468.
- KIRCHBERG'S Radialis-Handschuh, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder.
- A. KÖHLER, Radialisstütze und Peroneusschuh. Deutsche Zeitschr. f. Chir. 137, 313. 1916.
- F. KÖNIG, Stützapparat für Radialis- und andere Lähmungen und Kontrakturen. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 1528.
- B. LANGE, Künstliche Glieder und Prothesen. Straßburger med. Zeitung, 1915, S. 203.
- Erfahrungen über Prothesen und Konstruktionsfragen. Radialisschiene. Zeitschr. f. orthop. Chir. 37, 279. 1917.
- LANGEMAK, Eine einfache Handstützschiene. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1628.
- A. LAQUEUR, Zur Mechanotherapie bei Verletzungen der oberen Extremität. Zeitschr. f. physik. u. diätet. Therapie, 20, 1916, Fig. 6.
- LENGFELNER, Stütze bei Radialislähmung, s. Merkblatt Nr. 17 d. Prüfstelle f. Ersatzglieder.
- MATHIEU siehe STREISGUTH.
- VON LORENTZ, Nervenverletzungen u. deren Behandlung. Beiti. z. klin. Chir. 100, 248. 1916.
- Medizinisches Warenhaus, A.-G. Berlin NW 6, Apparat gegen Hängehand nach MOSBERG. Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Nr. 17, 1918: Stützen bei Radialislähmung.
- MÖHRING, Eine Stützschiene bei Radialis- und anderen Fingerlähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 848.
- MOSBERG, Eine einfache Radialisschiene. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 848.
- G. MÜLLER, Zur Behandlung peripherer Lähmungen, Tagung d. deutschen orthop. Ges., Zeitschr. f. orthop. Chir. 36, 376. 1917.
- E. MÜNCH, Eine neue Stützschiene f. Radialislähmung. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 159.
- MUSKAT, Hilfsmittel bei Radialislähmungen. Archiv f. Orthop., Mechanother. u. Unfallchir. 14, 223. 1916.
- Firma C. NICOLAI, Hannover, Stützschiene für Radialislähmung.

- PORT, Bandage für Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1282.
 Prüfstelle für Ersatzglieder siehe RADIKE.
- R. RADIKE, Handstützen bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1440.
 — G. SCHLESINGER und C. VOLK, Stützen bei Radialislähmungen. Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder, 1918. Abgedruckt in: Ersatzglieder und Arbeitshilfe für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte, herausgeg. durch M. BORCHARDT u. a., 1919.
- REISS' Stütze bei Radialislähmung, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder.
- REYE, Stützapparat für Radialisgelähmte nach der Nervennaht. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 684.
- A. SAXL, Federstreckapparat für Hand und Finger bei Radialislähmung. Wiener klin. Wochenschr. 1915, S. 1163.
- LEWIS A. SAYRE, Orthopedic surgery and diseases of the joints. London 1876.
- E. F. SCHMID, Radialisschiene. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 1429.
- SPIEGEL, Radialisschiene und Peroneusschuh. Medizin. Klinik 1916, S. 1001.
- H. SPITZY, Hebeapparat für Hand u. Finger bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 203. Siehe auch STRACKER.
- F. STAFFEL, Eine einfache Radialis-Schiene. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1574.
- O. STRACKER, Die orthopäd. Behelfe des Wiener kriegsorthop. Spitals (Chefarzt SPITZY). Beitr. z. klin. Chir. **103**, 653. 1916.
- Firma C. & E. STREISGUTH, Straßburg, Katalog Nr. 4881: Apparat von MATHIEU zur Streckung der Fingergelenke.
- A. SOULIÉ, Sur les rapports des plis cutanés avec les interlignes articulaires etc. Journal de l'anatom. et de la physiologie. **37**, 601. 1901.
- Firma GEORGE TIEMANN & Co., New-York, Katalog Nr. 4208: Glove for paralysis.
- C. VOLK siehe RADIKE.
- O. VULPIUS, Kriegsorthopädisches. Deutsche med. Wochenschr. 1915, Nr. 27—30.
- B. ZMIGRÓD, Ein neuer Dauer-Handstützapparat bei Radialislähmung. Wiener klin. Wochenschr. 1917, S. 1313.
- ZUELZERS Radialis-Handschuh, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder.

III. Sehnenverpflanzung bei Radialislähmung. (§ 100 bis 102.)

- O. ANSINN, Faszien-Implantation bei Radialis- und Peroneuslähmung. Beitr. z. klin. Chir. **105**, 587. 1917.
- G. AXHAUSEN, Zur operativen Behandlung der irreparablen Radialislähmung. Berlin. klin. Wochenschr. 1916, S. 158.
- BAISCH, Sehnentransplantation wegen kompletter irreparabler Radialislähmung. Naturh.-med. Verein. Heidelberg, Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 689.
- K. BIESALSKI und L. MAYER, Die physiologische Sehnenverpflanzung, 1916.
- EGLOFF, Zur Frage der operativen Behandlung der Radialislähmung. Münch. med. Wochenschrift 1916, S. 626.
- G. FISCHER, Über Nachbehandlung von Kriegsverletzungen besonders durch Sehnenplastik. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1770.
- F. FRANKE, Die operative Behandlung der Radialislähmung usw. Archiv f. klin. Chirurgie **57**, 763. 1898.
- A. GESSNER, Sehnenplastik bei vollständiger Radialislähmung des Unterarms. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 465.
 — u. K. RIEDEL, Die Sehnenplastik bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 817.
- H. GOCHT, Beitrag zur Lehre von der Sehnenplastik (aus der A. HOFFASCHEN Privatklinik). Zeitschr. f. orthop. Chir. **7**, 54. 1900 (vgl. besonders Fall 15. 5. 88).
- B. GÖNCZY VON BISTE, Heilung eines Falles von totaler Radialislähmung durch Sehnenplastik. Centralbl. f. Chir. 1901, S. 475.
- H. M. W. GRAY, Transplantation of tendon for musculo-spiral paralysis. Lancet 1904, S. 1419.
- A. HAMMESFAHR, Die Ausnützung der Pronationsbewegung und ihre Übertragung auf die gelähmten Fingerstrecker bei Radialislähmung. Zentralbl. f. Chir. **43**, 914. 1916.

- A. HOFFA siehe GOCHT.
 HOHMANN, Bericht über die Hauptversammlung der Prüfstelle für Ersatzglieder. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 193.
 F. LANGE, Die Sehnenverpflanzung. Ergebnisse der Chir. u. Orthop. **2**, 1. 1911.
 K. LENGFELLNER, Die Behandlung der N.-radialis-Lähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 633.
 ERNST MÜLLER, Zur Behandlung der Radialislähmung. Beiträge z. klin. Chir. **98**, 283. 1916
 — (Kriegsärztl. Abend Stuttgart 4. Nov. 1915). Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 29.
 — Fasciodese d. Handgelenks b. Radialislähmung. Zeitschr. f. orthop. Chir. **36**, 375. 1917.
 O. ORTH, Sehnenplastik bei Nervenlähmungen. Medizin. Klinik 1917, S. 1292.
 G. PERTHES, Über Sehnenoperationen bei irreparabler Radialislähmung usw. BRUNS Beiträge zur klin. Chir. **113**, 289. 1918.
 PORT, Muskelverpflanzung bei Radialislähmung. Ärztl. Verein Nürnberg. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 919.
 QUETSCH, Ein operatives Verfahren b. Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1918. S. 651.
 A. SCHANZ, Erfahrungen mit Sehnen- und Muskeltransplantationen. Zeitschr. f. orthop. Chir. **12**, 48. 1904; vgl. auch SCHEFFLER.
 E. SCHEFFLER, Ein Fall traumatischer Radialislähmung durch Sehnenüberpflanzung geheilt (Orthop. Heilanstalt des Dr. A. SCHANZ, Dresden). Monatsschr. f. Unfallheilkunde 1903, S. 21.
 H. SCHREIEGG, Zur Frage der operativen Behandlung der Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1370.
 A. STOFFEL siehe VULPIUS und HOHMANN'S Bericht.
 SUDECK, Behandlung der nicht geheilten Radialislähmung durch Sehnenplastik. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 617.
 O. VULPIUS, Die Sehnenüberpflanzung, 1902.
 — Was hat der Krieg hinsichtlich der Orthopädie Neues gelehrt? Deutsche militär-ärztl. Zeitschr. **47**, 259. 1918.
 — und A. STOFFEL, Orthopädische Operationslehre, 1911/13.
 H. WEITZ, Zur Behandlung der Radialislähmung. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 1351.

IV. Ulnaris- und Medianuslähmung. (§ 103 bis 115.)

- G. B. DUCHENNE (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. Paris 1872.
 PH. ERLACHER, Eine Spange zur Beseitigung der Krallenhand bei Ulnarislähmung. Zentralblatt f. Chir. 1916, S. 13.
 GRUND, Stützschiene bei Ulnarislähmung. Verein der Ärzte in Halle. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 1113.
 E. KRÖBER, Eine Faustschlußmanschette, anzuwenden bei Lähmung oder Parese der Fingerbeuger. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1778.
 L. LUFT, Eine Schiene zur Verhütung und Behandlung der Interosseuslähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 698.
 PORT, Eine Ulnarisbandage. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1506.
 R. RADIKE, Apparatenbehandlung der Pseudarthrosen und Lähmungen in: Ersatzglieder u. Arbeitshilfen f. Kriegsbeschädigte u. Unfallverletzte, herausgeg. d. M. BORCHARDT u. a., 1919.
 E. F. SCHMID, Apparat zur Bildung einer Spitzgreifhand durch Ausnutzung der Handgelenksbewegungen. Zentralbl. f. Chir. **45**, 513. 1918.

V. Peroneuslähmung. (§ 116 bis 125.)

- F. BÄHR, Stützapparat bei Peroneuslähmungen. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 848.
 v. BAEYER, Vorrichtung am Stiefel für Peroneuslähmung. Handwerkstechnische Rundschau, Beilage zur Badischen Gewerbe- und Handwerkerzeitung, 1917, S. 47.
 R. BARWELL, On the cure of clubfoot without cutting tendons London 1863, zitiert nach HOFFA und BLENCKE.
 BATSCH, (Ergänzende Bemerkungen z. Arbeit v. Nieny.) Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 481.

- K. BIESALSKI, Kriegskrüppelfürsorge, 1915.
 — Zentralblatt f. Chir. u. mechan. Orthop. 8, 57. 1914.
 — Die Kunstglieder der Versuchs- u. Lehrwerkstätte des Oskar-Helene-Heims. Zeitschr. f. orthop. Chir. 37, 273. 1917.
- BUSCH siehe ESCHBAUM.
 DELACROIX siehe GERDY.
- G. B. DUCHENNE (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. 1872.
- EHEBALD, Eine neue Peroneusfeder. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 839.
- Firma F. A. ESCHBAUM, Bonn, Katalog 1904, Fig. 5887 (BUSCH's Schienenschuh).
- FLEISCHHAUER, Behandlung der Peroneuslähmung. Berlin. klin. Wochenschr. 1915, S. 792.
- FRENSDORF, Über Peroneuslähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 734.
- GAUGELE, Bandage für Lähmungsspitzfuß. Deutsche med. Wochenschr. 1915, S. 1274.
- P. N. GERDY, Traité des bandages, 2. éd., Paris 1837, p. 495: Bottine de Delacroix (Auch deutsch: Chirurg. Verbandslehre, Weimar 1828).
- H. GOCHT, Orthopädische Technik, 2. Aufl. (Deutsche Orthopädie 1. Bd.) 1917.
- A. GOLDSCHIEDER u. P. JACOB, Handbuch d. physik. Therapie Bd. II 2, 1902, S. 452.
- S. GOLDSCHMIDT, Die chirurgische Mechanik, Berlin 1863.
- K. HASEBROEK, Zur Bandagenbehandlung der Radialis- und Peroneuslähmung. Archiv f. Orthop. 14, 1916. 220.
- HEIDENHAIN siehe HOFFA, Orthop. Chirurgie, 4. Aufl. 1902, S. 127.
- W. HEINEKE, Compendium d. chir. Operations- u. Verbandslehre. 3. Aufl. 1890, S. 839.
- A. HEYMAN, Apparate zur Kriegsorthopädie. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1205.
- H. HILDEBRAND, Über Stützapparate bei Radialis- und Peroneuslähmungen. Zeitschr. f. orthop. Chir. 37, 801. 1907.
- H. HORWITZ, Zur Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1237.
- M. JERUSALEM, Bandage für paralytischen Spitzfuß. Wiener klin. Wochenschr. 1915, S. 566.
- A. KÖHLER, Radialisstütze und Peroneusschuh. Deutsche Zeitschr. f. Chir. 137, 313. 1916.
- KRUKENBERG'S Peroneusschuh siehe GOCHT S. 90.
- KÜBEL, Stützapparate bei Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1142.
- F. LANGES Schienenschuh siehe SCHEDE.
- VON LORENTZ, Nervenverletzungen und deren Behandlung. Beitr. z. klin. Chir. 100, 248. 1916.
- MACHOL, Eine einfache Peroneusschiene. Melsunger mediz.-pharmazeut. Mitteil. 1917, S. 49.
 — Schienen bei Peroneuslähmung. Zentralbl. f. Chir. 1918, S. 289.
- MEDIZINISCHES WARENHAUS A.-G. Berlin NW. 6, Katalog Liste 32 Fig. 52 819: Apparat gegen Spitzfuß nach GOLDSCHMIDT, Fig. 52 820: Schienenhülsenapparat System HESSING gegen Spitzfuß.
- A. MOSKOPF, Apparat für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 734.
- MUSKAT, Heftpflaster-Gummi-Zugverbände bei Spitzfußstellung. Archiv f. Orthop., Mechanother. u. Unfallchir. 14, 230, 1916.
- NIENY, Einfache Stützen für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 68.
- A. NUSSBAUM, Apparat für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 636.
- AMBR. PARÉ, Œuvres complètes, éd. par Malgaigne 1840, tome II, livre XVII, p. 621.
- PAYR, Schuh bei Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 1275.
- REEVES, Universal talipes shoe. Med. Times and Gaz. 1878, S. 434.
- RADIKE, Apparatenbehandlung der Pseudoarthrosen und Lähmungen in: Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte, herausgeg. durch M. BORCHARDT u. a. 1919.
- J. REYNDERS siehe LEVIS A. SAYRE, Orthopedic surgery and diseases of the joints, London 1876, S. 70.
- A. RITSCHL, Spitzfußstiefel. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 799.
- SAYRE'S Spitzfuß-Schienenschuh ist abgebildet in: Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte, herausgeg. von M. BORCHARDT u. a. 1919, S. 818.
- E. SCHMIDT, Zur Vermeidung der Spitzfußstellung. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 799.
- EMIL SCHMID, Ein neuer besonders einfacher Apparat für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1409.
- E. T. SCHMID, Peroneusfederstützschiene. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 1429.

- F. SCHEDE, Kriegsorthopädie in d. Heimat, die orthop. Apparate. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 219.
- Firma ADOLF SÖHLMANN, Hannover: Neue SÖHLMANNsche Peroneus-Schiene, vgl. BÄHR.
- E. SUCHANEK und A. MESTIZ, Ein neuer Peroneusapparat. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 459.
- SPIEGEL, Radialisschiene und Peroneusschuh. Mediz. Klinik 1916, S. 1001.
- H. SPITZY und A. HARTWICH, Orthopäd. Behandlung Kriegsverwundeter 1915, S. 141. Siehe auch STRACKER.
- O. STRACKER, Die orthopäd. Behelfe des Wiener kriegsorthop. Spitals (Chefarzt Spitzzy). Beiträge z. klin. Chir. **103**, 653. 1916.
- Firma C. u. E. STREISGUTH, Straßburg, Katalog Nr. 4946: Apparat gegen Pes equinus.
- Firma GEORG TIEMANN & Co, New-York, Katalog Fig. 4271 (Apparat HUDSON).
- VOLKMANN siehe WINDLER.
- O. VULPIUS, Kriegsorthopädisches. Deutsche med. Wochenschr. 1915, Nr. 27 bis 30.
- Firma WALB & HEERLEIN, Straßburg. Spitzfußapparat.
- WELTY, Fußstützmaschine für Peroneus-Tibialis-Lähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1068.
- Firma H. WINDLER, Berlin, Katalog 1912. Fig. 27 790, 27 810. Spitzfußschiene nach VOLKMANN, Fig. 27 815: Spitzfußschiene nach HESSING, Fig. 27 798: Spitzfußschiene.

Sachverzeichnis zu § 61 bis § 71

d. i. des zweiten Bandes allgemeiner Teil.

Man beachte außerdem Tabelle 32, Seite 431, und das Sachverzeichnis zum ersten Band.

- Abschlußstellung 415.
Achse, physiologische oder unphysiologische 363 ff., (511).
Aesthetische Prothese 351.
Anatomisches Gelenk 416.
Anforderungen an die Prothese 353, 415 ff.
Angegriffenes Glied 363.
Angriffspunkte 361 ff.
Angriffsweise der Feder 370 ff.
Arbeitsprothese 351.
Arretierung 365.
Auflagestellen 363.
- Beanspruchbarkeit**, zulässige Beanspruchung 375, 381, 409 ff.
Beanspruchungsgrad 410, 414, 418.
Belastung, zulässige 381, 395, 435.
Biegefeder 370, 375, 382, 419 f.
an drei Stellen gehaltene B. 407 f.
Bilanz der Prothese 352, 354 f.
Blattfeder(werk) 376, 392, 394.
- Diagnostik** 358.
Dimensionierung der Federung 415, 419.
Dreieckfeder 376, 392, 394, 396, 434.
Drehung, physiologische oder unphysiologische 365 f. 369.
Drehmoment, abschließendes und initiales 416.
zulässiges Drehm. 381, 395, 435.
Drehm. bei unphysiol. Achse (511).
Drillfeder 370, 375, 383.
Druckpunkte der Prothese 363, 368.
Duchennes Prothèses musculaires physiologiques 349, 351, 355.
- Elastische Linie 384 ff. 407.
Elastizitätsgrenze 409 ff.
Elastizitätsmodul 382, 384.
- Faktor λ , λ' 386, 389 f.
Federn, gestauchte 373, 376, 406 f., 421 f.
kombinierte Federn 378 ff., 396 ff.
Federn mit gestützten Windungen 404 f.
Federkraft, eben genügende 360, 371.
Federung, wohlabgepaßte, ausgeglichene 373 f.
Federungsweg, relativer 380, 384 ff. 435 f.
- spezifischer Federungsweg 381.
zulässiger Federungsw. 381, 435.
Federungswinkel, relativer 380, 435.
zulässiger Federungswinkel 381, 435.
Festigkeit 373, 424 ff., 434.
Flachwickelfeder 379 f., 386, 392 f.
Formierung des Stahls 410.
Freidehnbeginn, Freidehnbelastung, -last, -länge, -weg 373, 407, 422, 436.
Füllstück 368.
- Gelenk**, anatomisches (Leibesgelenk) 363, 416.
echtes oder unechtes Gelenk des Apparats 364 ff., 375.
Gerüstwerk, starr oder beweglich 361 f.
Gesamtausschlag des Apparates 416 f.
Gliedermechanische Anforderungen 415 ff.
- Halbfedern** 407 ff.
Halbgerüste 376.
Haltungverbessernde Prothese 347.
Hantierungen und Verrichtungen 359.
Hebel, gleichbleibend oder wechselnd 370 ff., (512).
Hochbeanspruchung 409 ff.
Hookes Gesetz 381, 409.
- Initialstellung 415.
Justierung der Federung 423.
- Kombinierte Federn** 378 ff., 396 ff.
Kombinationsformeln 398.
Kontraktur 346 f.
Krahn 367 f.
Krümmungskreis, -halbmesser, -winkel 384.
Künstlicher Muskel 348, 350.
- Lähmungsprothese** 346 f., Arten der Lähmung 351.
praktische Erprobung der Lähmungsprothesen 356 f.
Last, zulässige, siehe Belastung.
Lazarette für Gelähmte 381.
Leistungsprothese 351.
Leitsätze über Lähmungsprothesen 353.
- Mobilisationsprothese** 351 f.
- Nachgiebigkeit der Federn 375, 380, 424 f., 434.
- Parese** 359.
Polsterung 366, 368.
Prinzip der eben noch genügenden Federkraft 360, 371.
Proportionalitätsgrenze 409 ff.
Pseudoelastische Apparate 372.
- Querschnitt**, gefährdeter (gefährlicher) 376, 425.
- Rechteckfeder** 392, 394 f., 434.
Rollbahn 365 f.
Rotationsbestreben der Prothese (486).
Schleifbahn 366.
Schleuder 369.
Schraubenfeder 376 f., 392 ff., 400 ff. 405 f., 421 ff., 434.
Serpentinfeder 378, 392 f., 400, 405.
Sicherheit 374, 414 f.
Späte Federstrecke 373.
Spannung, zulässige 382.
Spannwerke 367.
Sperrvorrichtung 363, 365.
Spiralfeder 376, 378, 392, 400 ff., 434.
Stabfeder 375, 392 f., 434.
Stauchung 373, 376, 406 f., 421 f.
Streck- und Quetschgrenze 409.
Trägheitsmoment 384 ff.
Tragendes u. getragenes Glied 363.
- Umrechnungsformeln** 382.
Unterbeanspruchung 411, 413.
Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung 407, 422, 436.
U. der dichten Wicklung 406, 422, 436.
- Verrichtungen und Hantierungen** 359.
Verschiebungsfehler, -korrektur 364 f.
Verspäteter Dehnbeginn 373.
Vorbeugungsprothese 351 f.
- Weichheit der Federn** 375, 380 f., 424 ff., 434.
reziproke Weichheit 381, 426.
Winkelmessung in Bogenmaß 382.
Widerstandsmoment 395, 425
Zickzackfeder 387 ff.
Zugbahn 361.
angehängte u. eingebaute Z. 362.
Zugfedern 375.

Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte.

Herausgegeben von der **Ständigen Ausstellung für Arbeiterwohlfahrt (Reichsanstalt)** in Berlin-Charlottenburg und der **Prüfstelle für Ersatzglieder (Gutachterstelle für das preußische Kriegsministerium)** in Berlin-Charlottenburg durch Geheimen Medizinalrat Professor Dr. **M. Borchardt**-Berlin, Senatspräsidenten Professor Dr.-Ing. **Konrad Hartmann**-Berlin, Geheimen Oberregierungsrat Dr. **Leymann**-Berlin, Sanitätsrat Dr. **Radike**-Berlin (orthopädischen Beirat des Gardekorps und III. Armee-korps), Professor Dr.-Ing. **Schlesinger**-Berlin, Oberstabsarzt Professor Dr. **Schwiening**-Berlin. Mit 1586 Textabbildungen. 1919. Preis M. 28.—; gebunden M. 40.—

Die willkürlich bewegbare künstliche Hand. Eine Anleitung für Chirurgen und Techniker. Von **F. Sauerbruch**, ord. Professor der Chirurgie, Direktor der Chirurgischen Universitäts-Klinik Zürich, s. Z. beratender Chirurg des XV. Armee-korps. Mit anatomischen Beiträgen von **G. Ruge** und **W. Felix**, Professoren am Anatomischen Universitäts-institut Zürich, und unter Mitwirkung von **A. Stadler**, Oberarzt d. L., Chefarzt des Vereinslazarettes Singen. Mit 104 Textabbildungen. 1916. Preis M. 7.—; gebunden M. 8.40

Der Glied-Ersatz für den Schwerarbeiter insbesondere für den Landwirt. Von Stabsarzt d. R. Dr. **Max Böhm**, früher Chefarzt des Werkstättenlazaretts Jakobsberg bei Allenstein, jetzt orthopädischer Fachbeirat des Gardekorps, Berlin. Mit 102 Abbildungen im Text. 1918. Preis M. 4.80

Die physiologische Sehnenverpflanzung. Von Professor Dr. **K. Biesalski**, Direktor und leitender Arzt, und Dr. **L. Mayer**, wissenschaftlicher Assistent, beide am Oscar-Helene-Heim für Heilung und Erziehung gebrechlicher Kinder in Berlin-Zehlendorf. Mit 270 zum großen Teil farbigen Abbildungen. 1916. Gebunden Preis M. 36.—

Die Knochenbrüche und ihre Behandlung. Ein Lehrbuch für Studierende und Ärzte. Von Privatdozent Dr. med. **Hermann Matti**, Bern.

I. Band: **Die allgemeine Lehre von den Knochenbrüchen und ihrer Behandlung.** Mit 420 Textabbildungen. 1918. Preis M. 25.—; gebunden M. 29.60

II. Band: **Die spezielle Lehre von den Knochenbrüchen und ihrer Behandlung.** In Vorbereitung

Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik. Von Dr. **H. Strasser**, o. ö.

Professor der Anatomie und Direktor des anatomischen Instituts der Universität Bern.

I. Band: **Allgemeiner Teil.** Mit 100 Textabbildungen. 1908. Preis M. 7.—

II. Band: **Spezieller Teil: Der Stamm.** Mit 231 zum Teil farbigen Textabbildungen. 1913. Preis M. 28.—

III. Band: **Spezieller Teil: Die untere Extremität.** Mit 165 zum Teil farbigen Textabbildungen. 1917. Preis M. 28.—

IV. Band: **Spezieller Teil: Die obere Extremität.** Mit 139 zum Teil farbigen Textabbildungen. 1917. Preis M. 26.—

Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik (Fortsetzung von Riedingers Archiv). Zugleich offizielles Organ der Prüfstelle für Ersatzglieder zu Berlin-Charlottenburg und der Technik für die Kriegsinvaliden in Wien. Herausgegeben von **M. Borchardt**-Berlin, **K. Cramer**-Köln, **W. Exner**-Wien, **H. Gocht**-Berlin, **H. v. Haberer**-Innsbruck, **K. Hartmann**-Berlin, **M. Kirschner**-Königsberg i. Pr., **F. König**-Würzburg, **K. Ludloff**-Frankfurt a. M., **G. Schlesinger**-Charlottenburg, **H. Spitzky**-Wien. Redigiert unter Mitwirkung von **A. Blencke**-Magdeburg, **G. Magnus**-Marburg a. L., **R. Radike**-Berlin von **H. Gocht**-Berlin und **F. König**-Würzburg.

Das Archiv erscheint vom XVI. Band ab im gemeinsamen Verlag von **J. F. Bergmann** in München und **Julius Springer** in Berlin, und zwar in zwanglosen, einzeln berechneten Heften, die zu Bänden von etwa 40 Bogen Umfang vereinigt werden.

Treves-Keith, Chirurgische Anatomie. Nach der sechsten englischen Ausgabe übersetzt von Dr. **A. Mülberger**. Mit einem Vorwort von Geh. Med.-Rat Professor Dr. **E. Payr**, Direktor der Chirurgischen Universitätsklinik zu Leipzig und mit 152 Textabbildungen von Dr. **O. Kleinschmidt** und Dr. **C. Hörhammer**, Assistenten an der Chirurgischen Universitätsklinik zu Leipzig. 1914. Gebunden Preis M. 12.—

Topographische Anatomie dringlicher Operationen. Von **J. Tandler**, o. ö. Professor der Anatomie an der Universität Wien. Mit 56 zum großen Teil farbigen Abbildungen. 1916. Gebunden Preis M. 7.60

Kriegschirurgischer Röntgen-Atlas. Von Dr. **N. Guleke**, a. o. Professor der Chirurgie, und Dr. **Hans Dietlen**, Stabsarzt d. Res., Professor an der Universität Straßburg. Mit 70 photographischen Tafeln. 1917. In Leinwandmappe Preis M. 66.—

Kriegschirurgische Erfahrungen. Vortrag gehalten auf dem schweizerischen Chirurgentag am 4. März 1916 von **F. Sauerbruch**, ord. Professor der Chirurgie, Direktor der Chirurgischen Universitätsklinik Zürich, s. Z. beratender Chirurg des XV. Armeekorps. 1916. Preis M. 1.20

Die Chirurgie der Brustorgane. Von **Ferdinand Sauerbruch**. Zugleich zweite Auflage der Technik der Thoraxchirurgie von F. Sauerbruch und E. D. Schumacher. Erster Band: **Die Erkrankungen der Lunge**. Unter Mitarbeit von **W. Felix**, **L. Spengler**, **L. v. Muralt †**, **E. Stierlin †**, **H. Chaoul**. Mit 637, darunter zahlreichen farbigen Abbildungen. 1920. Gebunden Preis M. 240.—

Die Wassermannsche Reaktion in ihrer serologischen Technik und klinischen Bedeutung auf Grund von Untersuchungen und Erfahrungen in der Chirurgie. Von Dr. **med. Erich Sonntag**, Privatdozent und Assistent an der Chirurgischen Klinik der Universität Leipzig. Mit einem Geleitwort von Geh. Rat Prof. Dr. **E. Payr**. 1917. Preis M. 6.80

Die Nachbehandlung nach chirurgischen Eingriffen. Ein kurzer Leitfaden von Dr. **M. Behrend**, Chefarzt des Kreiskrankenhauses in Frauendorf bei Stettin. 1914. Preis M. 2.80; gebunden M. 3.40
