

Die
**Muskelkräfte Sauerbruch-Operierter
und der Kraftverbrauch künstlicher
Hände und Arme**

Dissertation

zur

Erlangung der Würde eines Doktor-Ingenieurs

der

Technischen Hochschule zu Berlin

vorgelegt am 22. 7. 1919

von

Dipl.-Ing. Karl Meyer

aus Burgdorf (Kreis Wolfenbüttel)

Genehmigt am 6. 11. 1919



Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH
1920

Referent: Prof. Dr.-Ing. G. Schlesinger.
Korreferent: Geh. Reg.-Rat Dr. E. Meyer.

Vorliegende Arbeit erscheint gleichzeitig abgesehen von dem einleitenden Teil: „Allgemeines über Kunstarme“ im „Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie“, Bd. 17, Heft 4.

**Meinen Eltern
in Dankbarkeit gewidmet.**

ISBN 978-3-662-29862-6
DOI 10.1007/978-3-662-30006-0

ISBN 978-3-662-30006-0 (eBook)

Additional material to this book can be downloaded from <http://extras.springer.com>.

Inhalt.

	Seite
Einleitung	7
Allgemeines über Kunstarme	7
Arbeitsarme	8
Gebrauchsarme	8
Indirekte Kraftquellen	12
Direkte Kraftquellen	12
Zweck und Ziele der Arbeit	12
Hauptteil I	13
Messung von Kraft und Weg direkt wirkender Kraftquellen	13
Alte und neue Meßmethoden	13
Benutzte Apparate	14
Die Meßrolle	14
Der Ergograph	15
Messung der direkten Kraftquellen und ihre Ergebnisse	18
Versuchsvorbereitungen	18
Die Schwankungen der Hubgrößen	19
Die Muskelreckung	21
Bestimmung der Hubgrößen	23
Auswertung der Versuche	25
Hauptteil II	43
Messung der zur Betätigung von Händen und Armen benötigten Kräfte und Wege	43
Apparate zur Kraft- und Wegmessung von Händen	43
Kraft- und Wegmessung von Händen	47
Hände ohne aktive Sperrung	47
Hände mit aktiver Sperrung	53
Vergleich der verschiedenen untersuchten Hände	61
Untersuchungen an Armen	62
Hauptteil III	64
Kraftquellen und Kraftverbraucher	64
Messungen an Kunstarmträgern	70

Verzeichnis der benutzten Literatur.

1. Prüfstelle für Ersatzglieder, Charlottenburg. „Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte“. Verlag Julius Springer, 1919.
 2. — Merkblatt Nr. 7, „Die Entwicklung des Baues künstlicher Hände und Arme“.
 3. Sauerbruch, Die willkürlich bewegbare künstliche Hand. Verlag Julius Springer 1916.
 4. — Willkürlich bewegbare Arbeitsklausen. Münch. med. Wochenschr. 1918. 257.
 5. — Die Verwendung willkürlich bewegbarer Prothesen bei unseren Kriegsamputierten. Münch. med. Wochenschr. 1917. 657.
 6. Lange, Eine neue Hand und Arbeitsklausen. Münch. med. Wochenschr. 1917. 661.
 7. Bethe, Beiträge zum Problem der willkürlich beweglichen Prothesen. Münch. med. Wochenschr. 1916/17.
-

Einleitung.

Bei der großen Zahl unserer Kriegsschwerbeschädigten ist die Wiedereertüchtigung derselben eine Frage von sozialpolitischer Bedeutung geworden. Durch ärztliche Kunst sind sehr schwere Beschädigungen behoben worden und manches schwerverletzte Glied hat durch geschickte Operation seine alte Gebrauchsfähigkeit wieder erlangt. Doch da, wo das Glied vollkommen verloren ging, kann auch der Arzt kein neues schaffen. Es kann hier nur noch der Versuch gemacht werden, die Arbeits- und Gebrauchsfähigkeit des verbliebenen Stumpfes durch Ausrüstung des Amputierten mit einem Kunstglied zu erhöhen, stets mit dem Ziel vor Augen, ein Kunstglied zu schaffen, das die Funktion des verlorenen Gliedes möglichst vollkommen erreicht. Während vor dem Kriege die Lösung dieser äußerst schwierigen Aufgabe bei der geringen Zahl der Amputierten hauptsächlich dem Bandagisten und Orthopädiemechaniker überlassen blieb, befassen sich heute in Erkenntnis der Wichtigkeit der Aufgabe eine Reihe von amtlichen und halbamtlichen Stellen unter der Leitung von auf diesem Spezialgebiet besonders geschulten Ärzten und Ingenieuren mit der Ausrüstung unserer Invaliden mit Kunstgliedern. Weitgehende Beobachtungen und Versuche, die an diesen Stellen ohne Scheu vor großem Kostenaufwand, vor allem an Kunstbeinen und Armen unternommen wurden, haben wesentlich zur Vervollkommnung der Prothesen beigetragen.

Vorliegende Arbeit des Verfassers wurde angeregt durch den seinerzeitigen Geschäftsführer der Prüfstelle für Ersatzglieder in Charlottenburg, Herrn Professor Dr. Ing. G. Schlesinger, der mich auch in allen Stadien der Arbeit mit seinem Rat unterstützte und an dem Fortschreiten derselben stets das größte Interesse nahm. Die Untersuchungen dürften geeignet sein, sowohl dem Arzt, der den Amputationstumpf gleichsam als Fundament für die Armkonstruktion liefert, als auch dem Konstrukteur von Kunstarmen für das Zusammenarbeiten beider eine Reihe von wichtigen Aufschlüssen und Fingerzeigen zu geben.

Zwecke und Ziele der Arbeit sollen nach Einführung in das Gebiet nachstehend erläutert werden.

Allgemeines über Kunstarme.

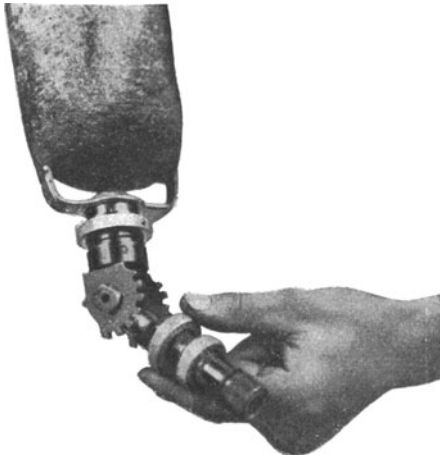
Bis jetzt ist es leider noch nicht gelungen, bei größtmöglicher Annäherung an die Form des natürlichen Gliedes einen Kunstarm mit Hand zu schaffen, mit dem der Amputierte in der Lage wäre, sowohl dauernd berufliche Handwerksarbeit zu leisten, als auch mit ihm die Handgriffe des täglichen Lebens

auszuführen. Während Handwerksarbeit ein Kunstglied erfordert, mit dem man wirklich arbeiten kann und das den starken Beanspruchungen dauernd gewachsen ist — welche Form es bekommt bleibt dabei nebensächlich —, soll ein für das tägliche Leben geeigneter Arm hauptsächlich den Verlust des natürlichen Armes verdecken, ihm also an Form und Beweglichkeit möglichst nahe kommen. Die sich aus diesen grundverschiedenen Forderungen ergebenden Schwierigkeiten sind dadurch umgangen worden, daß die Arme besonders konstruiert worden sind als

1. Arbeitsarme für berufsmäßige Handwerksarbeit,
2. Gebrauchsarme für das tägliche Leben und Kopfarbeiter.

Arbeitsarme.

Für die Konstruktion von Arbeitsarmen sind nur Zweckmäßigkeitsgründe maßgebend gewesen, so daß meistens Kunstglieder entstanden sind, die vollkommen von der Form des gesunden Armes abweichen. Am Armstumpf werden sie mit Hilfe einer durch



Eisenschienen verstärkten Stumpfhülse befestigt und lassen sich in ihren Gelenken nur durch die gesunde Hand, also passiv einstellen (Abb. 1). Sie ermöglichen — angenommen, der Kunstgliedträger sei oberarmamputiert — Lose- oder Feststellung des Sichelgelenkes, des Ellbogengelenkes, des Handdreh- und des Handbeugegelenkes. In ein Normalanschlußstück am Ende des Armes lassen sich verschiedene zweckmäßig geformte Ansatzstücke, oder je nach Beruf des Amputierten Spezialwerkzeuge schnell auswechselbar einsetzen. Der Arm selbst bildet im Gebrauch ein starres

Abb. 1. Passiv einstellbarer Arbeitsarm.

Ganze, das durch Eingriff der gesunden Hand eingestellt und nur in den noch

vorhandenen natürlichen Gelenken aktiv bewegt werden kann. Größtmögliche Widerstandsfähigkeit bei größter Leichtigkeit und schnelle Einstellbarkeit in den Gelenken sind die an ihn zu stellenden Anforderungen.

Gebrauchsarme.

Ganz anders sind die Ansprüche, die der Amputierte — nur er ist maßgebend, da er das Kunstglied tragen soll — an den Gebrauchsarm (Abb. 2) stellt:

1. Formschönheit.
2. Tadelloser bequemer Sitz.
3. Geringes Gewicht.
4. Weitgehende aktive Beweglichkeit in den Gelenken.
5. Betriebssicherheit und leichter Gang.

Zu den Forderungen 2, 3 und 5, die auch an den Arbeitsarm gestellt werden müssen, kommen noch die Konstruktion wesentlich erschwerend, Forderung 1 und 4 hinzu.

Die äußere Formschönheit ist natürlich in erster Linie von dem Teil des Kunstarmes zu verlangen, der nicht durch Kleidung verdeckt wird, das ist die Hand. Eine Hand, deren Form so von der natürlichen abweicht, daß sie auffällt, trägt der Amputierte nicht. Bei der Ausbildung der durch den Ärmel verdeckten Form des Ober- und Unterarmes ist dem Konstrukteur mehr freies Spiel gegeben. Hier entstehen ihm auch kaum große Schwierigkeiten, da er in diesem Armteil nur zwei Gelenke, das Ellbogenbeugegelenk und das Handdrehgelenk, unterzubringen hat, was im allgemeinen bei Wahrung der ungefähren äußeren Form keine Schwierigkeiten macht. Nahezu unlösbar ist jedoch die Aufgabe, in einem Konstruktionsraum von der genauen äußeren Form der Hand das Handbeugegelenk, die Grund- und Beugegelenke der Finger mitsamt Getriebe und Sperren unterzubringen, selbst wenn man, wie alle Handkonstrukteure, von vornherein auf die Beweglichkeit des Handtellers der natürlichen Hand verzichtet.

Die zweite Forderung des Amputierten, ein tadelloser bequemer Sitz des Kunstarmes, bedingt vor allem gutes Passen des Armes und richtige Aufnahme des Armgewichts. Auf einer den Stumpf umfassenden Hülse baut sich der ganze Arm auf. Der Arm sitzt um so bequemer und besser, je genauer die aus Leder, Holz oder Kunstprodukten hergestellte Stumpfhülse den Stumpf, ohne ihn einzuschnüren, umschließt und je größer die Berührungsfläche von Stumpfhülse und Stumpf ist.

Die noch vorhandenen natürlichen Gelenke dürfen in ihrer Bewegungsfreiheit durch die Stumpfhülse nicht behindert werden. Tadelloser Sitz kann also nur durch individuelle Anpassung der Hülse erreicht werden, in die sich dann der Stumpf saugend hineinlegt, so daß bei vollkommen geschlossener Hülse ein Herausziehen des Stumpfes schwierig wird, weil der Stumpf der Luft den Zutritt zwischen Stumpf und Hülse erschwert. Durch die Formveränderungen, die der Stumpf bei Bewegung erleidet, wird, vor allem bei kurzen Stümpfen, der gute Sitz der Hülse so beeinträchtigt, daß auch der angrenzende Körperteil (bei Oberarmamputation die Schulter, bei Unterarmamputation der Oberarm) noch von einer Hülse umfaßt werden muß, die dann mit der Stumpfhülse gelenkig zu verbinden ist, derart, daß die Bewegungsfreiheit des Stumpfes nicht leidet. Die Konstruktion solcher gelenkiger Verbindungen gestaltet sich vielfach sehr schwierig, besonders wenn das natürliche Gelenk, wie z. B. das Schultergelenk, allseitig beweglich ist. Ein guter Sitz ist nur dann möglich,

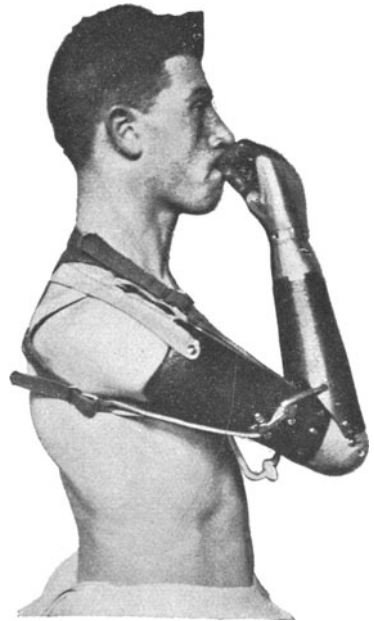


Abb. 2. Aktiv beweglicher
Gebrauchsarm.

wenn die Achsen vom natürlichen und künstlichen Gelenk (A—A und B—B Abb. 3) genau zusammenfallen.

Aus der oben gestellten Forderung, die Bewegungsfreiheit des Stumpfes nicht zu behindern, ergibt sich, daß das Gewicht des Armes möglichst nicht durch Einschnürung der Stumpfhülse aufgenommen werden soll. Zu der schon durch das Festschnallen einer aufgeschlitzten Hülse am Stumpf gegebenen Deformierung und Behinderung kommt dann noch hinzu die Einschränkung der Bewegungsfreiheit durch das Gewicht des Armes, das ein Zerren an den Fleischteilen des Stumpfes und unbequemen Sitz zur Folge hat. Das Gewicht sollte vielmehr dort aufgenommen werden, wo auch der gesunde Mensch es am

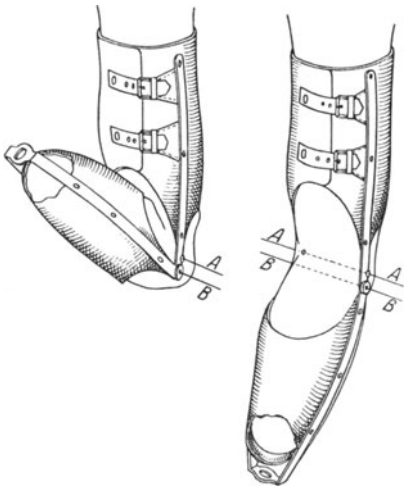


Abb. 3. Falsche Lage von natürlicher und künstlicher Ellbogengelenkachse, durch die schlechter Sitz der Stumpfhülse bedingt wird.



Abb. 4. Richtige Aufhängung des Kunstarmes (Carnes-Bandage). Der Nacken wird zur Aufnahme des Gewichtes herangezogen.

wenigsten empfindet, d. h. am Nacken und auf den Schultern, was durch eine entsprechend angefertigte Bandage (z. B. des Carnes - Armes, die auch die Brust vollkommen unbehindert läßt) leicht zu erreichen ist (Abb. 4).

Das Gewicht des Armes selbst muß natürlich möglichst gering sein. Bei richtiger Wahl der zum Bau verwandten Materialien möglichst geringen Gewichts und hoher Festigkeit und knapper Bemessung der einzelnen Konstruktionsteile läßt sich dasselbe auf ein Minimum (etwa 1—1,5 kg für einen Arm für Oberarmamputation) herabdrücken. Auch die Lage des Gewichtsschwerpunktes spielt eine wichtige Rolle. Beim Vor- und Seitwärtsheben und Beugen des Armes wirkt nicht das Gewicht allein, sondern das im Schwerpunkt vereinigt gedachte Gewicht mal Hebelarm (Drehmoment) der Bewegung entgegen. Demnach müßte der Hebelarm also möglichst klein gemacht, d. h. der Gewichtsschwerpunkt möglichst dicht an das Stumpfende verlegt werden. Die Erfahrung hat jedoch gelehrt, daß ein sicheres Greifen mit dem Kunstarm nur dann möglich ist, wenn der Schwerpunkt dicht oberhalb des Handgelenkes liegt. Der Amputierte nutzt die Pendelbewegungen des Armes aus und arbeitet

meistens mit Schwung. Die oben angegebene Schwerpunktslage entspricht der Pendellänge, bei der der Amputierte für die richtige Begrenzung der Bewegungen des das Pendel bildenden Armes das beste Gefühl hat. Arm- und Handgewicht bestimmen durch ihr richtiges Verhältnis die verlangte Schwerpunktslage. Bei der Konstruktion eines Armes ist also durch eine leichte Hand nur dann etwas gewonnen, wenn auch der Arm entsprechend leicht ausgebildet wird.

Weitgehende Beweglichkeit in den Gelenken, die der Amputierte von seinem Kunstarm verlangt, ist in erster Linie mit begründet durch die erste Forderung: Formschönheit. Ein Arm ohne einstellbare Gelenke kann zwar sehr formschön wie der natürliche Arm ausgebildet werden, jedoch gäbe er nur die Form des natürlichen Armes in einer Armlage wieder, die zu einer bestimmten Körperstellung gehört, würde also in dieser einen Armstellung nicht zu anderen Körperstellungen passen und infolgedessen trotz



Abb. 5. Spitzgreifstellung der Finger.



Abb. 6. Hakenstellung der Finger.

formschöner Ausbildung steif und unnatürlich wirken. Durch Einbau eines einstellbaren Ellbogen- und Handdrehgelenkes läßt sich dieser Übelstand schon wesentlich herabmindern. Beim Beugen des gesunden Armes wird im allgemeinen die Hand gedreht, zu einer bestimmten Ellbogenbeugelage gehört also eine bestimmte Handdrehstellung. Ein Kunstarm, der diese Einstellung aktiv, d. h. ohne die gesunde Hand dazu zu benötigen, gestattet, würde dem Laien kaum noch auffallen, um so weniger, wenn auch noch die Finger eingestellt werden können und in die Hand eine Zeitung oder dergleichen eingeklemmt werden kann. Ein derartiger Arm dürfte beweglich genug sein, um den Ansprüchen in bezug auf Formschönheit zu genügen. Doch ist bis jetzt noch nicht der Hauptforderung Genüge getan, einen gebrauchsfähigen Kunstarm zu schaffen. Mit einem solchen muß der Amputierte greifen, halten und tragen können, ohne die gesunde Hand dazu zu benötigen¹⁾. Die natürliche Hand ermöglicht das dadurch, daß sich die Finger und der Handteller der Form des Gegenstandes

¹⁾ Siehe: Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, Bd. XVII, Heft 1, Greif- oder Halthand von Dr. R. Radike.

vollkommen anpassen und ihn unter Druck umfassen. Zum Greifen stehen die Finger im allgemeinen, wenn wir vom Ergreifen schwerer Gegenstände absehen, in Spitzgreifstellung (Abb. 5), zum Tragen und Halten in Hakenstellung (Abb. 6). Diese Einstellung, die wir auch von der künstlichen Hand verlangen müssen, kann nur erreicht werden, wenn ihre Finger gegliedert und einstellbar sind.

Indirekte Kraftquellen.

Als Kraftquellen zur Betätigung all der verlangten notwendigen Gelenke kommen nur solche Körperkräfte in Betracht, die während der Betätigung des Kunstgliedes nicht zum Erreichen der dabei notwendigen Körperstellung gebraucht werden, sondern Körperteile und Gliedmassen bewegen, die bei der betreffenden Körperstellung in ihrer normalen natürlichen Lage in Ruhe sind. Werden solche Kräfte, die eigentlich direkt mit dem Kunstgliede nichts zu tun haben — sie werden daher als indirekte Kräfte bezeichnet —, zur Betätigung des Kunstgliedes herangezogen, so werden durch sie anormale Zusatzbewegungen notwendig, die so gering sein müssen, daß sie nicht auffallen und dabei doch die verlangte Leistung hergeben. Dem genauen Beobachter können jedoch diese Bewegungen nicht verborgen bleiben.

Direkte Kraftquellen.

Heute wird vielfach ein Verfahren angewandt, die Kräfte der noch verbliebenen Muskulatur des Stumpfes, die durch die Amputation des natürlichen Gliedes nun nutzlos geworden, direkt zur Bewegung des Kunstgliedes auszunutzen und dadurch Zusatzbewegungen unbeteiligter Körperteile zu vermeiden. Ausgehend von der Tatsache, daß der Muskel sich beim Anspannen verkürzt, suchte schon 1892 der italienische Arzt Vanghetti durch operativen Eingriff den Verkürzungsweg nutzbar zu machen. Vollkommen unabhängig von diesen Versuchen wurde 1915 auf Anregung von Stodola durch Operationen, die Professor Sauerbruch erstmalig ausführte, das Ziel, das sich Vanghetti gesteckt hatte, auf etwas andere Art erreicht¹⁾.

Die Hauptvorteile der direkt wirkenden Kraftquellen sind:

1. Die Stumpfmuskulatur, die durch Amputation des Gliedes, zu dessen Bewegung sie diente, ihren Wirkungskreis verloren hat, wird wieder nutzbar gemacht und vor dem Verkümmern bewahrt.

2. Zusatzbewegungen, wie sie durch indirekt wirkende Kraftquellen verursacht werden, sind vermieden.

Dem steht der Nachteil gegenüber, daß die Stumpfhülse, auf die sich der Arm aufbaut (bei Exartikulierten ist die die Schulter und angrenzende Brust und Rückenpartien umfassende Kappe als Stumpfhülse anzusehen) große Ausparungen für die Betätigung des Muskels besitzen muß, wodurch oft wegen Mangels an Berührungsfläche zwischen Stumpf und Hülse der gute Sitz stark beeinträchtigt wird.

Zweck und Ziele vorliegender Arbeit.

Bisher ist die Ausrüstung der Amputierten mit Kunstarmen stets so geschehen, daß erst ein mit dem Bewegungsgetriebe versehener Arm hergestellt

¹⁾ Siehe: Sauerbruch, Die willkürlich bewegliche künstliche Hand. Verlag Julius Springer 1916.

und dann versucht wurde, eine Kraftquelle zu finden und mit dem Getriebe in Verbindung zu bringen, die imstande war, dasselbe zu betätigen. Die mangelnde Kenntnis der in den verschiedenen Kraftquellen zur Verfügung stehenden Kräfte und Wege und der bei den verschiedenen Armkonstruktionen zur Bewegung erforderlichen Arbeit hat vielfach Fehlkonstruktionen zur Folge gehabt, die großen unnützen Kostenaufwand erforderten, weil nach Fertigstellung eines weitgehend beweglichen Armes die herangezogenen Kraftquellen nicht die benötigte Arbeitsleistung aufwiesen. Besonders sind solche Schwierigkeiten bei der Ausnutzung direkter Kraftquellen aufgetreten. Wenn auch bei den stark wechselnden Anforderungen Fehlkonstruktionen nicht ganz vermieden werden können, so soll doch in vorliegender Arbeit versucht werden, speziell für die Ausrüstung sauerbruchoperierter Amputierter für Kunstarme Unterlagen zu schaffen, die gestatten, bei normalen Konstruktionen im voraus zu bestimmen, ob Leistung der Kraftquelle und Kraftverbrauch des Getriebes in angemessenem Verhältnis stehen, und welche Kombination den besten Erfolg verspricht. Die genaue Kenntnis der Leistung der zur Verfügung stehenden Kraftquellen und des Kraft- und Wegverbrauchers normaler bewährter Getriebe ist dazu erforderlich.

Die nachstehende Arbeit bringt in ihrem ersten Hauptabschnitt eine Reihe von Untersuchungen über die Messung von direkten Kraftquellen. Der zweite Hauptabschnitt behandelt den Kraft- und Wegverbrauch von Händen und Kunstarmen. Das Schlußkapitel behandelt die Zusammenhänge zwischen den beiden Hauptabschnitten und beweist durch Kontrollversuche die Richtigkeit der in Teil I und II gewonnenen Ergebnisse.

Hauptteil I.

Messung von Kraft und Weg direkt wirkender Kraftquellen.

Alte und neue Meßmethoden.

Schon vor Inangriffnahme vorliegender Arbeit hat Professor Bethe, Frankfurt, Messungen der direkten Kraftquellen vorgenommen, über die in der Münchener Medizinischen Wochenschrift Jahrgang 1917, Heft Nr. 31 berichtet wird. Die Versuche über Messung der direkten Kraftquellen, über die hier berichtet werden soll, wurden jedoch völlig unabhängig von obigen Messungen durchgeführt und sind unter ganz anderen Gesichtspunkten und auf sehr abweichenden Grundlagen aufgebaut. Während die in Frankfurt vorgenommenen Versuche rein medizinischen Charakter tragen, wurden vorliegende Versuche so durchgeführt, daß ihre Ergebnisse gleich praktisch im Kunstgliederbau verwertet werden und dem Konstrukteur als direkte Unterlagen dienen konnten. Der Unterschied beider Messungsmethoden sei hier klargelegt.

Bei Messung der durch Sauerbruchsche Operationen nutzbar gemachten Kräfte stellte Professor Bethe einen zur Messung von Kraft und Weg dienenden Apparat auf einen Tisch, vor welchem der Amputierte auf einem Stuhl sitzend festgeschnallt wurde und mittels eines durch den Muskelkanal gesteckten Stiftes durch Schnurzug den Meßapparat betätigte.

Die Messungen in der Prüfstelle sind so durchgeführt worden, daß die Verbindung von Meßapparat und Kraftquelle möglichst der von Kraftver-

braucher (z. B. Hand) und Kraftquelle entsprach. Als Grundlage für die Montage des Handmechanismus dient die Stumpfhülse, es erscheint also angebracht, dieselbe auch als Grundlage für die Anbringung des Meßapparates zu benutzen. Da der Zugmuskel von der als Grundlage für den Aufbau des Armes dienenden Hülse umschlossen und durch diese mehr oder weniger behindert wird, interessiert den Konstrukteur nur die bei geringstmöglicher Behinderung durch die Hülse verfügbar bleibende Leistung, die am genauesten ermittelt wird, wenn der Meßapparat an der Hülse selbst angebracht ist. Bei den Bethschen Messungen ist keine Bürgschaft gegeben, daß nicht nur die zu messende Kraftquelle, sondern auch noch trotz bester Festschnallung Bewegungen des ganzen Körpers oder einzelner Körperteile (z. B. der Schulter) die Messung auch ohne Wollen des Amputierten stark beeinflussen (Abb. 12, S. 19 gibt ein Bild von der Größe solcher auf diese Weise hervorgerufenen Fehlmessungen). Solche Zusatzbewegungen macht der an der Stumpfhülse angebrachte Meßapparat als Ganzes mit, zeigt sie also nicht an.

Benutzte Meßapparate.

Die Meßrolle.

Der benutzte Apparat zur Messung von Kraft und Weg direkter Kraftquellen ist in Abb. 7 zeichnerisch wiedergegeben. Abb. 8 zeigt denselben im Gebrauch.

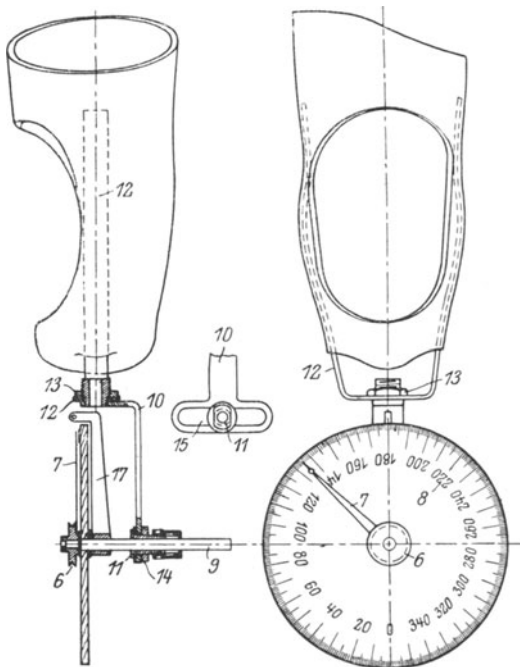


Abb. 7. Meßrolle zur Kraft-Wegmessung Sauerbruch-Operierter.

Rollenachse 9 ist diese in einer am Bügel 10 sitzenden Büchse 11 festgeklemmt (Abb. 7). Bügel 10 ist an dem Bügel 12 der Stumpfhülse 5 um die Oberarm-

Ein durch die Muskel gesteckter Stift 1 (Abb. 8) wird von einem Bügel 2 an seinen Enden gefaßt und durch an einem Seil 3 aufgehängte Gewichte 4 belastet. Seil 3 ist über eine an der Stumpfhülse 5 montierte Rolle 6 geleitet, die bei Anzug des Muskels gedreht wird und mit einem Zeiger 7 auf der mit Gradteilung versehenen Skala 8 den Muskelweg in starker Vergrößerung anzeigt, so daß $\frac{1}{10}$ mm gemessen werden können. Zum guten Lauf der Rolle muß dieselbe stets in vertikaler Ebene bei verschiedener Richtung des Stumpfes eingestellt werden können, entsprechend der vertikalen Zugrichtung der Gewichte. Andererseits muß sie so angebracht werden, daß der Muskelzug stets in Richtung der Oberarmachse wirkt. Zur Erreichung einer stets horizontalen Richtung der

achse drehbar befestigt und wird durch Anzug der Mutter 13 festgeklemmt. Damit das Seil 3 stets parallel zur Armachse verläuft, ist Achse 9 in Büchse 11 verschiebbar und durch Mutter 14 feststellbar. Zu demselben Zweck ist auch eine Seitwärtsverschiebung der Achse 9 mitsamt Büchse 11 in einem Schlitz 15 des Bügels 10 vorgesehen, die durch Mutter 16 festgestellt werden kann. Zur Entlastung des Armes von dem zu hebenden Gewicht kann der Apparat an dem um Achse 9 drehbaren Bügel 17 pendelnd aufgehängt werden.

Die Stumpfhülse, an deren Bügel der beschriebene Meßapparat befestigt wurde, wurde für jeden Amputierten besonders angepaßt, aus Gipsbinden gefertigt und mit einem der normalen Bandage des Kunstarmes entsprechenden Gurt am Körper befestigt, so daß die Grundlagen zum Aufbau des Meßapparates denen zum Aufbau des Armes völlig entsprachen. Die freie Beweglichkeit der noch vorhandenen Gelenke bleibt bei solcher Befestigung des Meßapparates vollkommen gewahrt, entsprechend derjenigen des Kunstarmes. Sie ergibt die Möglichkeit, den Muskelzug in allen Lagen des Stumpfes zum Körper zu prüfen (Abb. 11), was bei der Messung nach der Betheschen Methode kaum zu erreichen ist.

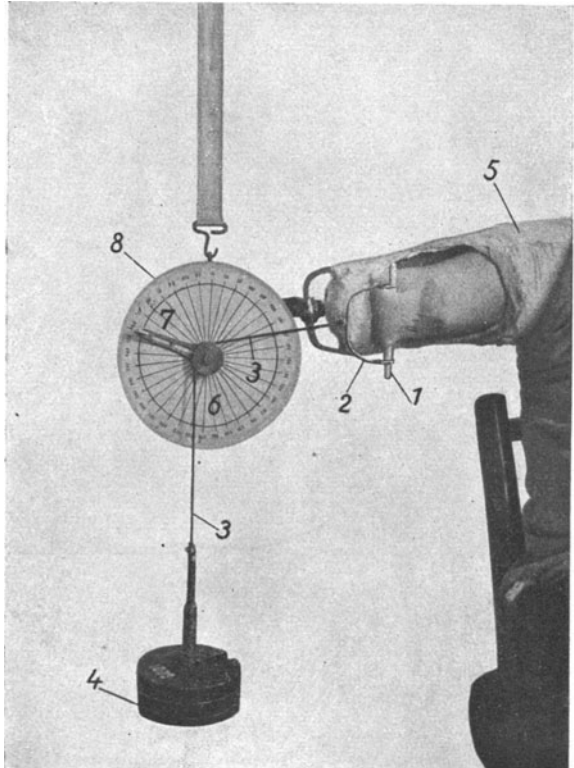


Abb. 8. Meßrolle zur Kraft-Wegmessung Sauerbruch-Operierter.

Der Ergograph.

Zur Muskelzugmessung wurde noch ein weiterer Apparat benutzt, der in Abb. 9 und 10 dargestellt ist. Derselbe schreibt die Weggrößen selbsttätig auf. Unter dem Namen Ergograph wird er schon zu anderen physiologischen Messungen verwandt.

Die schon zu den Messungen mit vorbeschriebenem Apparat angefertigte individuell angepaßte Stumpfhülse wird an einer Lasche angeschraubt, die durch die Grundplatte des Apparates starr mit dem Schreibmechanismus Abb. 10 verbunden ist. Derselbe ist in das am Muskelstift befestigte, die Gewichtsbelastung tragende Seil 1 eingeschaltet. Das Seil ist an einem

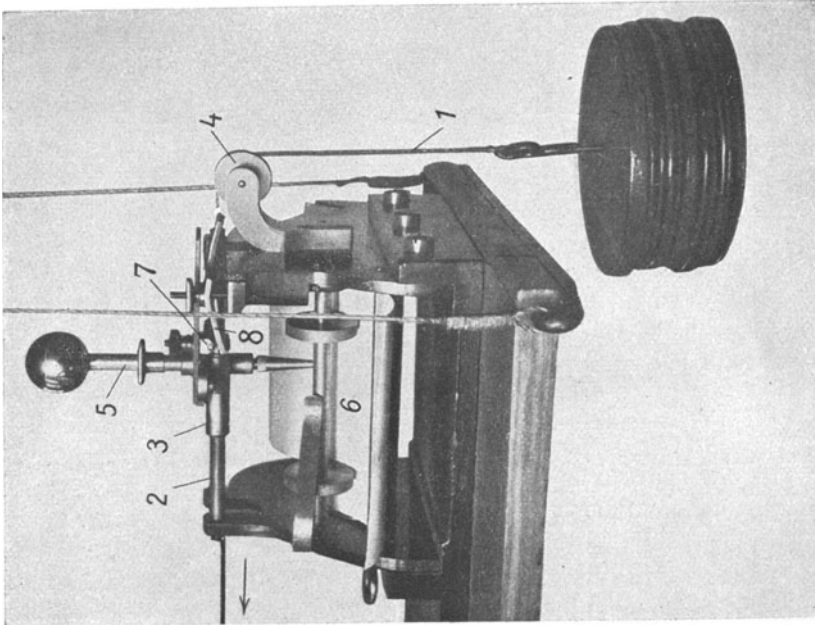


Abb. 10.

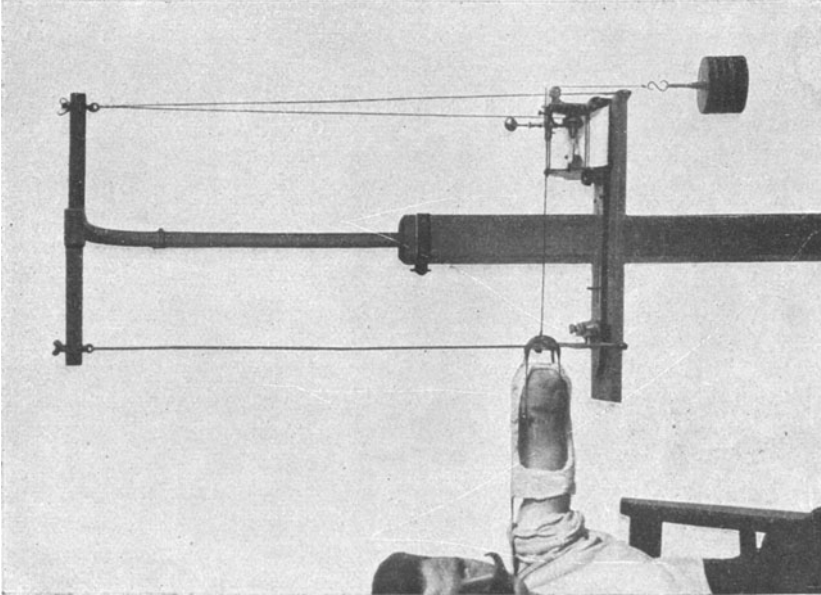


Abb. 9.

Abb. 9 und 10. Ergograph zur Messung von Kraft und Weg, besonders geeignet zur Messung von Ermüdungserscheinungen.

auf zwei Rundeisenstangen 2 gleitenden Schlitten 3 befestigt, von welchem aus es über eine Rolle 4 zu den Gewichten führt. Die Bewegung des Schlittens bei Anzug des Muskels macht ein Schreibstift 5 mit, der den Muskelausschlag auf einem Papierstreifen 6 in natürlicher Größe aufschreibt. Durch ein Schaltwerk wird nach jedem Hub der Papierstreifen in wagerechter Ebene, senkrecht zur Zugrichtung, fortbewegt. Die Schaltung wird durch die Gewichtsbelastung betätigt, indem eine mit einer kleinen Laufrolle versehene Knagge 7 am Schlitten 3 beim Rückgang desselben über eine schräge Ebene 8 geleitet und dieselbe mit einer an ihr angebrachten Sperrklinke abwärts drückt, wobei die Sperrklinke eine Walze, die den aufgewickelten Papierstreifen 6 trägt, um eine Zahnteilung dreht. Die Schaltrolle kann am Schlitten in verschiedenen Lagen festgeklemmt werden, so daß nach Einstellung derselben der Apparat auch schalten kann, wenn der Stift in der Mitte des Papierstreifens schreibt. Zur Anpassung der richtigen Seillänge zwischen Schlitten und Muskelstift ist in das Seil noch ein Spannschloß (Seilspanner) eingeschaltet.

Der ganze Apparat ist pendelnd aufgehängt, so daß er, wie der vorbeschriebene, Körperbewegungen, die nicht gemessen werden sollen, als Ganzes mitmacht. Der Apparat besitzt gegenüber dem vorbeschriebenen den Vorteil, die Wege selbsttätig aufzuschreiben, falls dieselben nicht kleiner sind als die zum

Schalten benötigten Wege. Nachteilig ist der Kraftverbrauch im Apparat selbst für Schlittenreibung und Schaltwerk, der jedoch durch eine aufzustellende Eichkurve berücksichtigt werden kann. Ferner ist der Apparat nur anzuwenden bei wagerechter Lage des Stumpfes, während, wie Abb. 11 zeigt, die Meßrolle auch in allen Zwangslagen des Stumpfes verwendet werden kann. Aus all diesen Gründen wurde der Apparat, abgesehen von einigen Messungen, für die er besonders geeignet war (z. B. Ermüdungskurven siehe Seite 20) nur für Kontrollmessungen verwandt, zumal Messungen mit vorbeschriebener Meßrolle wesentlich einfacher und sicherer waren, und der geringe Reibungsverlust im Apparat selbst (Drehung der Rolle um die Achse) praktisch gleich 0 gesetzt werden konnte.

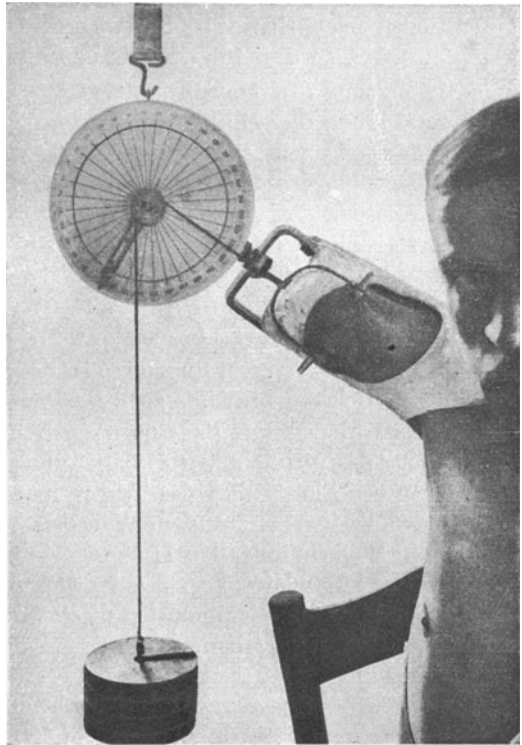


Abb. 11. Muskelzugmessung in Zwangslage (stark nach oben gerichtet) des Stumpfes.

Messungen der direkten Kraftquellen und ihre Ergebnisse.

Vorausgesetzt, daß der Amputationsstumpf noch so lang ist, daß die Muskulatur erhalten bleibt, hätten bei Unterarmamputation den Wirkungskreis verloren: die Muskulatur zum Handbeugen und Handstrecken, bei Oberarmamputation: diejenige zum Beugen und Strecken des Ellbogengelenkes, bei Exartikulation in der Schulter: die Muskulatur zum Vorwärts-, Seitwärts- und Rückwärtsheben des Armes.

All diese Muskeln mit verschiedenen Kräften und Wegen sind durch Operationen nach Sauerbruch wieder als direkte Kraftquellen nutzbar gemacht worden, so daß für die Messung in Frage kommen

1. Messung des Handbeugers,
2. Messung des Handstreckers,
3. Messung des Ellbogenbeugers (Bizeps),
4. Messung des Ellbogenstreckers (Trizeps),
5. Messung des Brustmuskels (Pectoralis),
6. Messung des Rückenmuskels (Latissimus dorsi).

Wie aus der Statistik hervorgeht, kommen auf etwa 300 Oberarmamputierte ungefähr 200 Unterarm- und Handamputierte. Oberarmamputierte standen also schon in größerer Menge für die Versuche zur Verfügung. Je höher die Absetzung des Armes, um so größer die Zahl der willkürlich zu bewegendenden künstlichen Gelenke und der zu ihrer Bewegung zur Verfügung zu stellenden aber nicht vorhandenen Kraftquellen. Bei Oberarmamputation ist daher die Ausnutzung der verbliebenen Armmuskulatur besonders wichtig, so daß Durchbohrungen des Bizeps und des Trizeps in weitaus größter Menge für die Messungen zur Verfügung standen. Von den 30 ausgeführten Messungen an verschiedenen Muskeln entfallen 11 auf den Bizeps, 8 auf den Trizeps, 5 auf Handbeuger, 3 auf Handstreckers, 2 auf den Pectoralis und 1 auf den Latissimus dorsi. Nur die kennzeichnendsten dieser Messungen sind in ihren Ergebnissen nachstehend wiedergegeben.

Versuchsvorbereitungen.

Zur Feststellung des Zeigerausschlages pro Millimeter Zug bei Benutzung des Apparates nach Abb. 7 und 8 waren einige Vorversuche notwendig.

An der verschiebbaren Backe einer mit Stellschraube und Noniusteilung versehenen festgespannten Schublehre wurde die über die Meßrolle geleitete, durch Gewichte gespannte Meßschnur befestigt, und der Zeigerausschlag festgestellt, der einer abgelesenen Verschiebung der Schublehrenbacke entsprach. Bei Verwendung von Darmsaiten als Meßschnur ergab sich bei starker Belastung eine durch Zeigerausschlag angezeigte Dehnung der Schnur. Um bei den Versuchen durch solche Dehnungen hervorgerufene Fehler zu vermeiden, wurde dünnes feingesponnenes Messingdrahtseil verwandt, das sich für die in Frage kommenden Belastungen als dehnungslos erwies.

Durch die Eichung des in Abb. 9 und 10 abgebildeten Ergographen mußten mehr Fehlerquellen ausgeschaltet werden. Zunächst ist die Reibungsarbeit zu berücksichtigen, die der Schlitten bei seiner Bewegung verbraucht, dann auch noch die Arbeit, die zum Schalten verbraucht wird. Durch die Schalt-

rolle, die am Schlitten verschiebbar angeordnet ist, kommt je nach Stellung der Rolle ein mehr oder weniger großes Kippmoment in den Schlitten, durch welches die Reibung verschiedene Werte annimmt. Für verschiedene Stellungen der Schaltrolle und verschiedene Belastungen wurde der Apparat geprüft und Eichkurven festgelegt.

Die Schwankungen der Hubgrößen.

Wie schon oben erwähnt wurde, muß danach getrachtet werden, alle Muskelkräfte außer jenen des zu untersuchenden Muskels auszuschalten. Wenn man den in Abb. 9 wiedergegebenen Ergograph am Ständer festhält, so hat man jene Versuchsanordnung, die Professor Bethe verwendet hat. Der untersuchte Amputierte bewegt ungewollt den ganzen Oberkörper und verschiebt den Stumpf trotz bester Festschnallung in der Hülse, wodurch Wege beschrieben werden, die das Ergebnis fälschen. In Abb. 12 ist dies dargestellt. Diese Fehler

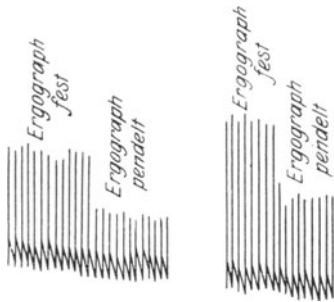


Abb. 12. Aufzeichnung des Ergographen, aus der die Größe der Fehlmessung durch feste Anordnung des Apparates ersichtlich ist.

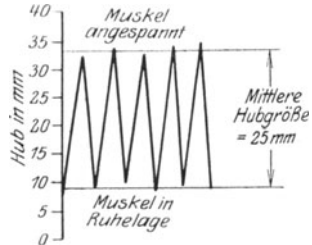


Abb. 13. Schwanken der Hubgrößen.

sind so erheblich (bis zu 50 v. H.), daß man es verstehen wird, daß die Versuche von Prof. Bethe nicht für vorliegende Arbeit benutzt wurden.

In diesem Zusammenhang muß darauf hingewiesen werden, daß ein Muskel keine Maschine ist, die nach Belieben eingeschaltet wird, und deren Punkte jedesmal die gleichen Wege beschreiben. Wie bei allen menschlichen Bewegungen, die ja nicht durch starre Anschläge genau begrenzt werden, sind Schwankungen unvermeidlich.

Folgendes ist unbedingt zu beachten: 1. Es schwanken bei jedem Versuch die Grenzwerte der Hubgrößen ziemlich stark und zwar die oberen mehr als die unteren. Der Hub hängt von der Art der Anstrengung ab. Der Mann kann kurz und ruckweise ziehen, oder aber langsam und nachhaltig, jedesmal wird der Hub verschieden sein. Abb. 13 zeigt eine Zickzack-Kurve, die aus den Ablesungen der unteren und oberen Hubgrenzen eines mit der Meßrolle (Abb. 7 und 8) ausgerüsteten Oberarmamputierten aufgestellt ist. Das starke Schwanken ist hier deutlich zu erkennen. Es müssen daher für jede Belastung mehrere Hübe gemacht werden, aus denen Mittelwerte zu entnehmen sind. Werden eine Reihe von Versuchen zu verschiedenen Tageszeiten und an verschiedenen Tagen vorgenommen, so variieren auch noch die Mittelwerte aus

denselben, da das körperliche Wohlbefinden und mit demselben die Fähigkeit des Amputierten, Arbeit zu leisten, wechselt.

2. Zwei Amputierte, die eine Durchbohrung des gleichen Muskels besitzen, werden doch erheblich abweichende Hubkurven erzielen, da der Hub von folgenden Faktoren abhängt:

- a) Muskelkraft des gesunden Muskels,
- b) Schwächung des Muskels durch die Operation,
- c) Lage des Muskelkanals,
- d) Qualität der Operation.

Um daher ein abschließendes Urteil über den Wert oder Unwert einer bestimmten Operationsart abzugeben, sind möglichst viele gleichartig Ope-

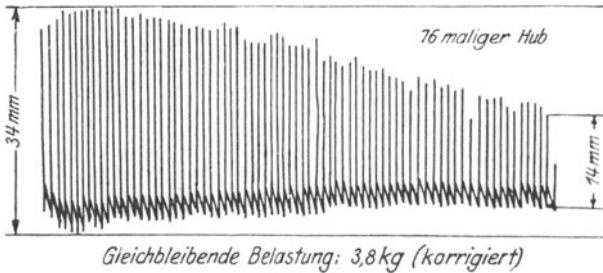


Abb. 14a.

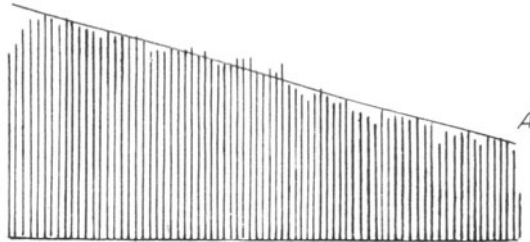


Abb. 14b.

Abb. 14. Aufzeichnung des Ergographen. Bizeps-Ermüdung Amputierter: Schu.

rierte zu untersuchen, wobei nach Möglichkeit starke und schwache, gut und schlecht Operierte gleichmäßig berücksichtigt werden müssen.

3. Bei größerer Anzahl unmittelbar aufeinander folgender Muskelzüge macht sich die zunehmende Ermüdung des Muskels in einem immer stärker werdenden Absinken der Hubgrößen bemerkbar, wie dies die in Abb. 14 dargestellte Kurve sehr deutlich zeigt. Abb. 14a gibt die Aufzeichnung des Ergographen wieder. In Abb. 14b sind die Hubgrößen zum besseren Vergleich alle von einer Linie aus aufgetragen. Eine durch die Hubmaxima gezogene Linie hat gleichmäßig abfallenden Charakter bis zu einem Punkte A, bei dem die Arbeitsleistung des Amputierten erschöpft ist. Auch die Mittelwerte aus einer Reihe von Messungen, die zu verschiedenen Zeiten vorgenommen wurden, sind noch stark verschieden, je nachdem wie das körperliche Wohlbefinden des Amputierten zur Zeit der Messung war und zu welcher Zeit die Messung stattfand. Frühmorgens, wenn der Körper ausgeruht und frisch ist, wird die

Messung der Hublängen bei gleicher Belastung größer ausfallen als gegen Abend, wo die Arbeitsfähigkeit des Menschen schon durch die Arbeitsleistung des Tages gesunken ist.

Richtige Durchschnittshubgrößen von Muskelzügen, die zur Klärung der Frage der Arbeitsleistung direkter Muskelquellen herangezogen werden können, sind daher nur zu erhalten als Mittelwerte aus den Mittelwerten mehrerer aufeinander folgenden Messungen, die an verschiedenen Tagen und zu verschiedenen Tageszeiten vorgenommen sind, wobei jedoch zu berücksichtigen ist, daß nicht zu viel aufeinander folgende Messungen zur Feststellung einer mittleren Hubgröße heranzuziehen sind, da sonst der Einfluß der Ermüdung den Mittelwert herabsetzt.

Die Muskelreckung.

Belastet man einen unbelasteten Muskel, oder vergrößert man die Belastung eines Muskels, so wird der Muskel gereckt (Abb. 15). Der Ausgangs-

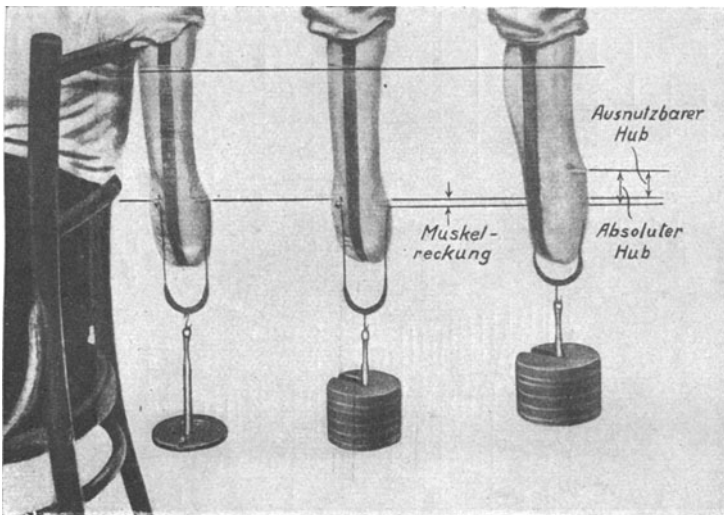


Abb. 15. Erläuterung der Begriffe: Muskelreckung, absoluter Hub und ausnutzbarer Hub.

punkt der Bewegung verschiebt sich also. Ein Gebrauchsarm kann darauf aber keine Rücksichten nehmen. Bei jeder Handbewegungsapparatur liegt die Nullebene der Bewegung fest. Wenn daher bei einer Belastung des Muskels dieser gereckt wird, verändert sich die Entfernung des Arbeitsstiftes vom Getriebe, so daß ein Teil des Hubes verloren geht. Die Reckung des Muskels ist abhängig:

1. von der Belastungsgröße (Abb. 16). Man erkennt, daß die Kurve im ersten Teil stark ansteigt und dann allmählich flacher wird. (Man beachte die Ähnlichkeit mit den Belastungskurven von Schraubenfedern);

2. von der Belastungsdauer. Für verschiedene untersuchte Muskeln ist diese Abhängigkeit von der Zeit in Abb. 17 dargestellt. Nach ca. 120 Sek. ist für alle Muskeln nahezu das Maximum der Reckung erreicht;

3. Welchen Einfluß die Reckung auf den nutzbaren Hub für einen Gebrauchsarm hat geht deutlich aus Abb. 18 hervor. Die durch die Vorspannung des Getriebes bewirkte Belastung des Muskels betragen z. B. 3 kg (in Wirklichkeit ist sie bedeutend kleiner). Der nutzbare Hub ist dann x mm (Abb. 18). Spannt man nun den Muskel um weitere 3 kg auf 6 kg an, dann wird der Muskel um y mm gereckt. Der nutzbare Hub ist aber nur jener Teil des gesamten Hubes, der über der Null-Linie der Vorspannung 3 kg liegt. Während tatsächlich bei einer Belastung von 6 kg der Gesamthub gleich b mm ist, können nur a mm als Nutzhub betrachtet werden. Der Nutzhub wird gleich 0, wenn die Reckung des Muskels gleich dem Nutzhub bei der Vorspannungsbelastung (x) ist. Bei dem in Abb. 18 dargestellten Beispiel ist dies bei ca. 8 kg Belastung erreicht.

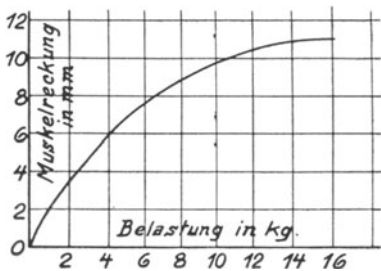


Abb. 16. Muskelreckung abhängig von der Belastungsgröße.

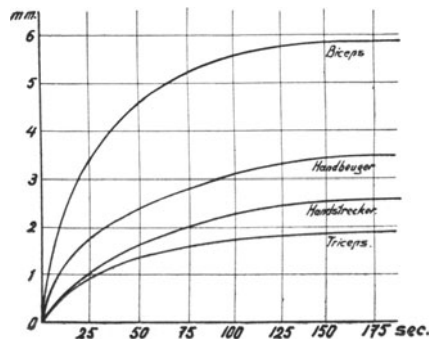


Abb. 17. Muskelreckung abhängig von der Belastungsdauer (bei konstanter Belastung von 5 kg).

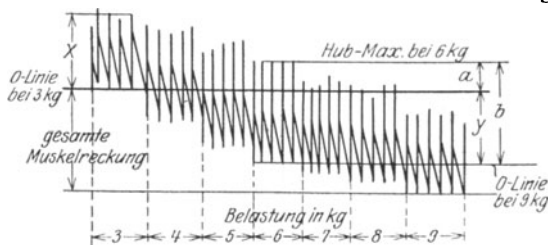


Abb. 18. Aufzeichnung des Ergographen. Bizepszug bei zunehmender Belastung.

Anders würde es, wenn die Vorspannung nicht 3, sondern z. B. 4 kg beträgt. Dann ist auch bei mehr als 8 kg Belastung noch ein nutzbarer Hub vorhanden.

Die Kurve Abb. 16 zeigte, daß die Muskelreckung bei steigender Belastung zuerst stark zunimmt und dann allmählich wie bei der Federbelastungskurve flacher wird. Hieraus folgt, daß bei kleiner Vorspannung schon bei geringer Belastung der Nutzhub gleich Null werden kann. Je größer man die Vorspannung wählt, um so größer ist der Belastungsbereich, der noch einen nutzbaren Hub gestattet. Als Grenze der Vorspannung ist das Wohlbefinden des Amputierten maßgebend, der eine dauernde Vorspannung von mehr als 1 kg schon als lästig empfindet.

Aus dem Vorstehendem geht deutlich hervor, welche Bedeutung die absoluten und ausnutzbaren Hübe für die Bewertung der Sauerbruchoperierten

und die Konstruktion der zugehörigen Kunstarme haben. Für die nachstehend besprochenen Versuche zur Feststellung der Hübe wurde die in Abb. 7 und 8 dargestellte Meßrolle benutzt.

Bestimmung der Hubgrößen.

In den Tabellen 1—6 sind die bei einigen Versuchen mit der Meßrolle abgelesenen Werte wiedergegeben. Aus den Werten der Tabelle 1—3 sind die in Abb. 19 dargestellten Zickzackkurven aufgezeichnet. Dieselben zeigen den gleichen charakteristischen Verlauf, der bei der Aufzeichnung des Ergographen Abb. 18 besprochen wurde. Jeder Vorspannung entspricht eine besondere Null-Linie. Diese wird dadurch gewonnen, daß man durch die unteren Endlagen der bei gleicher Belastung aufgenommenen Punkte eine Gerade zieht. Die Null-Linie für 0 kg Belastung ist nicht leicht festzulegen, weil sie sich schon bei minimalen Belastungen verschiebt. Alle Muskelzugkurven sind daher auf eine Vorspannung von 1 kg bezogen. Wie die Tabellen und Kurven anzeigen, ist stets bei ein und derselben Belastung der absolute Hub bei dreimaligem Muskelanzug festgestellt worden.

Zur Erläuterung des Untersuchungsganges sei ein Beispiel ausführlich besprochen. Das Zickzackdiagramm (Abb. 19) ist für einen Vergleich der absoluten Muskelwege verschiedener Operierter nicht geeignet, da eine gemeinsame Null-Linie fehlt und durch die dreimalige Ableseung bei jeder Belastung die Übersichtlichkeit leidet. Daher sind die mittleren absoluten Weggrößen in den Tabellen 1—3 berechnet und in die Abb. 20 aufgetragen. Die Abszissenachse zeigt die Belastungen und die Ordinatenachse die Weggrößen.

In Abb. 20 ist die vollständige Untersuchung eines Operierten dargestellt. Vorweg seien die einzelnen Kurven genannt. Die unteren Kurven betreffen stets die Muskelreckung, die oberen Kurven den Hub.

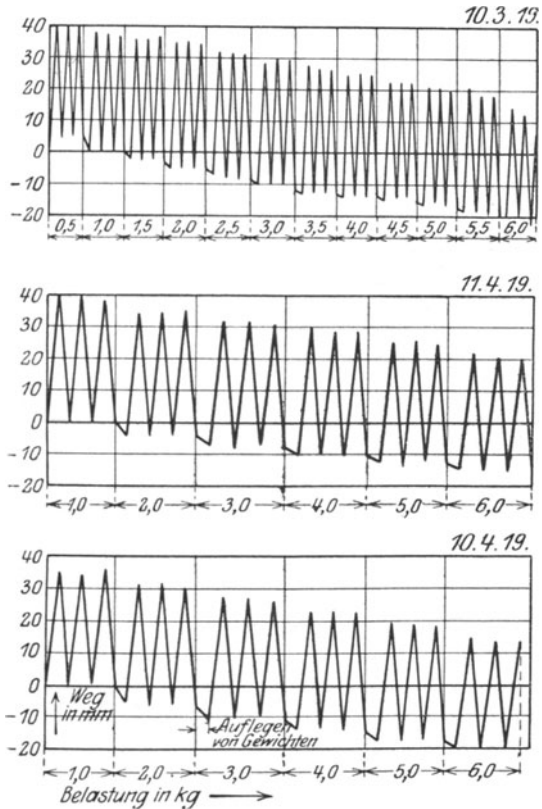


Abb. 19. Zickzackkurven, aus den in Tabelle 1 bis 3 wiedergegebenen Ableseungen aufgezeichnet. Messungen am Bizeps des Amputierten: Schu.

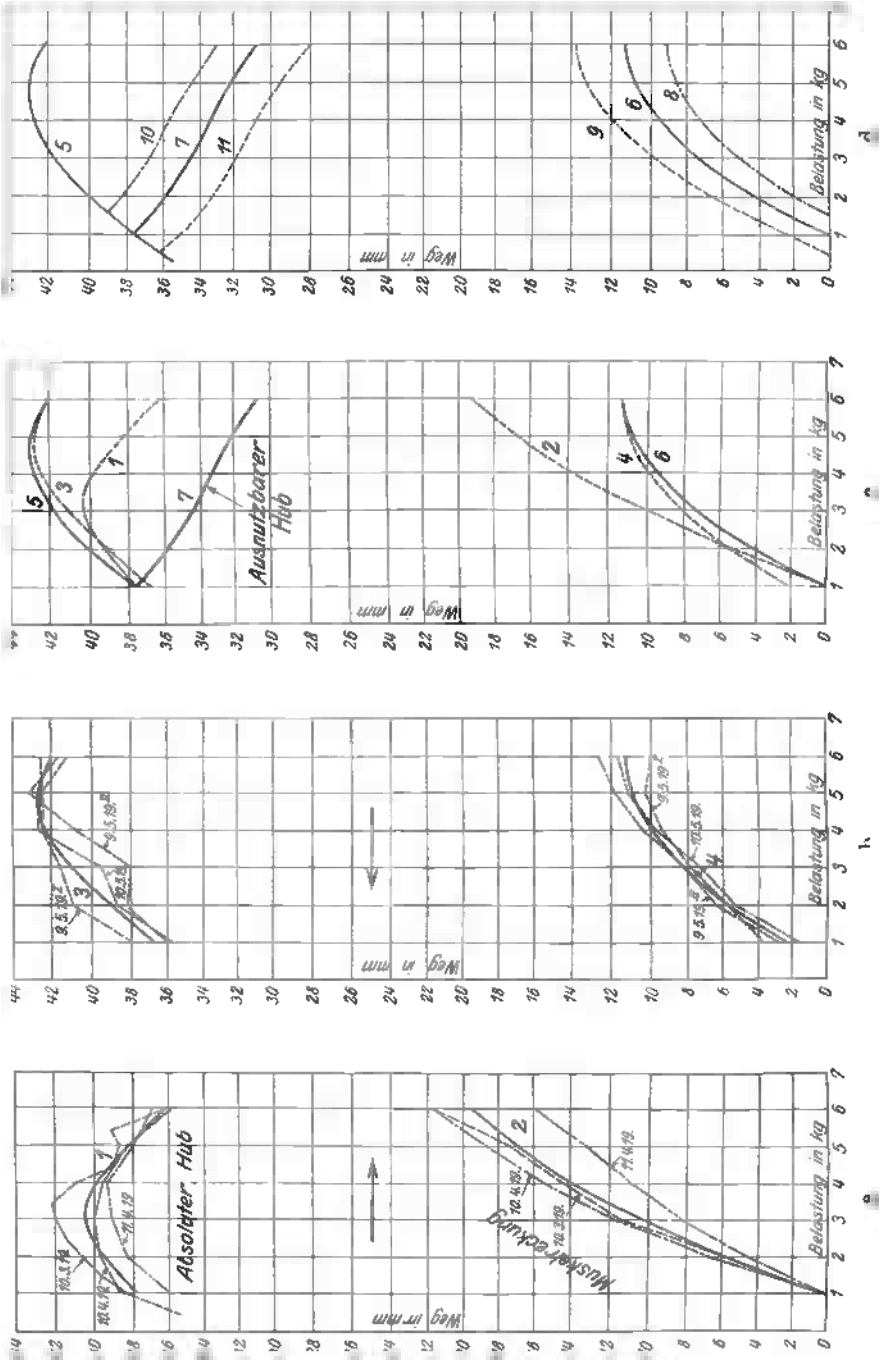


Abb. 20. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Amputierter: Schu.

Additional material from *Die Muskelkräfte Sauerbruch-Operierter und der Kraftverbrauch künstlicher Hände und Arme*
ISBN 978-3-662-29862-6, is available at <http://extras.springer.com>



1. Abb. 20 a: Bei steigender Belastung drei Versuchsreihen (punktiert); daraus Mittelwerte (Kurven 1 und 2).

2. Abb. 20 b: Dasselbe umgekehrt (abnehmende Belastung von 6 kg auf 1 kg); daraus Mittelwerte (Kurven 3 und 4).

3. Abb. 20 c: Kurven 1 und 3 sowie 2 und 4 aus Abb. 20 a und Abb. 20 b übereinandergelegt zur Aufzeichnung der Kurven 5 und 6 für kurzfristige Belastung. Aus der Kurve 5, die den absoluten Hub darstellt, und der Muskelreckungskurve 6 ist der nutzbare Hub (Kurve 7) ermittelt.

4. Abb. 20 d: Kurven 5, 6, 7 aus Abb. 20 c, dazu Muskelreckung und Nutzhub für 2 andere Vorspannungen 0,5 und 1,5 kg (Kurven 8 und 9, bzw. 10 und 11).

Die Auswertung der Versuche.

Die Versuche sind an einem Oberarmamputierten mit Muskelkanal im Bizeps vorgenommen. In Abb. 21 ist der Armstumpf mit Muskelkanal dargestellt.

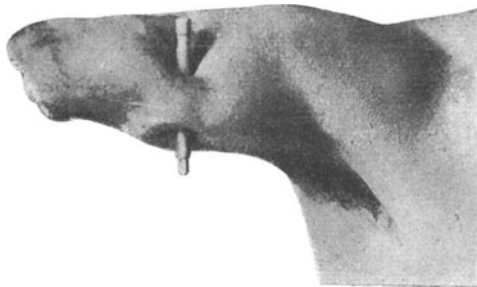


Abb. 21. Oberarmstumpf mit Bizepsdurchbohrung zu Abb. 20 und 22.

Zu Abb. 20a.

An 3 verschiedenen Tagen wurde je eine Versuchsreihe aufgenommen (gestrichelte Linien in Abb. 20a). Aus diesen zweimal 3 Kurven wurden die mittleren Reckungs- und Hubkurven 1 und 2 ermittelt, welche folgende Schlüsse gestatten:

1. Die absoluten Hubwege (Kurve 1) nehmen zuerst mit der Belastung zu bis zu einem Maximum (bei ca. 3 kg Belastung), von wo aus bei weiterer Belastungszunahme die Kurve stets weiter abfällt.

2. Die Kurve 1 müßte bis auf 0 abnehmen, jedoch mußten die Versuche lange vor diesem Wert abgebrochen werden, da der Amputierte bei Überschreitung einer gewissen Belastung starke Schmerzen im Muskelkanal empfindet.

3. Die eigenartige, bis zu einem Maximum ansteigende und dann abfallende Kurve ist bei Messungen an Sauerbruchkanälen bei allen Muskeln mehr oder weniger zu beobachten und in Abb. 20, 24, 33, 41 besonders stark ausgeprägt. Eine Reihe von Hubkurven beginnt gleich mit dem abfallenden Ast der Kurve, der ansteigende Ast fehlt vollkommen (Abb. 23, 28, 30).

4. Wie schon bei dem Zickzackdiagramm (Abb. 18) besprochen wurde ist die Muskelreckung von großem Einfluß auf den Hub. Die Kurve 2 zeigt

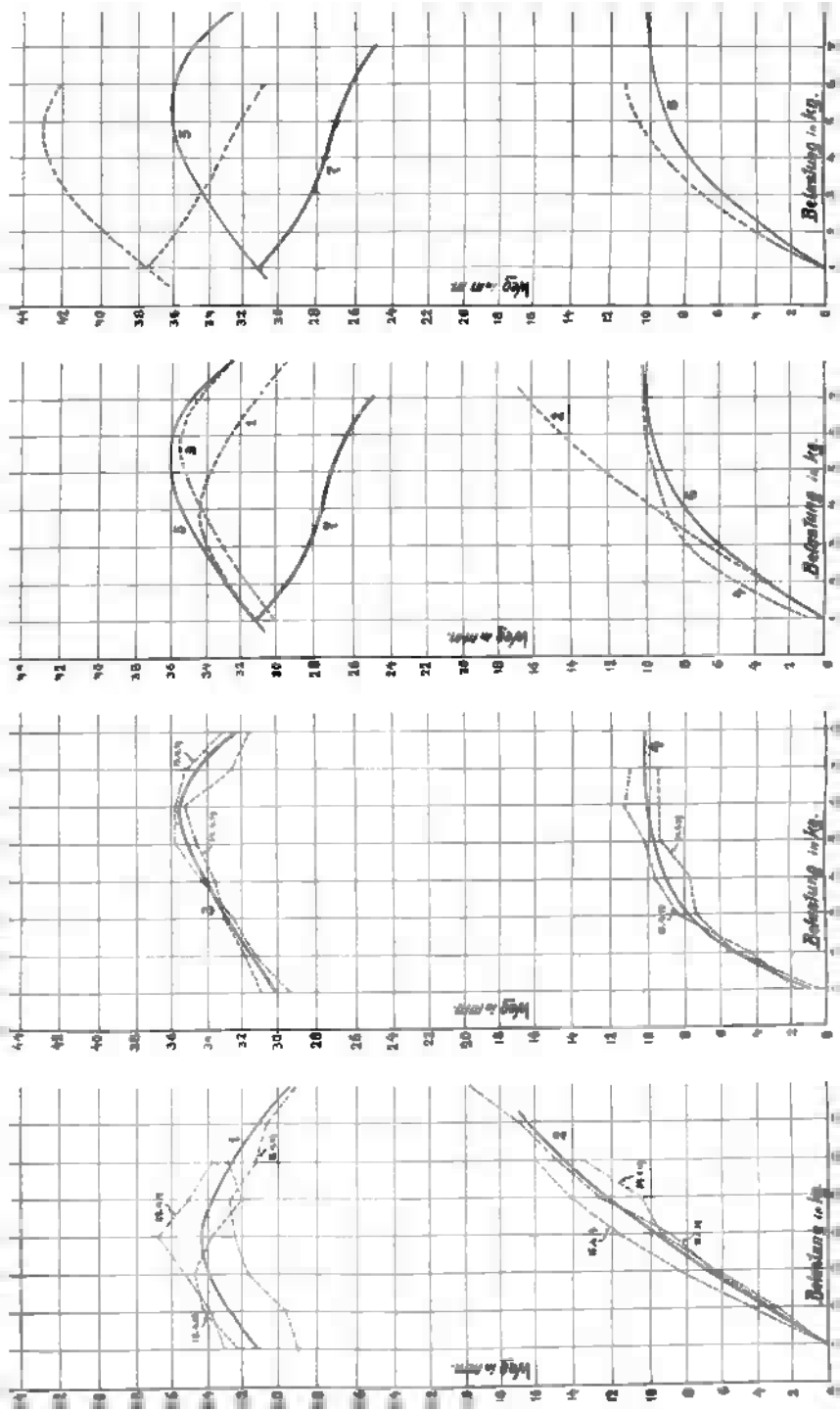


Abb. 22. Kraft-Weg-Diagramme des Biceps. Stumpf stark nach hinten gedrückt. Amputierter: Schu.

eine stetige Zunahme der Muskelreckung. Wie der Verlauf der Muskelreckungskurve bei den höheren Belastungen ist, läßt sich nicht feststellen, da der Amputierte die nötigen großen Belastungen nicht mehr aushält (s. Abb. 16).

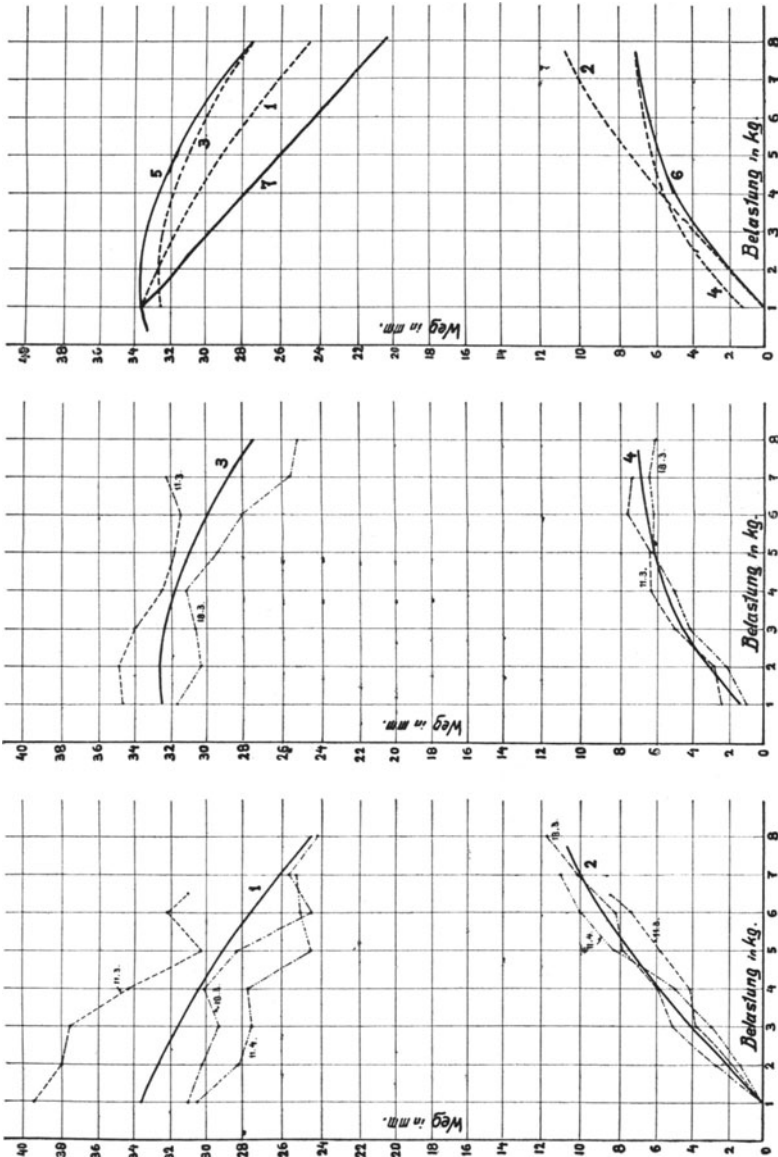


Abb. 23. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Amputierter: No.

Zu Abb. 20 b.

Die in Abb. 20 a aufgestellten Kurven ergaben sich aus den Versuchen, bei welchen, wie die Zahlentafeln zeigen, die Belastung beginnend bei einem Minimum bis auf ein Maximum gesteigert wurde. Wird der Versuch an dem

gleichen Muskel nun umgekehrt gemacht, indem mit einer Maximalbelastung begonnen und diese stets verringert wird, so zeigt die Kurve der mittleren Muskelreckung bei den hohen Belastungen einen tiefer liegenden Verlauf (Abb. 20 b

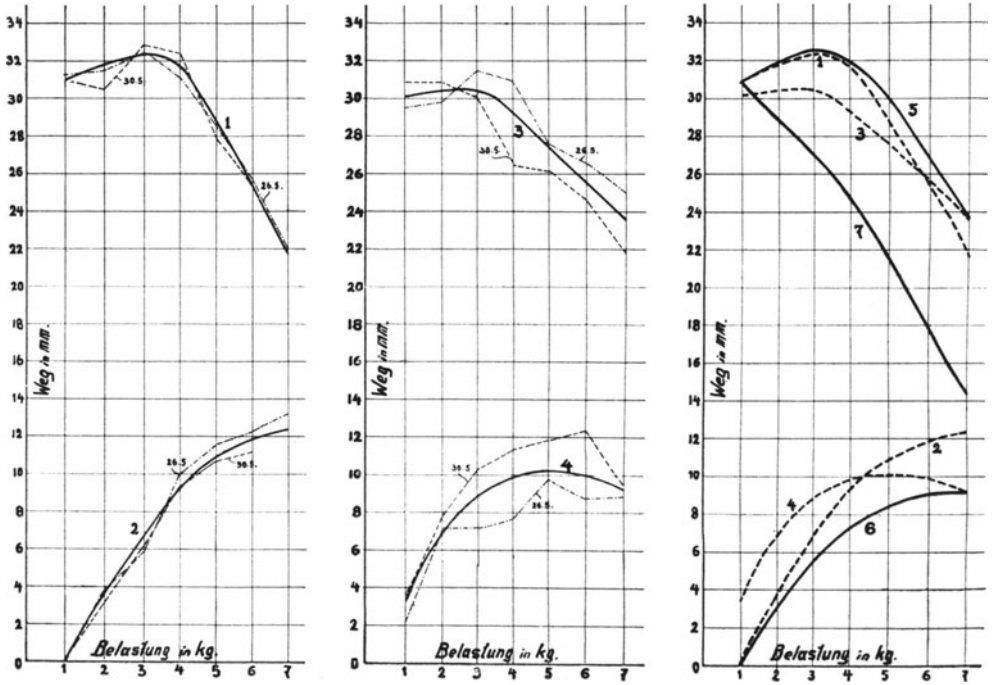


Abb. 24. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Amputierter: Bc.

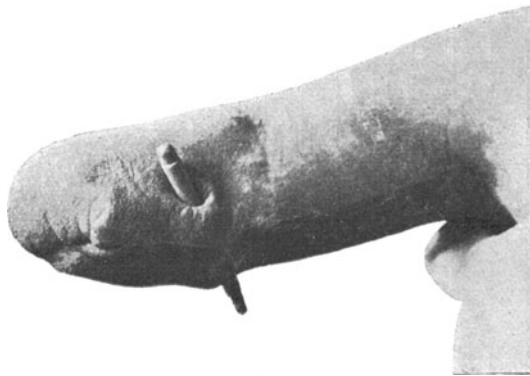


Abb. 25. Oberarmstumpf mit Bizepsdurchbohrung (zu Abb. 24).

Kurve 4). Die Erklärung hierfür ist in der verschiedenen langen Belastungsdauer zu suchen. Bei dem Versuch, beginnend mit einer Belastung von 1 kg (Abb. 20 a Zahlentafel 1 bis 3), die dann bis auf 6 kg gesteigert wird, war bei der Belastung von 6 kg der Muskel schon über die Dauer von $6 \times 3 = 18$ Versuchen fortlaufend

stets stärker belastet worden. Es wirkte also auf ihn, wenn zu einem Versuch etwa 10 Sek. nötig sind, schon eine Belastung während einer Zeit von 180 Sek.

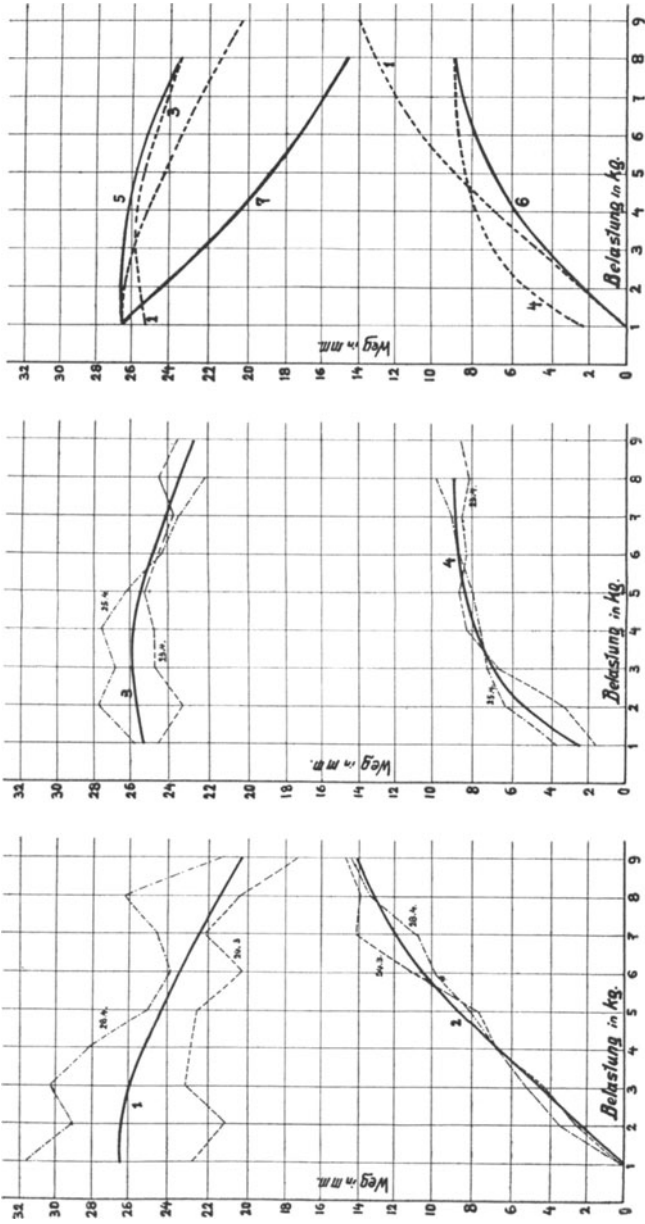


Abb. 26. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Amputierter: Ke.

Beginnt der Versuch gleich mit der Maximalbelastung von 6 kg, die dann allmählich auf 1 kg verringert wird, so wirkte bei Festlegung des Kurvenpunktes

für 6 kg auf ihn nur eine Belastung während einer Zeit von $3 \times 10 = 30$ Sek. gegenüber 180 Sek. oben. Die länger andauernde Belastung hat also den Muskel weiter ausgereckt. Von einer Reihe ausgeführter Versuche zur Feststellung der Kurve der Muskelreckung abhängig von der Belastungsdauer sind in Abb. 17 einige solche Kurven, zugehörig zu verschiedenen Muskeln, als Beispiel wiedergegeben. Aus ihnen ist ersichtlich, daß sämtliche Muskeln etwa nach gleicher Zeit zur Ruhe kommen. Die stark verschiedene Größe der Muskelreckung für die einzelnen Muskeln ist abhängig von der verschiedenen Muskelmasse und der Lage des Muskelkanals.

Auch die Kurve der absoluten Hubgrößen zeigt bei umgekehrter Vornahme des Versuches bei großer Belastung die stärkste Abweichung, die hier auf den Einfluß der nach 18 Versuchen schon auftretenden Ermüdung zurückzuführen

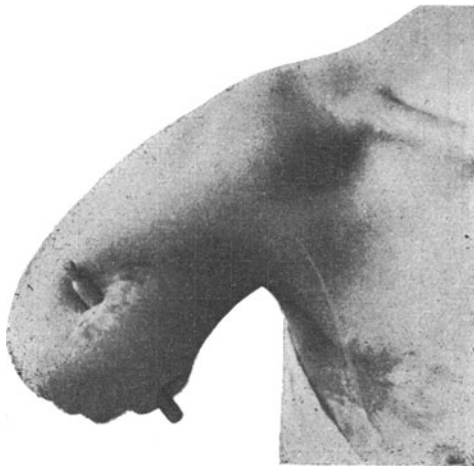


Abb. 27. Oberarmstumpf mit Bizepsdurchbohrung zu Abb. 26 und 28.

ist. Da die Kraft-Weg-Diagramme letzten Endes feststellen sollen, wieviel Weg bei einer bestimmten aufzuwendenden Kraft für den einmaligen Gebrauch der Hand zur Verfügung steht, so müssen die Kurven, die sich nur für mehrmalig aufeinanderfolgenden Muskelzug aufstellen lassen, für den einmaligen Zug umgewertet werden. Es muß also ausgeschaltet werden der Einfluß der Ermüdung bei häufigem Muskelanzug in kurzer Aufeinanderfolge, und der Einfluß einer längere Zeit andauernden Belastung, durch welche der Muskel allmählich gereckt wird.

Zu Abb. 20 c.

Die Kurven 1—4 haben je einen Punkt, bei dem diese Einflüsse ausgeschaltet sind und zwar ist das der erste Versuchspunkt, also bei Abb. 20 a der Punkt der Belastung von 1 kg, bei Abb. 20 b derjenige für 6 kg. Die Kurven für den absoluten Hub und die Muskelreckung für einmaligen Muskelanzug müssen also durch diese beiden Punkte gehen und im sonstigen Verlauf den aufgestellten Kurven ähneln. Sie sind in Abb. 20 c, in der die Kurven 1 bis 4 punktiert eingezeichnet sind, als Kurven 5 und 6 ausgezogen dargestellt.

Die Kurve des absoluten Hubes (5) und die der Muskelreckung (6) bestimmen die Kurve der ausnutzbaren Hubgrößen (7), auf die der Konstrukteur seine

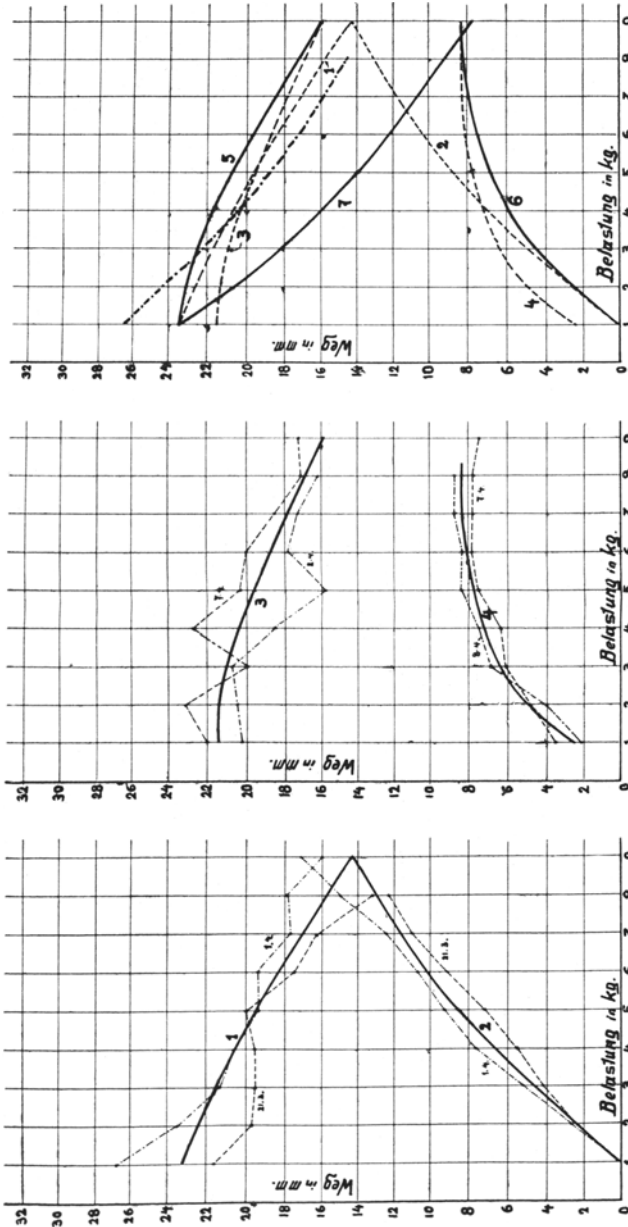


Abb. 28. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Stumpf schräg nach oben gehalten. Amputierter: Ke.

Berechnung des Armes und Handgetriebes aufbauen muß. Schon in der Erklärung der Aufzeichnung der Ergographen Abb. 18 ist die Feststellung der aus-

nutzbaren Hubgrößen erläutert worden, deren Kurve 7 hier aus Kurve 5 und 6 entwickelt werden soll.

Zur Klarlegung werde wie auf Seite 22 angenommen, der Amputierte sei mit einem Arm ausgerüstet, bei dem der Handschluß durch den Bizeps betätigt

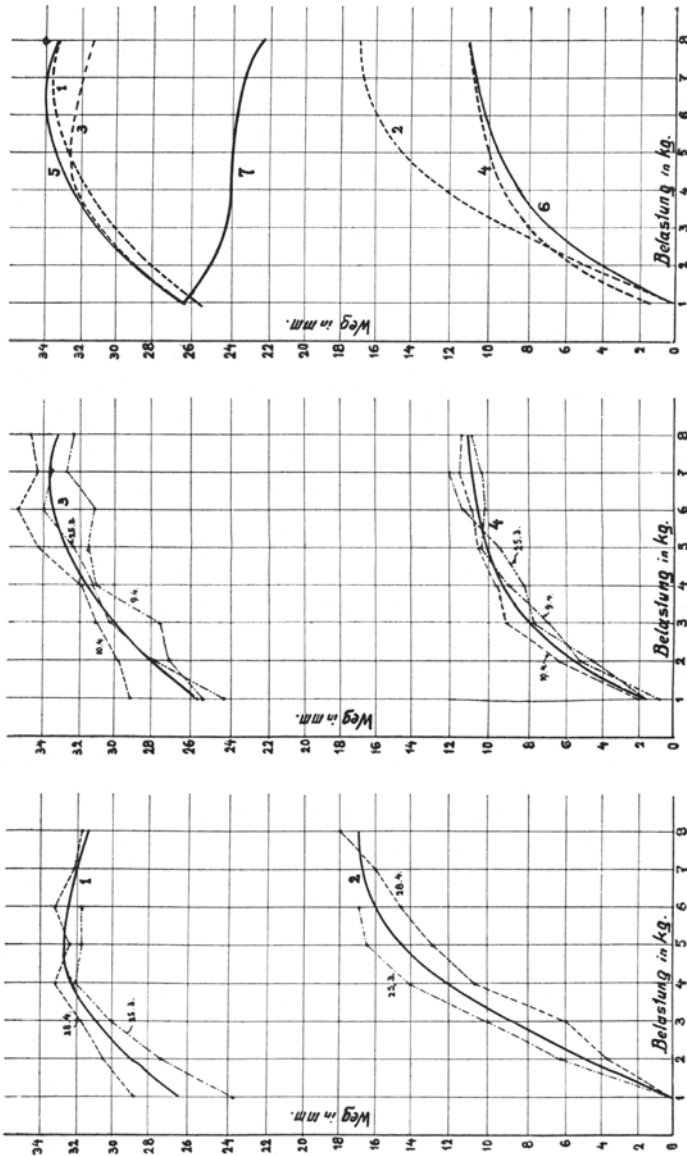


Abb. 29. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Amputierter: Zi.

werde. Zwischen dem durch den Muskel gesteckten Stift und der Hand besteht jetzt eine Verbindung, das Zugorgan, die stets dieselbe Länge hat. Erfolgt der Schluß der Hand nun bei einem Kraftaufwand von 6 kg, so würde sich aus der Kurve 5 des absoluten Hubes ergeben, wie groß der Bewegungsweg des Stiftes

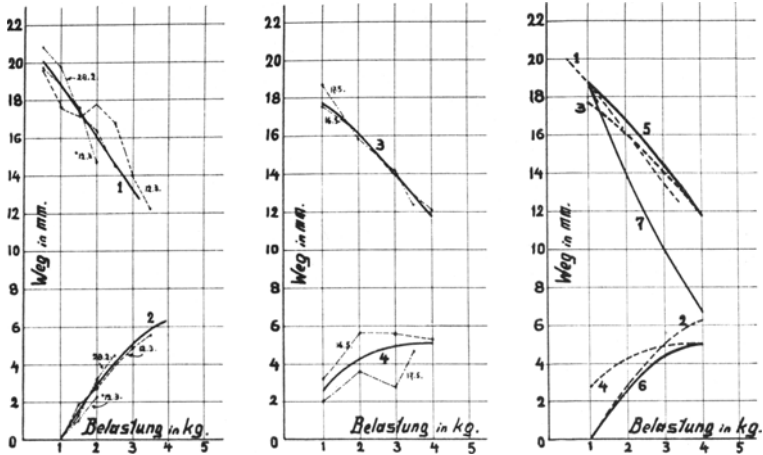


Abb. 30. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Amputierter: Kio.

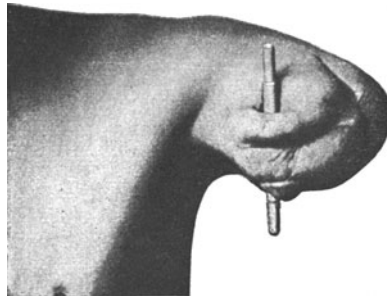


Abb. 31. Oberarmstumpf mit Bizepsdurchbohrung (zu Abb. 30).

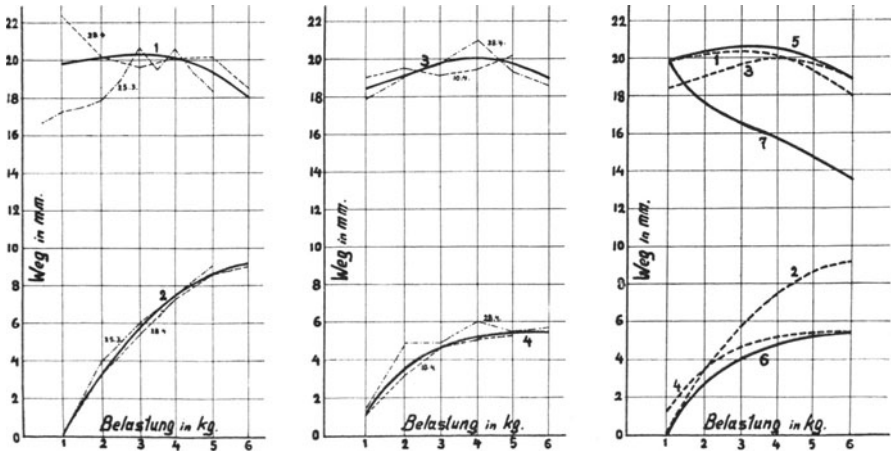


Abb. 32. Kraft-Weg-Diagramme des Trizeps. Amputierter: Zi.

bei der betreffenden Belastung ist. Dieser Bewegungsweg würde aber nur voll zur Betätigung der Hand ausgenutzt werden können, wenn die Null-Lage des Stiftes bei jeder Belastung dieselbe bliebe. Durch die Muskelreckung rückt der Stift mit seinem ganzen Wegbereich nach unten, nähert sich also der Hand. Nur der nach Abzug der Muskelreckung (Kurve 6) noch überbleibende Weg ist

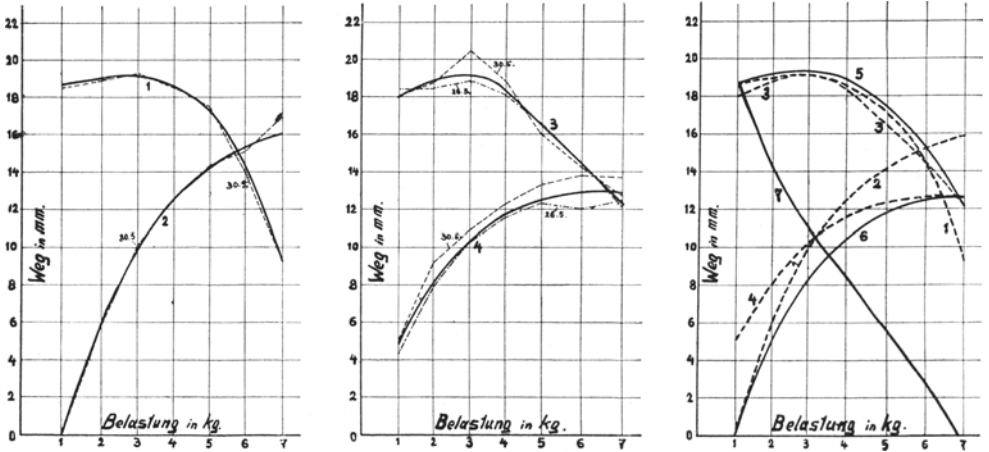


Abb. 33. Kraft-Weg-Diagramme des Trizeps. Amputierter: Be.

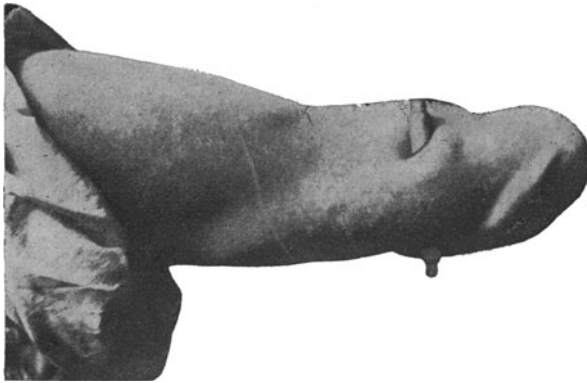


Abb. 34. Oberarmstumpf mit Trizepsdurchbohrung (zu Abb. 33).

also bei der betreffenden Belastung für die Handbetätigung noch ausnutzbar. Aus Abb. 20 c Kurve 7 ist dieser Weg für jede Belastung zu erkennen, wenn die Länge des Zugorgans bei 1 kg Belastung gerade der Entfernung von Hand und Muskelstift entspricht, oder mit anderen Worten, der Muskel dauernd unter einer Vorspannung von 1 kg steht. Kurve 7 ist die für den Handkonstrukteur wichtigste Kurve.

Zu Abb. 20 d.

Der Verlauf der Kurven für die Muskelreckung, ausgehend von einer Null-Lage des Muskelstiftes bei 0,5 und 1,5 kg Belastung, also einer Muskel-

vorspannung von 0,5 oder 1,5 kg ist in Abb. 20 d als Kurve 9 und 8 eingetragen ebenfalls der sich unter Zugrundelegung dieser Muskelvorspannungen ergebende ausnutzbare Muskelweg (Kurve 11 und 10). Es ist ersichtlich, daß bei steigender Vorspannung der ausnutzbare Weg größer wird und bei der Vorspannung 0 sein Minimum besitzt. Die Kurve 7 des wirklich ausnutzbaren Muskelweges für eine bestimmte Vorspannung zeigt abfallende Tendenz und fällt natürlich um so stärker ab, wenn auch die Kurve 5 der absoluten Hubwerte, unter deren

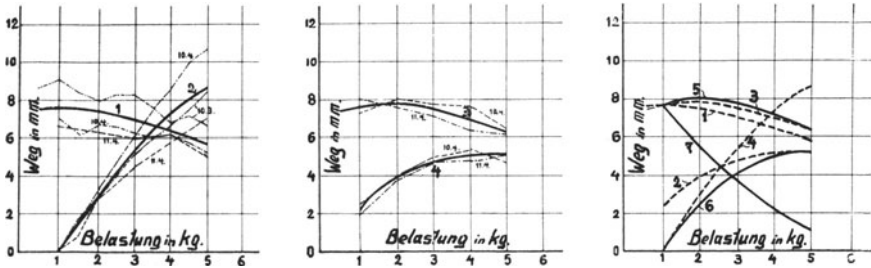


Abb. 35. Kraft-Weg-Diagramme des Trizeps. Amputierter: Schu.

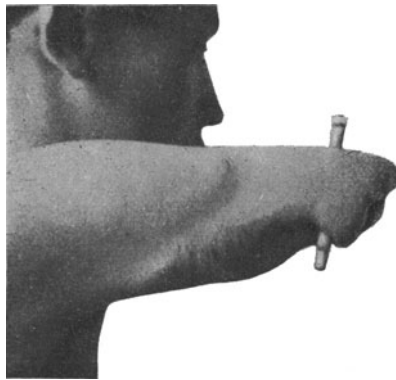


Abb. 36. Oberarmstumpf mit Trizepsdurchbohrung (zu Abb. 35).

Benutzung sie konstruiert wurde, abfällt. Bei genügend großer Belastung würde Kurve 7 die Abszissenachse schneiden, d. h. der wirklich ausnutzbare Weg wird 0, selbst wenn noch ein Hub, den Kurve 5 anzeigt, bei Muskelanspannung vorhanden ist; dieser noch vorhandene Hub kann jedoch nicht mehr zur Wirkung kommen, da er durch die auf Schlawferwerden des Zugorgans wirkende Muskelreckung bei der betreffenden Belastung aufgehoben wird. In diesen Fällen würde das Zugorgan gerade beim Maximum des Muskelhubes angespannt sein.

Praktisch erreichen läßt sich dieser Schnittpunkt leicht bei Muskeln mit geringen absoluten Hubhöhen wie Handbeuger und Strecker (Abb. 33 und 41). Auch bei Kanälen im Bizeps von schlecht operierten Leuten mit sehr geringen absoluten Hubhöhen ist derselbe erreichbar schon bei geringer Belastung, doch hat die Messung solcher Muskeln keinen praktischen Wert.

Der Grund für das starke Variieren absoluter und damit auch praktisch ausnutzbarer Hubgrößen bei verschiedenen Leuten liegt einesteils in schlechter Operation, anderenteils auch in der Länge des Stumpfes und der erhaltenen Muskulatur. Verfolgt man an Hand der Stumpfabbildungen die Kurven der verschiedenen Leute, so sieht man, daß im allgemeinen bei dem längsten Stumpf der größte Muskelweg und die größte Kraft gemessen wurde und daß beide Faktoren mit kürzer werdendem Stumpf abnehmen.

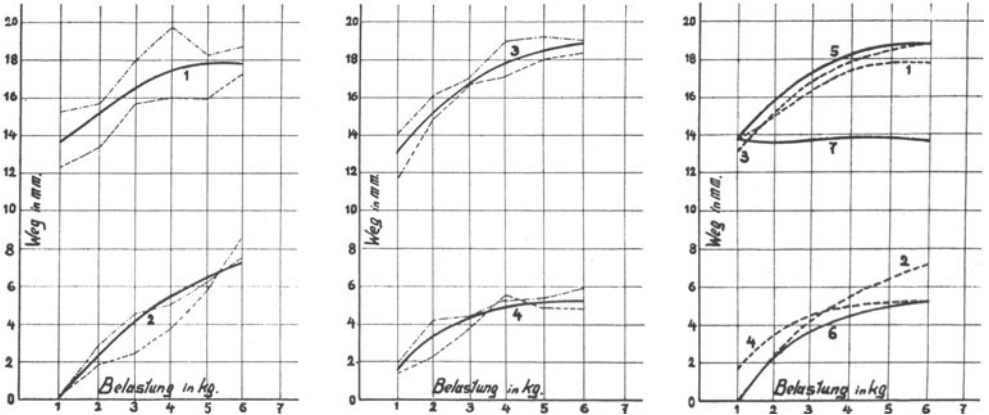


Abb. 37. Kraft-Weg-Diagramme des Handbeugers. Amputierter: Ad.



Abb. 38. Langer Unterarmstumpf mit Durchbohrung des Handbeugers (zu Abb. 37).

Ein Unterschied in den Messungen für verschiedene Lage des Stumpfes gegenüber dem Körper, der für Oberarmamputierte in Betracht kommen könnte, war nur in ausgesprochenen Zwangslagen des Stumpfes, z. B. in stark aufwärts gerichteter Lage Abb. 11 und in stark nach hinten gedrückter Lage festzustellen. Über die Größe der in diesen Fällen auftretenden Differenzen gibt für stark nach hinten gerichteten Stumpf Abb. 22 Aufschluß, in die die entsprechenden Kurven aus Abb. 20 d zum Vergleich punktiert eingetragen sind. Aus Abb. 28 ist der Unterschied im Diagramm für stark nach oben gerichteten Stumpf zu erkennen. Die hier strichpunktiert eingetragene Kurve entspricht Kurve 7 aus Abb. 26.

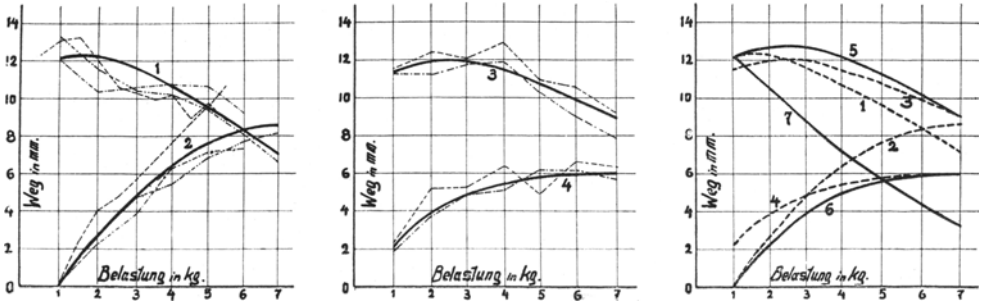


Abb. 39. Kraft-Weg-Diagramme des Handbeugers. Amputierter: En.

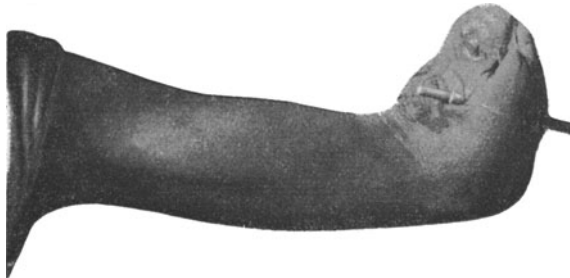


Abb. 40. Kurzer Unterarmstumpf mit Durchbohrung des Handbeugers (zu Abb. 39).

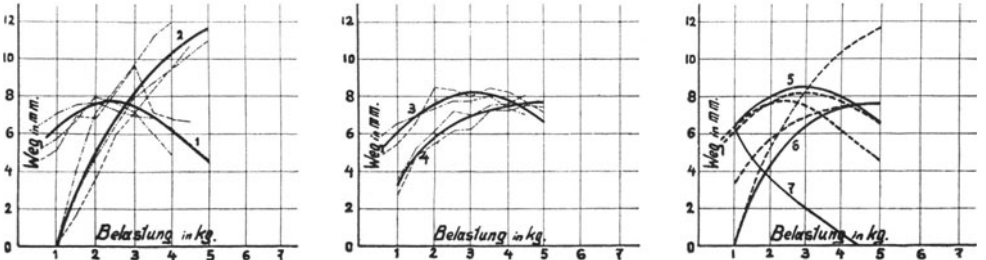


Abb. 41. Kraft-Weg-Diagramme des Handbeugers. Amputierter: Ha.



Abb. 42. Unterarmstumpf mit Durchbohrung des Handbeugers (zu Abb. 41).

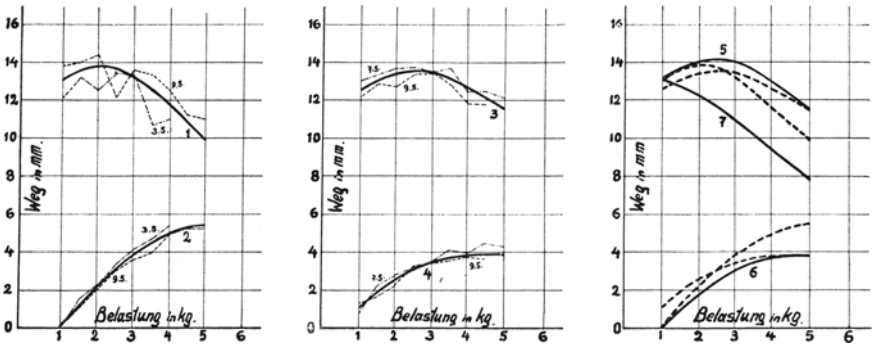


Abb. 43. Kraft-Weg-Diagramme des Handstreckers. Amputierter: Ad.

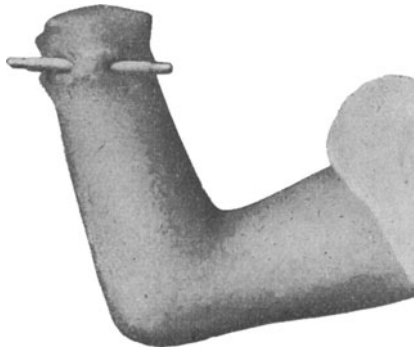


Abb. 44. Unterarmstumpf mit Muskeldurchbohrung im Handstreckers (zu Abb. 43).

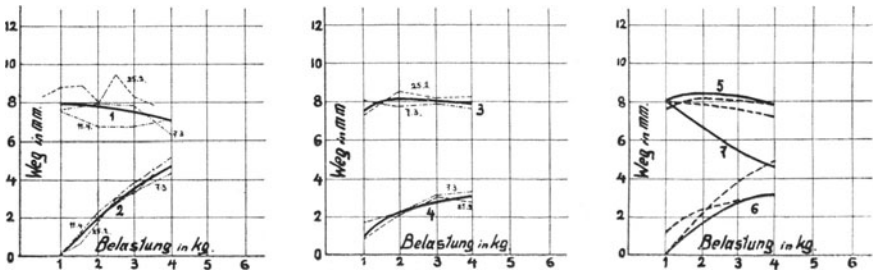


Abb. 45. Kraft-Weg-Diagramme des Handstreckers. Amputierter: En.

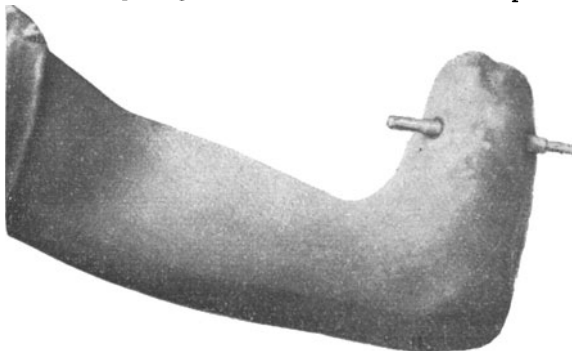


Abb. 46. Unterarmstumpf mit Muskeldurchbohrung im Handstreckers (zu Abb. 45).

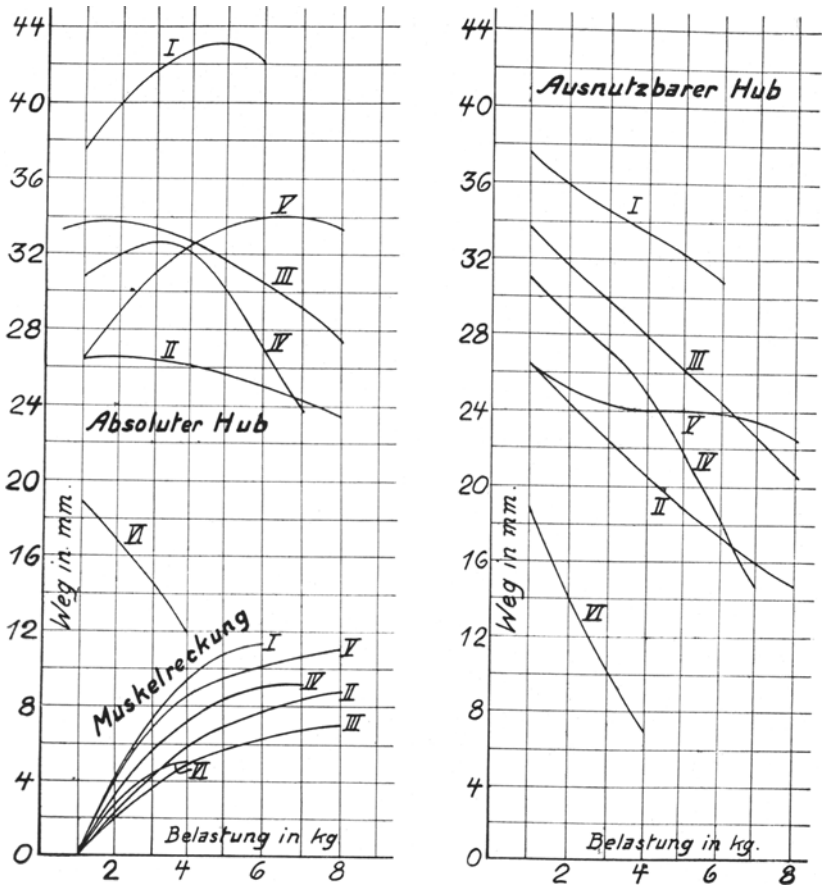


Abb. 47.

Ergebnisse von Messungen am Bizeps verschiedener Amputierter. (Zu Abb. 47.)

Kraft- messung Belastung in kg	Wegmessung in mm																		Bemer- kungen
	absoluter Hub						Muskelreckung						ausnutzbarer Hub						
	Amputierter Nr.						Amputierter Nr.						Amputierter Nr.						
	I	II	III	IV	V	VI	I	II	III	IV	V	VI	I	II	III	IV	V	VI	
1	37,5	26,4	33,6	30,8	26,5	18,8	—	—	—	—	—	—	37,5	26,4	33,6	30,8	26,5	18,8	
2	40,0	26,5	33,7	32,0	28,9	16,8	4,2	2,3	2,0	3,3	4,0	2,8	35,8	24,2	31,7	28,7	24,9	14,0	
3	41,6	26,4	33,3	32,6	30,9	14,6	7,4	4,3	3,7	5,7	6,9	4,4	34,2	22,1	29,6	26,9	24,0	10,2	
4	42,7	26,1	32,6	32,1	32,4	11,9	9,5	5,9	4,9	7,2	8,5	5,1	33,2	20,2	27,7	24,9	23,9	6,8	
5	43,0	25,6	31,6	30,1	33,3	—	10,8	6,9	5,7	8,3	9,5	—	32,2	18,7	25,9	21,8	23,8	—	
6	42,0	25,0	30,4	27,0	33,9	—	11,5	7,7	6,4	9,0	10,1	—	30,5	17,3	24,0	18,0	23,8	—	
7	—	24,3	29,1	23,9	34,0	—	—	8,4	6,8	9,3	10,7	—	—	15,9	22,3	14,6	23,3	—	
8	—	23,4	27,4	—	33,3	—	—	8,9	7,1	—	11,1	—	—	14,5	20,3	—	22,2	—	

Die in der direkten Kraftquelle zur Verfügung stehenden Wege und Kräfte sind natürlich sehr verschieden. Für die verschiedenen Muskeln sind in Abb. 47 bis 50 die vorstehend entwickelten Kurven für den absoluten Hub, die Muskelreckung und den ausnutzbaren Hub, übersichtlich geordnet. Kurven desselben Amputierten tragen die gleiche römische Kennziffer, z. B. alle Kurven des Bizeps

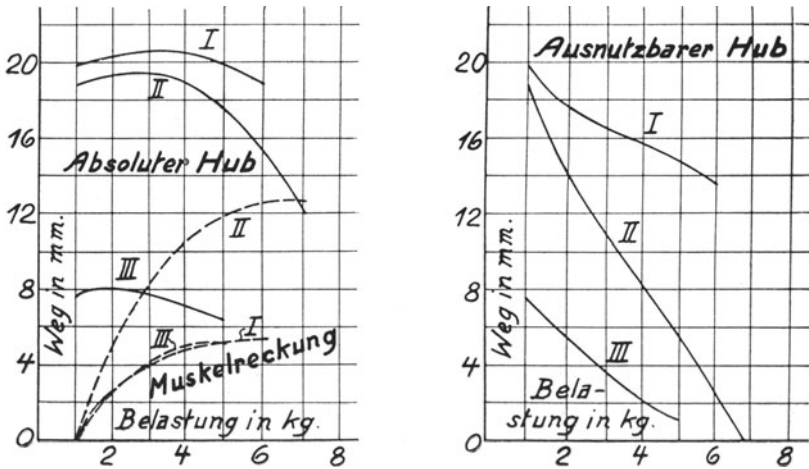


Abb. 48.

Ergebnisse von Messungen am Trizeps verschiedener Amputierter. (Zu Abb. 48.)

Kraft- messung Belastung in kg	Wegmessung in mm									Bemer- kungen
	absoluter Hub			Muskelreckung			ausnutzbarer Hub			
	Amputierter Nr.			Amputierter Nr.			Amputierter Nr.			
	I	II	III	I	II	III	I	II	III	
1	19,9	18,7	7,7	—	—	—	19,9	18,7	7,7	
2	20,3	19,3	8,0	2,6	5,0	2,5	17,7	14,3	5,5	
3	20,5	19,4	7,8	4,0	8,3	4,2	16,5	11,1	3,6	
4	20,4	18,9	7,2	4,8	10,4	5,0	15,6	8,5	2,2	
5	19,8	17,5	6,4	5,3	11,9	5,2	14,5	5,6	1,2	
6	18,9	15,4	—	5,5	12,5	—	13,4	2,9	—	
7	—	12,2	—	—	12,7	—	—	-0,5	—	

aus Abb. 20 und 21 in der Zusammenstellung für den Bizeps Abb. 47 die Kennziffer I. Die den Zusammenstellungen beigegebenen Tabellen ermöglichen eine einfache zahlenmäßige Übersicht. Wie aus einem Vergleich der Kurven 7 für den ausnutzbaren Hub ersichtlich ist, besitzt der Bizeps den größten Hub und die größten Kräfte. Es folgen dann Trizeps, Handbeuger und Handstrecker. Die gemessenen Kraftquellen waren durchweg wenig geübt, da die Leute noch nicht mit Armen versehen waren. Ein Üben an Übungsapparaten wird im allgemeinen nicht intensiv genug betrieben, den Leuten mangelt bei dieser Art

Übung der nötige Anreiz. Ist der Amputierte erst mit einem Arm ausgerüstet, auf dessen Gebrauch er angewiesen ist, so ist ein Muß zum Üben vorhanden. Bei ständigem Gebrauch wachsen die Kräfte der Muskulatur stark und auch die Hubgrößen nehmen im allgemeinen noch etwas zu; es müssen jedoch die vor Ausrüstung mit dem Kunstglied aufgenommenen, hier aufgestellten Kurven als Mindestmaß von Kraft und Weg bei der Konstruktion des Armes gelten.

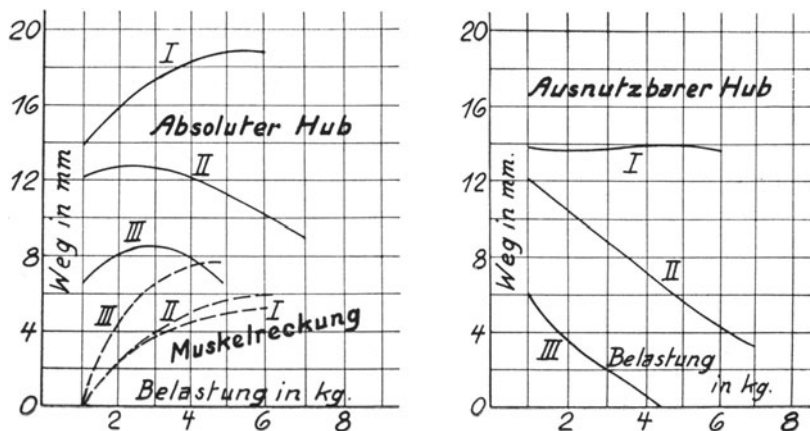


Abb. 49.

Ergebnisse von Messungen am Handbeuger verschiedener Amputierter.

(Zu Abb. 49.)

Kraft- messung Belastung in kg	Wegmessung in mm									Bemer- kungen
	absoluter Hub			Muskelreckung			ausnutzbarer Hub			
	Amputierter Nr.			Amputierter Nr.			Amputierter Nr.			
	I	II	III	I	II	III	I	II	III	
1	13,9	12,2	6,6	—	—	—	13,9	12,2	6,6	
2	15,9	12,7	8,1	2,4	2,5	4,4	13,5	10,2	3,7	
3	17,3	12,7	8,5	3,7	4,0	6,5	13,6	8,7	2,0	
4	18,3	12,1	7,9	4,5	5,1	7,5	13,8	7,0	0,4	
5	18,8	11,3	—	5,0	5,7	—	13,8	5,6	—	
6	18,8	10,2	—	5,4	5,9	—	13,4	4,3	—	
7	—	9,0	—	—	—	—	—	—	—	

Es könnte der Einwand gemacht werden, daß die angewandte Versuchsmethode in bezug auf die Belastung sich nicht mit den Verhältnissen bei Betätigung des Armes deckt, weil bei Anspannung des mit einer künstlichen Hand verbundenen Muskels die dem Muskelhub entgegenwirkenden Kräfte von 0, bzw. einer geringen Vorspannung an bis zu einem Maximum wachsen, während bei den geschilderten Untersuchungen über die Dauer jedes Versuches die Belastung unveränderlich blieb. So hervorgerufene nur auf Ermüdungserscheinungen zurückzuführende Fehler könnten jedoch nur sehr gering sein. Da sich

im Laufe der Versuche nicht der geringste Anhalt für das Vorhandensein einer Fehlerquelle ergab, die sich besonders bei den auf Seite 65 beschriebenen Kontrollversuchen hätte zeigen müssen, erscheint die auf den angeführten Versuchsergebnissen fußende Behandlung der Kraft- und Wegverhältnisse von Kraftquelle und Kraftverbraucher als reine algebraische Aufgabe im zweiten Teil vorliegender Arbeit gerechtfertigt.

Zusammenfassend ist zu sagen: die durch die Sauerbruchsche Operation ausnutzbare Muskelkraft — es wurden nirgends mehr als 10 kg gemessen

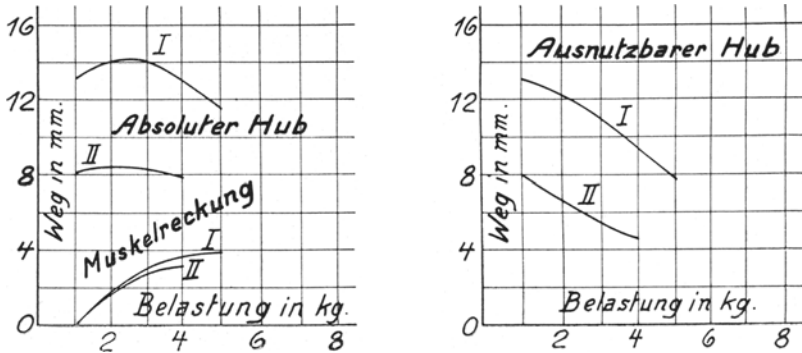


Abb. 50.

Ergebnisse von Messungen am Handstrecker verschiedener Amputierter.
(Zu Abb. 50.)

Kraft- messung Belastung in kg	Wegmessung in mm						Bemer- kungen
	absoluter Hub		Muskelreckung		ausnutzbarer Hub		
	Amputierter Nr.		Amputierter Nr.		Amputierter Nr.		
	I	II	I	II	I	II	
1	13,1	8,1	—	—	13,1	8,1	
2	14,0	8,4	1,8	1,7	12,2	6,7	
3	14,0	8,3	3,1	2,8	10,9	5,5	
4	13,0	7,9	3,7	3,2	9,3	4,7	
5	11,6		3,9	—	7,7	—	

von einem später aufgeführten Beispiel abgesehen, — ist nur ein geringer Bruchteil der den Muskeln des gesunden Armes zur Verfügung stehenden Kräfte. Bei zunehmender Kraft sinken die Hubgrößen stark ab. Durch möglichst große Vorspannung läßt sich der ausnutzbare Hub wesentlich vergrößern. Nach den bisherigen Erfahrungen halten die Amputierten auf die Dauer eine Vorspannung von mehr als 1 kg nicht aus. Es müßte versucht werden, durch allmählich vergrößerte Vorspannung den in vielen Fällen bei hohen Belastungen sehr geringen ausnutzbaren Weg möglichst zu vergrößern. Sehr vorteilhaft erscheint es, wenn der Muskel durch operativen Eingriff schon in sich vorgespannt werden könnte, indem der ganze Muskel durch Vernähen der unteren Muskelenden in angespanntem Zustande am Stumpfende nach unten gezogen wird.

Hauptteil II.

Messung der zur Betätigung von Händen und Armen benötigten Kräfte und Wege.

Der an die Kraftquelle anzuschließende Kraftverbraucher darf natürlich keine größeren Kräfte und Wege benötigen, wie die Kraftquelle zur Verfügung stellt. Sollen Kraftverbraucher und Kraftquelle zueinander passen, so müssen bei beiden Kraft und Weg genau bekannt sein. Betrachten wir zunächst als Kraftverbraucher die Hand. Die Kunsthände werden durchweg betätigt durch Zug an einem oder zwei Zugorganen, welche das Handgetriebe zum Schließen und Öffnen der Finger in Bewegung setzen. Ist nur ein Zug vorhanden, so dient er meistens zum Schließen der Finger; das Öffnen übernimmt dann eine Feder, die beim Schließen gespannt wird. Sind zwei Züge vorhanden, so übernimmt der eine Zug den Handschluß, der andere Zug das Öffnen der Hand. Zum Erfassen eines Gegenstandes ist ein gewisser Druck zwischen den Fingern notwendig, der bei der Kunsthand durch das Zugorgan über den Bewegungsmechanismus den Fingern vermittelt wird. Die am Zugorgan aufzuwendende Zugkraft zum Erreichen des verlangten Druckes zwischen den Fingerspitzen ist bei den verschiedenen Händen stark verschieden, je nachdem, welches Übersetzungsverhältnis in der Konstruktion der Hand liegt. Die Kenntnis dieser Zugkraft ist, wie schon oben angedeutet, unbedingt erforderlich. Für ausgeführte Hände lassen sich zu ihrer Ermittlung zwei Wege beschreiten, der Weg der Errechnung und der des Versuches. Bei der Errechnung der Zugkraft ist außer der Kenntnis der Abmessungen der Konstruktionsteile auch noch die des Wirkungsgrades der Bewegungsgetriebe erforderlich. Die im allgemeinen Maschinenbau verwandten Werte können für derartig kleine, meistens von Hand gearbeiteten Mechanismen auf Genauigkeit keinen Anspruch machen. Sicherer und genauer erscheint daher der Weg des Versuches.

Apparate zur Kraft- und Wegmessung von Händen.

Eine einfache Möglichkeit, den Druck zwischen den Fingerspitzen und die zur Erreichung desselben aufgewandte Kraft zu bestimmen, ist gegeben durch die in Abb. 51 dargestellte Versuchsanordnung. In einer Klemmbacke ist eine Hand wagerecht eingespannt. An der Spitze der beweglichen Finger ist ein Seil angebracht, das über eine Rolle läuft und an seinem anderen Ende eine sehr leichte Wagschale zum Aufsetzen von Gewichten trägt. Die Seilrichtung wird durch Versetzen der Rolle so gewählt, daß sie den Kreisbogen, den die Fingerspitzen beim Schließen beschreiben, tangiert; infolgedessen wirkt das Gewicht in allen Schließstellungen der Finger mit sehr geringen Abweichungen senkrecht auf die Verbindungslinie von Fingerspitzen und Fingerdrehpunkt, kann somit also als Ersatz für eine zwischen Fingerspitzen und Daumen auftretende Druckkraft angesehen werden. An dem Zugorgan zum Schließen der Hand ist ebenfalls ein über eine Rolle laufendes, am Ende ein Gewicht tragendes Seil angebracht. Es wird nun für eine bestimmte Fingerspitzenbelastung festgestellt, wieviel Kraft am Handschließorgan aufzuwenden ist, um die Hand zu schließen. Ergebnisse solcher Messungen sind in den Kurven

Abb. 52 aufgezeichnet. Die Schließkraft wächst vom Beginn bis Ende des Handschlusses. Auch den zum Schließen notwendigen Weg könnte man genau be-

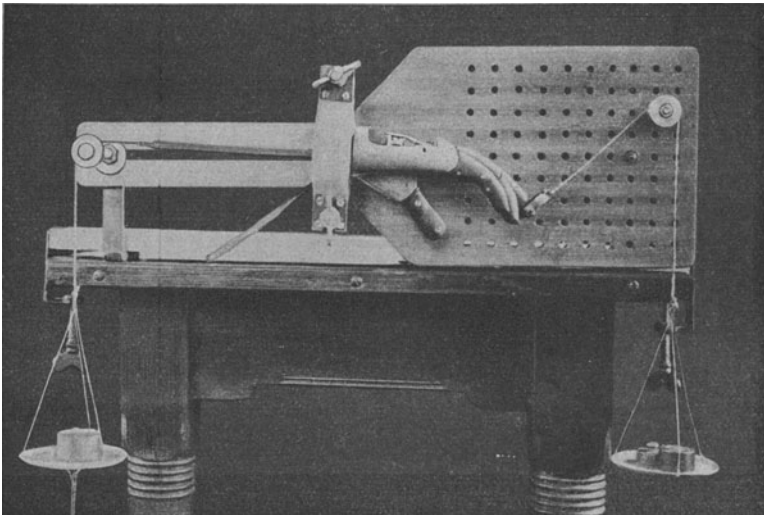


Abb. 51. Messung der zur Handbetätigung benötigten Kraft durch Auswiegen mit Gewichten.

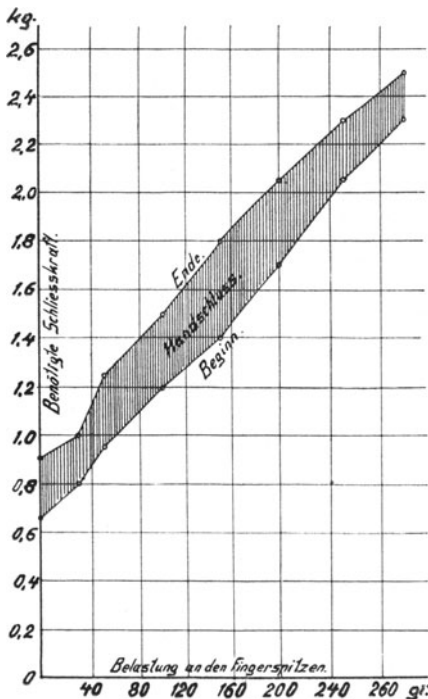


Abb. 52. Ergebnisse von Messungen nach Abb. 51.

stimmen, indem man die Rolle, über die die Schnur zum Handschluß läuft, mit einem Zeiger und dazugehöriger Skala versieht.

Diese Art der Messung ist höchst einfach und erfordert keine besonderen Apparate. Wesentlich genauer gestaltet sich die Messung, wenn es möglich ist, den Kraftverlauf über den ganzen Schließbereich der Finger, zugehörig zu jeder Schließstellung, zu messen. Durch Einschaltung eines Dynamometers in den Zug zum Schließen der Hand kann dies erreicht werden, um so genauer, wenn das Dynamometer die verbrauchten Kräfte selbst aufschreibt. Normale selbstschreibende Dynamometer gibt es jedoch nur für große Kräfte. Als Dynamometer wurde daher für vorliegende Messungen ein Indikator mit außenliegender Feder, wie er zum Indizieren von Kraftmaschinen benutzt wird, verwandt (Abb. 53—55). Im übrigen ist die Versuchsanordnung dieselbe geblieben wie in Abb. 51.

Wie aus der zeichnerischen Darstellung Abb. 54 und auch aus der Photographie Abb. 55 ersichtlich ist, wurde der Indikator verschiebbar auf einem Schlitten angeordnet. Schlitten 1 gleitet auf zwei Rundeisenstangen 2 und wird mit Hilfe eines Winkelhebels 3 und einer Zugstange 4 auf seiner Gleitbahn verschoben. An Stelle des Einstellhebels 3 kann auch zur Verschiebung des Schlittens eine auf der Zugstange 4 sitzende Mutter 5 benutzt werden. Durch die Anordnung der Mutter ist es möglich große Zugkräfte auszuüben und die Verschiebungswege genau festzulegen. Durch einige Rollen 6, die am Schlittengerüst und am Schlitten selbst angebracht sind, wird mit Hilfe einer, über dieselben gelegten, am Schlittengerüst befestigten Sehne der Verschiebungsweg des Schlittens gleich zur Drehung der Schreibtrommel des Indikators ausgenutzt.

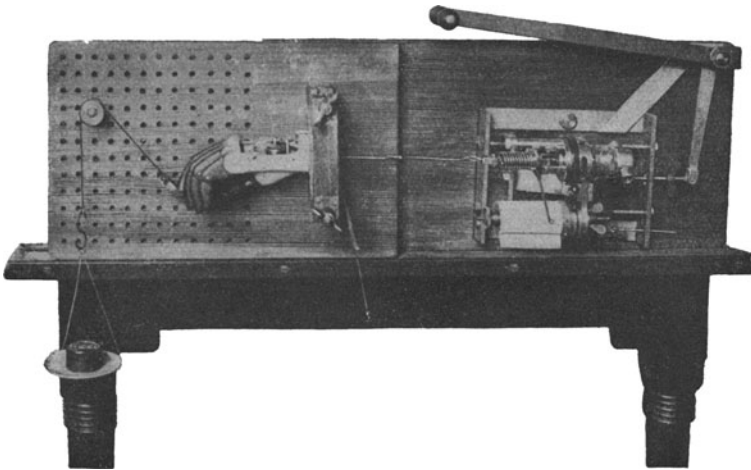


Abb. 53. Messung einer künstlichen Hand (Carnes-Hand) mit dem Indikator, der Kräfte und Wege in Form von Diagrammen aufschreibt.

Die Rollen sind so angeordnet, daß sie als Flaschenzug wegvergrößernd wirken können. Wird nun die Indikatorfeder mit Hilfe eines eingehängten Hakens 7 mit dem Zugorgan der Hand verbunden und der ganze Schlitten mitsamt dem Indikator mit Hilfe des Hebels 3 oder der Mutter 5 von der zu untersuchenden Hand fortbewegt (Abb. 53), so wird die Indikatorfeder gereckt. Die Reckung wird vom Schreibstift des Indikators auf der Trommel aufgeschrieben, zugehörig zu jeder Verschiebung des Schlittens, also auch zu jeder Hubgröße des Handzuges. Die zum Verschieben des Schlittens gebrauchten Kräfte werden nicht mit aufgezeichnet und gemessen, sondern lediglich die auf die Feder wirkenden Zugkräfte und die Verschiebungswege des Schlittens werden im Diagramm wiedergegeben. Es können nun zwei Grenzfälle auftreten:

1. Es tritt beim Anziehen des Zuges zur Handbetätigung gar kein Widerstand auf, der Schlitten wird verschoben, ohne daß die Indikatorfeder angespannt wird, der Schreibstift schreibt also eine wagerechte Linie auf der sich drehenden Trommel auf, d. h. die Hand wird ohne Kraftaufwand geschlossen.

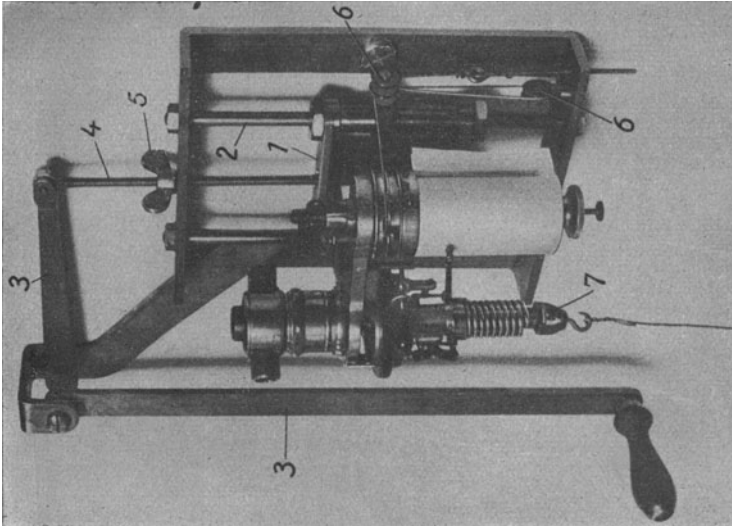


Abb. 55.

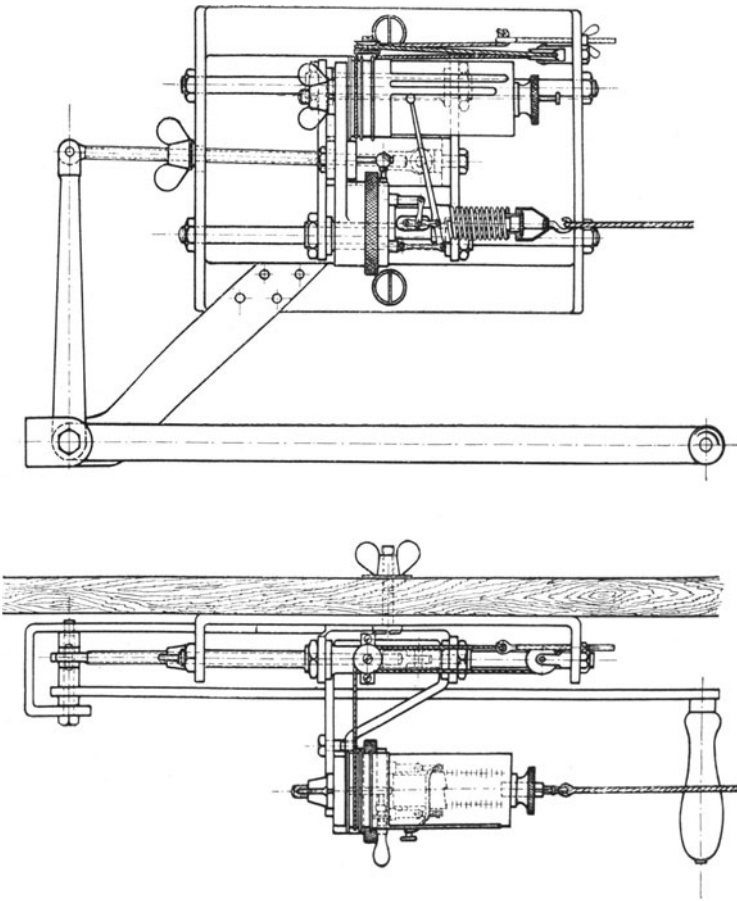


Abb. 54.

Abb. 54 und 55. Auf einer Schlitzenbahn verschiebbar angeordneter Indikator.

2. Der Widerstand ist so groß, daß der Zug zur Handbetätigung gar nicht folgt, es wird nur die Indikatorfeder gereckt und der Schlitten kann sich nur um ein der Reckung der Feder entsprechendes Stück verschieben. Diesem Verschlebungsweg des Schlittens entspricht eine bestimmte Drehung der Schreibtrommel, die größer oder kleiner ist, je nachdem, welche Übersetzung in die Übertragung der Verschiebungsbewegung des Schlittens auf die Drehbewegung der Trommel eingeschaltet ist. Wenn die Trommel sich nicht drehen würde, würde der Schreibstift des Indikators eine senkrecht ansteigende Linie auf der Trommel aufschreiben. Infolge der Drehbewegung steigt die Linie schräg an.

Die im Grenzfall 1 aufgezeichnete Linie kennzeichnet die Lage der Abszissenachse, mit der die Ordinatenachse (Aufzeichnung aus Grenzfall 2) einen spitzen Winkel bildet. Derselbe nimmt für verschiedene Übersetzungen zwischen Trommel und Schlittengleitweg verschiedene Größen an (siehe die folgenden Diagramme verschiedener Hände insbesondere Abb. 76), je nach der Zahl der zwischengeschalteten Flaschenzugrollen.

Durch eine Reihe von Vorversuchen wurden verschiedene für die Messungen verwandte Indikatorfedern durch Belasten mit Gewichten geeicht. Die Maßstäbe für Kräfte und Verschiebungswege sind stets in die Diagramme eingetragen worden.

Kraft- und Wegmessungen von Händen.

Ausgehend von der Zahl der zur Handbewegung zur Verfügung zu stellenden Kraftquellen ist zu unterscheiden zwischen Einzugs- und Zweizughänden. Mit Rücksicht auf verschieden hohe Anforderungen, die man an die Hände stellt, muß ein Unterschied gemacht werden zwischen Händen ohne Sperrgetriebe und Händen mit Sperrgetriebe. Die denkbar einfachste Hand ist eine solche ohne Sperrgetriebe mit je einem Zug zum Schließen und Öffnen der Hand. Aus solcher Hand wird eine Einzughand, wenn der Zug zum Öffnen oder der zum Schließen durch eine Feder ersetzt wird. Wesentlich komplizierter wird die Hand, wenn Handsperrung vorgesehen wird. Am schwierigsten wird der Handmechanismus, wenn Handschließen, Handsperren, Entsperrn und Öffnen alles durch einen Zug betätigt werden soll. Mit den gestellten Anforderungen wird natürlich auch der Leistungsverbrauch der Hände wachsen. Nachstehend sind Messungen der diesen verschiedenen Kategorien angehörigen Hände wiedergegeben.

Hände ohne aktive Sperrung.

Die Hufner-Hand.

Die Hufner-Hand ist in Abb. 56 zeichnerisch dargestellt. Sie besitzt keine aktive Sperrung und muß als Zweizughand angesprochen werden, wenn auch in der Zeichnung nur ein Zug vorgesehen ist. Das Zugorgan ist hier jedoch als Stange starr ausgebildet und hat beim Schluß der Hand Zugkräfte, beim Öffnen der Hand Druckkräfte aufzunehmen. Durch einen zweiarmigen im Armgestell unterzubringenden Hebel, an dessen einen Hebelarm die Zugstange angelenkt wird, wird diese Hand in eine Zweizughand umgewandelt, bei der jetzt die Züge — denn nur Zugkräfte stehen im allgemeinen zur Handbewegung zur Verfügung — an den beiden Enden der Hebelarme angreifen. Die vier Finger der Hand sitzen gemeinsam auf einer Achse und sind starr miteinander ver-

bunden. Daumen und Finger bewegen sich beim Handschluß gegeneinander. Der Handschluß wird vermittelt durch Zug an der Zugstange 1, die sich in

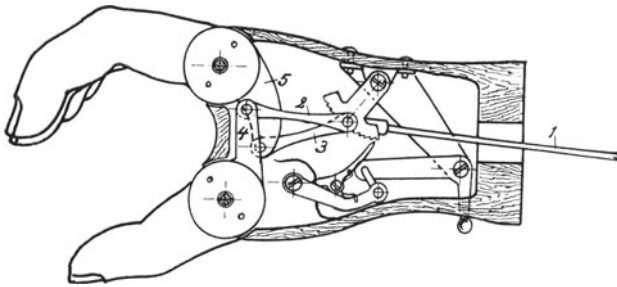
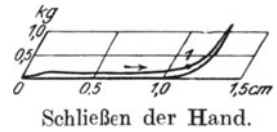
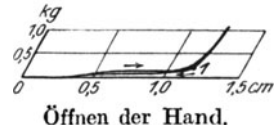


Abb. 56. Die Hüfnerhand (keine aktive Sperrung).



Schließen der Hand.



Öffnen der Hand.

Abb. 57. Diagramme der Hüfner-Hand.

zwei Stangen 2 und 3 gabelt. Stangen 2 und 3 greifen an zwei an Daumen und Fingergruppe befestigten Hebelarmen 4 und 5 an. Eine von der gesunden Hand zu betätigende Handspernung ist vorgesehen.

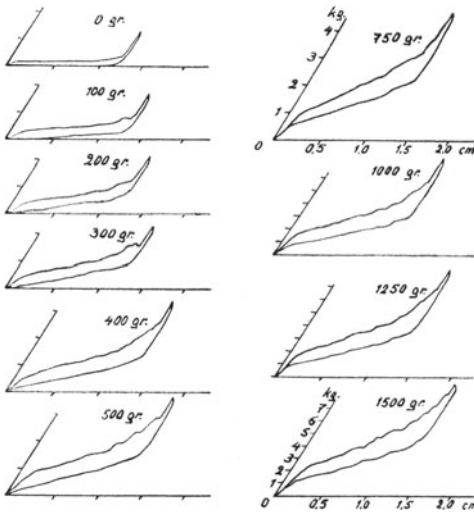


Abb. 58. Diagramme der Hüfner-Hand für verschiedene Belastungen an den Fingerspitzen.

In Abb. 57 sind die Diagramme der Hüfner-Hand dargestellt. Bei Punkt 1 des oberen Diagramms ist die Hand geschlossen. Aus der von hier aus parallel zur Ordinatenachse ansteigenden Kurve ist dies zu erkennen. Durch stärkeres Anspannen des Zuges ist nur die Feder noch gereckt worden, während die Hand schon geschlossen war. Die von der höchsten Spitze des Diagramms aus abfallende Kurve müßte bis Punkt 1 mit der ansteigenden zusammenfallen, die geringe Differenz ist auf die Reibung des Schreibstiftes und Indikatorgestänges zurückzuführen. Für das Handdiagramm selbst ist dieser Zipfel auch bei allen späteren Diagrammen nicht zu berücksichtigen. Die unter

der Diagrammlinie für den Handschluß liegende Fläche veranschaulicht die zum Schließen notwendige Arbeit, die nur zum Überwinden der Reibungsarbeit der Hand verbraucht wird. Aus dem Diagramm ist ersichtlich, daß die maximale Schließkraft etwa 0,2 kg beträgt, der zum Schließen notwendige Weg etwa 12 mm. Bei Punkt 1 des Diagramms „Öffnen der Hand“ (Abb. 57) ist die Hand geöffnet. In Abb. 58 sind Diagramme der Hüfner-Hand für verschiedene Belastungen an den Fingerspitzen zusammengestellt. Wie aus dem verschiedenen Kräftemaßstab hervorgeht, wurden 2 verschiedene Federn verwandt, eine schwächere für den Belastungsbereich bis 750 g, eine stärkere darüber hinaus. Die oberen Kurven zeigen den Kräfteverlauf beim Handschluß,

die Kurven für das Handöffnen liegen tiefer als die für das Handschließen, da das an den Fingerspitzen hängende Gewicht auf Öffnen der Hand wirkt. Zunächst ist an allen Diagrammen ein starkes Ansteigen der Kräfte bei Beginn der Bewegung zu beobachten; der Zug wird gereckt und der tote Gang aus dem Getriebe gebracht, wozu ein Hub von 1—2mm erforderlich ist. Dann steigt beim Handschluß die Kurve langsamer bis zum höchsten Punkte des Diagramms an, bei dem Finger und Daumen sich berühren, die Hand also geschlossen ist. Zum Zurücklegen gleicher Wege ist bei Beginn des Handschlusses ein wesentlich größerer Kraftaufwand nötig wie beim Ende; die Konstruktionszeichnung der Hand gibt die Erklärung hierfür. Die Hebelarme der Drehmomente um Finger- und Daumenachse nehmen beim Handschluß stark ab, der Verlust am Hebelarm muß durch Aufwand größerer Kräfte ersetzt werden. Anzustreben ist eine Hand mit gleichbleibenden Momentarmen, bei der also die Schließkurve im Diagramm wagerecht verläuft (z. B. nahezu die Schließkurven der Fischerhand Abb. 70 und die der Carnes-Hand Abb. 79). Werden die aus den höchsten Punkten der Schließ-

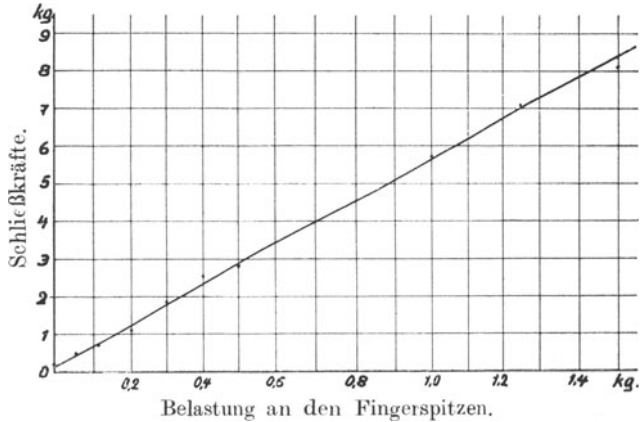


Abb. 59. Schließkurve der Hüfner-Hand für verschiedene Fingerspitzenbelastung.

kurven und Daumenachse nehmen beim Handschluß stark ab, der Verlust am Hebelarm muß durch Aufwand größerer Kräfte ersetzt werden. Anzustreben ist eine Hand mit gleichbleibenden Momentarmen, bei der also die Schließkurve im Diagramm wagerecht verläuft (z. B. nahezu die Schließkurven der Fischerhand Abb. 70 und die der Carnes-Hand Abb. 79). Werden die aus den höchsten Punkten der Schließ-

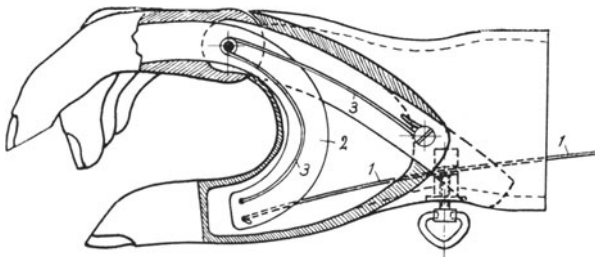


Abb. 60. Die Lange-Hand (keine aktive Sperrung).

kurven sich ergebenden Kräfte in ein Koordinatensystem, zugehörig zu den Belastungen an den Fingerspitzen, aufgetragen, Abb. 59, so ist aus der eingezeichneten Kurve ersichtlich, wie die Schließkraft mit der Belastung der Fingerspitzen steigt. Wegen des geringen zum Handschluß notwendigen Weges eignet sich die Hüfner-Hand besonders zur Ausrüstung Unterarmamputierter mit Sauerbruchkanälen im Handbeuger und Handstrecker.

Die Lange - Hand.

Die Lange-Hand ist eine Einzug-Hand. Der Handschluß wird durch Federkraft besorgt. In Abb. 60 ist die Hand zeichnerisch dargestellt. Die

vier Finger sind starr miteinander verbunden und im Grundgelenk gegen den feststehenden Daumen beweglich. Ein als Zugsorgan dienender Draht 1 greift an einem in der Fingergruppe befestigten Hebelarm 2, der bis in den Daumen hineinragt, an und schließt die Hand. Geöffnet wird die Hand durch einen Federdraht 3. Draht 1 kann mit einer Klemmschraube von der gesunden Hand festgeklemmt werden. Die Hand ist

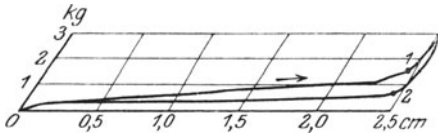


Abb. 61. Diagramme der Lange-Hand. Schließen und Öffnen der Hand.

dann gesperrt.

In Abb. 61, dem Diagramm der Lange-Hand, ist bei Punkt 1 die Hand geschlossen, Punkt 1 liegt hier höher wie in dem Diagramm der Hüfner-Hand, Abb. 57, denn beim Handschluß muß hier erst die Reibungsarbeit der Hand überwunden, dann aber auch noch die Öffnungsfeder angespannt werden. Bei Punkt 2 beginnt die Feder die Hand zu öffnen. In bezug auf den anzustrebenden gleichbleibenden Momentarm arbeitet sie, wie die Diagramme zeigen, günstiger wie die Hüfner-Hand. Die Stärke der Feder ist im Diagramm aus dem Verlauf der Öffnungskurve von Punkt 2 bis zum Nullpunkt zu ersehen. In un-

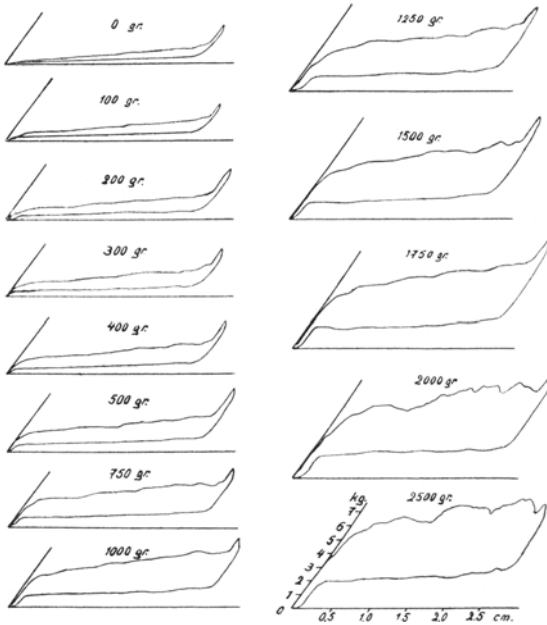


Abb. 62. Diagramme der Lange-Hand für verschiedene Belastung an den Fingerspitzen.

belastetem Zustande verbraucht die Hand zum Handschluß etwa $1\frac{1}{2}$ kg bei 24 mm Weg. Der Kraftverbrauch im belasteten Zustande ist aus den für

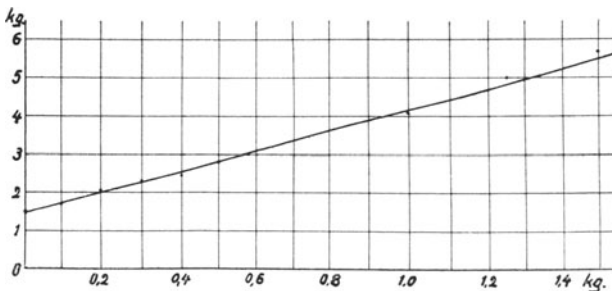


Abb. 63. Schließkurve der Lange-Hand.

die verschiedenen Belastungen aufgezeichneten Diagrammen, Abb. 62 und aus der hieraus entwickelten Schließkurve, Abb. 63, zu ersehen. Ein großer Vorteil

der Hand ist ihr unübertroffen einfacher Mechanismus und die daraus folgende große Betriebssicherheit. Nachteilig ist speziell für Sauerbruchamputierte der große benötigte Schließweg, der diesen nur in den seltensten Fällen zur Verfügung steht.

Die Rohrman - Hand.

Die Rohrman-Hand, Abb. 64, kann wie die Hüfner-Hand als Zweizug-hand verwandt werden, oder wie die Lange-Hand bei Ersatz eines Zuges durch

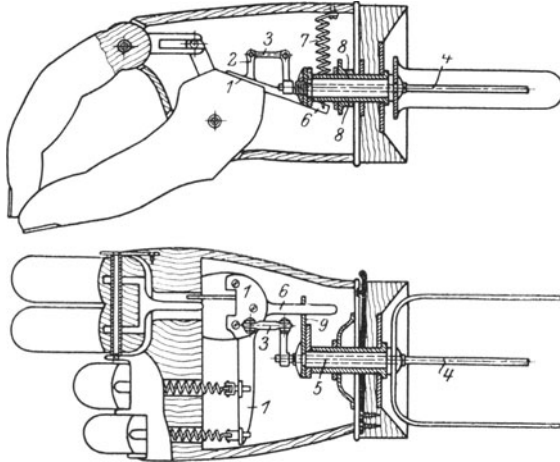


Abb. 64. Die Rohrman-Hand. Betätigung durch Zug oder Handdrehbewegung. Keine aktive Sperrung.

eine Feder als Einzughand. Die gemessene Hand war unter Wahrung dieser Verwendungsmöglichkeiten speziell für Unterarmamputierte mit langem Stumpf zur Betätigung durch Unterarmdrehbewegung durchkonstruiert.

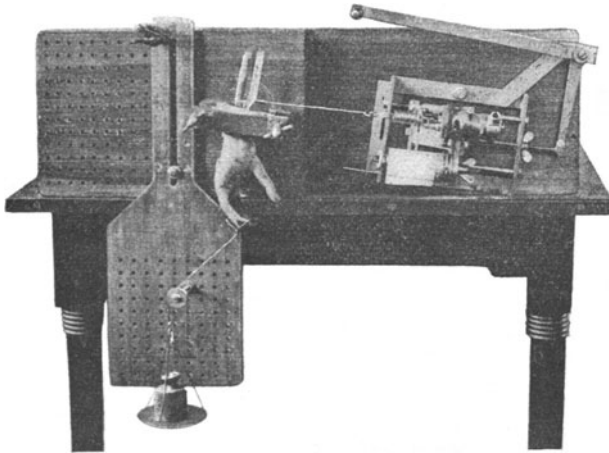


Abb. 65. Prüfung der Rohrman-Hand bei Betätigung durch Handdrehbewegung.

An dem beweglichen Daumen ist eine Eisenblechkappe 1 befestigt, an der die Züge und Hebelarme zur Bewegung der beiden einzelnen angelenkten

Finger (kleiner und Ringfinger) und der auf einer Achse sitzenden gemeinsam beweglichen Zeige- und Mittelfinger angebracht sind. Auf Platte 1 ist ein Hebel-

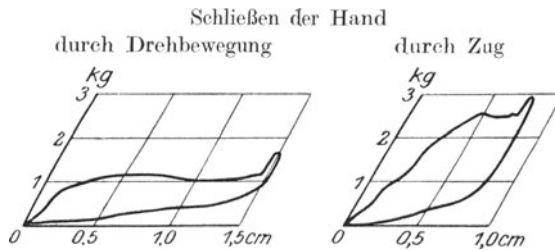


Abb. 66. Diagramme der Rohrmann-Hand.

arm 2 gesetzt, der durch eine angelenkte Stange 3 mit der Zugstange 4 verbunden ist, die mitten durch den ausgebohrten Zapfen 5 des Handdrehgelenkes geht. Eine an einer starken Zunge 6 des Daumenbleches angebrachte Feder 7

wirkt stets auf Schluß der Hand. Ohne Benutzung der Zugstange 4 kann die Hand auch bei Ausnützung von Pro- und Supination des Armstumpfes geschlossen werden durch Verdrehung des hohlen Handgelenkzapfens 5 in der Büchse 8. Zapfen 5 drückt dann mit dem an ihm befestigten Hebel 9 auf die Daumenblechzunge 6 und schließt die Hand. Die Hand besitzt ferner noch ein Handdrehgelenk mit Feststellungsmöglichkeit in verschiedenen Drehlagen.

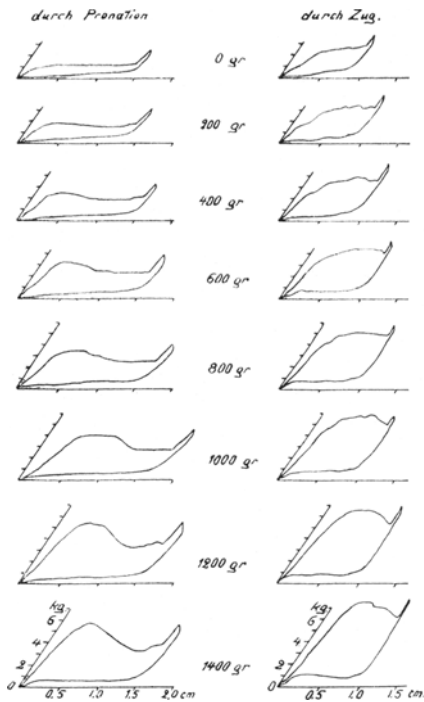


Abb. 67. Diagramme der Rohrmann-Hand für verschiedene Belastungen.

Die Diagramme der Hand sind für Verwendung des Zuges zum Schließen und für Betätigung durch Pro- und Supination aufgezeichnet worden. Während die Aufspannung der Hand für erstere Versuche der Darstellung Abb. 53 entsprach, war für die Betätigung durch Pro- und Supination das an der Indikatorfeder angreifende Zugorgan einseitig an dem die Zapfendrehung vermittelnden Bandagenbügel angebracht worden (Abb. 65). Der hier benötigte Verdrehungsweg entsprach einem Verdrehungswinkel von 27 Grad. Wie die nebeneinander

gestellten Diagramme Abb. 66 zeigen, der Verdrehungsweg groß gegenüber dem Wege bei Handschluß durch Zug, hier jedoch die aufgewandte Schließkraft dafür wesentlich größer. Das jeweilige Produkt aus Kraft und Weg, im Diagramm der Flächeninhalt der Diagramme, muß natürlich dasselbe bleiben, was auch durch Ausplanimetrieren der Dia-

gramme bestätigt wird. Die aus der Zusammenstellung der Diagramme Abb. 67 entwickelten Schließkurven (Abb. 68), die ja nur den Kräfteverbrauch bei

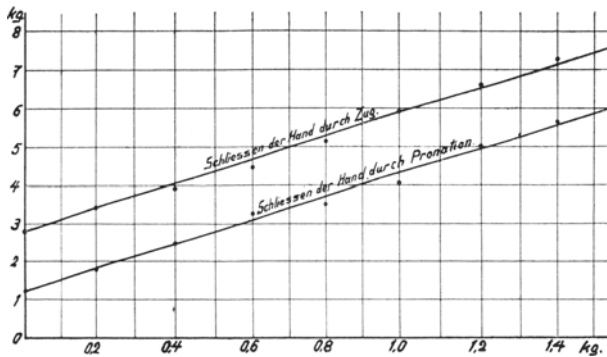


Abb. 68. Schließkurven der Rohrmann-Hand.

verschiedener Belastung ergeben, nicht aber die Schließwege berücksichtigen, müssen infolgedessen verschieden hoch liegen.

Hände mit aktiver Sperrung.

Die Fischer-Hand.

Die Fischer-Hand, Abb. 69, wird mit einem Zuge, der zugleich die Sperrung betätigt, abwechselnd geöffnet und geschlossen. Die Grundglieder der einzeln beweglich angelenkten Finger stehen fest, die beiden vorderen Glieder sind beweglich. Der Zug 1 bewegt den um Drehpunkt 3 schwingenden Hebel 2,

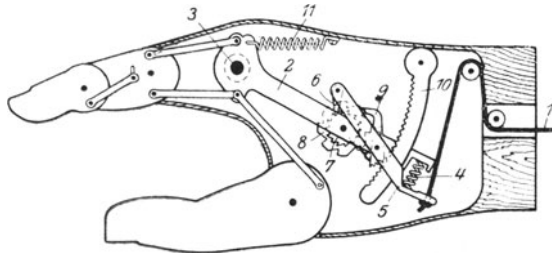


Abb. 69. Die Fischer-Hand. Einzughand mit aktiver Sperrung.

der mittels starrer Gestänge Daumen und Finger steuert und den Sperrmechanismus trägt. Nach Überwindung einer Feder 4 durch Zug am Hebel 5 fällt eine Sperrklinke 9 in das gezahnte Sperrsegment 10 ein und sperrt die Hand. Beim abermaligen Anzug wird durch Klinke 6 ein Zahnrad 7 um eine Zahnteilung gedreht, mit dem ein an Rad 7 befestigtes Zahnrad 8 um $\frac{1}{2}$ Zahnteilung weitergedreht wird, so daß Klinke 9 mit ihrem einen Ende auf einen Zahnkopf zu liegen kommt, wobei ihr anderes Ende das Sperrsegment freigibt, so daß die Hand nun durch Feder 11 geöffnet werden kann. Bei abermaligem Anzug fällt nach Schluß der Hand Klinke 9 in eine Zahnlucke des Rades 8, so daß das andere Ende der Klinke 9 wieder in das Zahnsegment 10 einfällt.

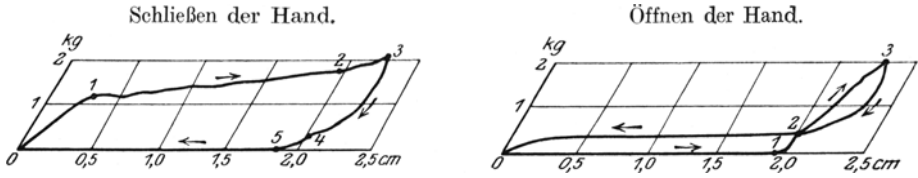


Abb. 70. Diagramme der Fischer-Hand.

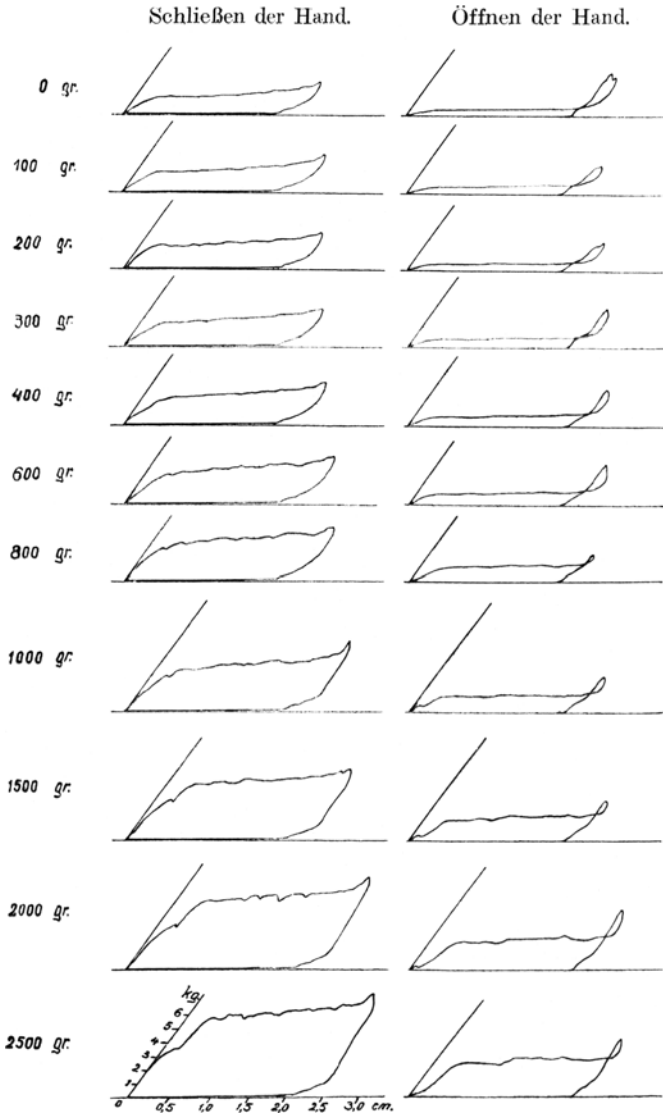


Abb. 71. Diagramme der Fischer-Hand für verschiedene Belastungen.

Die Wirkungsweise der Hand läßt sich an den Diagrammen Abb. 70 genau verfolgen. Beim Handschluß steigt die Kurve zunächst stark an bis Punkt 1, wo der tote Gang beseitigt ist, dann beginnt die Hand bei nahezu konstanter Kraft zu schließen, die Feder 4 wird langsam zusammengedrückt und die Zahnräder 7 und 8 gedreht bis bei Punkt 2 die Sperrklinke 9 in das Sperrsegment 10 einfällt bei völlig zusammengedrückter Feder 4, die nach dem Diagramm etwa

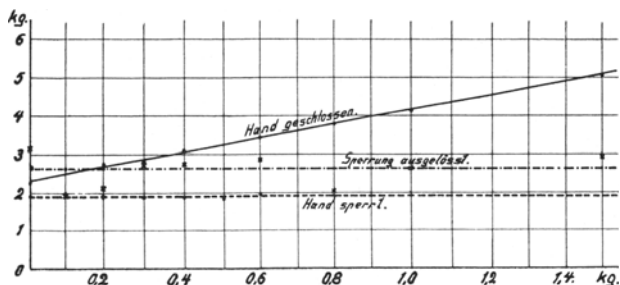


Abb. 72. Kurven der Fischer-Hand.

1,8 kg benötigt. Bei stärkerem Anzug schnarrt nun Klinke 9 über das Sperrsegment 10 weg, bis die Hand bei Punkt 3 vollkommen geschlossen ist, wozu ein Kraftaufwand von 2 kg bei etwa 22,5 mm Weg benötigt wird. Nun zieht Feder 4 den Zug 1 wieder zurück um etwa 2,5 mm. Bei Punkt 4 schnappt Klinke 6 in den nächsten Zahn. Bei 5 ist auch die elastische Dehnung des Zuges 1 beseitigt, der nun nicht mehr unter irgend welcher Krafteinwirkung steht. Die

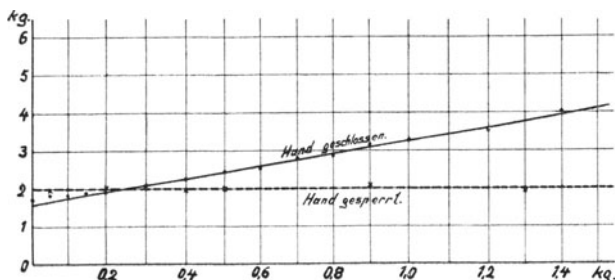


Abb. 73. Kurven der Fischer-Hand.

Diagrammlinie läuft mit der Nulllinie zusammenfallend bis zum Ausgangspunkt zurück.

Beim Öffnen der Hand beginnt bei Punkt 1, entsprechend Punkt 5 oben, der Zug stramm zu werden. Punkt 2 stellt den Beginn des Zusammendrückens der Feder 4 und der damit verbundenen Drehung der Zahnräder 7 und 8 dar, bis bei Punkt 3 Sperrklinke 9 ausgehoben ist, worauf die Feder 4 den Zug 1 wieder zurückzieht, bis das Öffnen der Hand bei Punkt 2 durch Feder 11 bewerkstelligt wird. Aus der parallel der Nulllinie verlaufenden Öffnungslinie des Diagramms ist die Stärke der Öffnungsfeder (etwa 0,4 kg) zu erkennen.

In die Abb. 72, in die die Schließ- und die Öffnungskurve der Fischerhand, entnommen aus den bei verschiedenen Belastungen aufgenommenen Diagrammen (Abb. 71) eingetragen ist, ist auch die Linie für die Handsperrung

ingezeichnet worden. Die Kurven zeigen, daß die untersuchte Hand stets sperrte, bevor sie vollkommen geschlossen war. Bei der Fischerhand ist die Möglichkeit gegeben, die Sperrungskurven höher zu verlegen, so daß sie die Schließkurve schneidet. Um dies zu erreichen, müßte nur die zwischen Bewegungs- und Sperrgetriebe geschaltete Feder 4 etwas stärker gemacht werden. Abb. 73 zeigt die Öffnungs- und Sperrungskurven einer Hand, bei der dies der Fall war. Durch die richtige Wahl der Feder 4 ist es möglich, Gegenstände zu greifen, ohne daß die Hand dabei gesperrt wurde. Erst bei stärkerem Zuge tritt dann der Spermechanismus in Wirksamkeit. Eine solche Hand kann also zum Ergreifen kleiner und leichter Gegenstände als Greifhand ohne Sperrung benutzt werden, zum Ergreifen größerer als Hand mit Sperrgetriebe. Als Vorteil der Fischerhand ist der einfache, sicher arbeitende Mechanismus anzusehen. Für Ausrüstung Sauerbruch-Amputierter dürfte sie jedoch wegen des großen zum Handschluß benötigten Weges von etwa 23 mm nur in den seltensten Fällen zu gebrauchen sein.

Die Carnes-Zweizughand¹

Die Carnes-Hand besitzt wie die Fischerhand aktive Sperrung. Während bei der Fischerhand die Sperrung durch Zahneingriffe geschah, sperrt die Carnes-Hand durch Selbsthemmung von Schnecke und Schneckenrad, besitzt also eine Reibungssperrung. Die Carnes-Hand wird als Zweizughand und Einzughand ausgebildet. Die Carnes-Zweizughand ist in Abb. 74 schematisch dargestellt. Eine Schnecke 1 kann durch Zug an einem von zwei auf ihrer Achse aufgewickelten Riemen 2 und 3 in zwei Drehrichtungen gedreht werden und greift

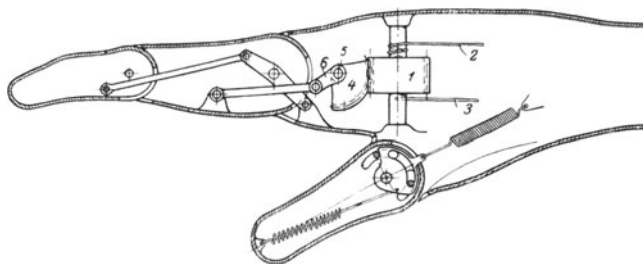


Abb. 74. Die Carnes-Zweizughand. Hand mit aktiver Sperrung.

in Schneckenrad 4 ein, das über eine Achse 5 und an ihr befestigte einarmige Hebel 6 die Drehbewegung der Schnecke in Schließbewegung der Finger umsetzt, mit Hilfe der an die Hebel 6 angelenkten Fingergestänge. Die Finger sind doppelt gegliedert und einzeln auf verschiedenen Achsen am Handkörper befestigt. Der Daumen ist in bestimmten Grenzen federnd angeordnet.

Die Abb. 75 zeigt die Diagramme der Carnes-Zweizughand. Nach Anspannung des Zuges im Diagramm „Schließen der Hand“ Punkt 1 beginnen die Finger zu schließen und berühren bei Punkt 2 den Daumen. Die Hand ist geschlossen und gesperrt. Infolge der im Riemenzug zum Schließen noch vorhandenen Spannung fällt das Diagramm von hier aus nicht genau parallel der Ordinatenachse ab. Es ist ersichtlich, daß sich der Riemenzug beim Entspannen

um etwa 3 mm zusammenzieht, bis er bei Punkt 3 des Diagramms vollkommen spannungslos ist. Das Öffnen der Hand geschieht durch Schnur 3 und ist bei



Abb. 75. Diagramme der Carnes-Zweizughand.

Punkt 2 des Öffnungs-Diagrammes beendet. Von hier aus fällt die Kurve wie im Diagramm „Schließen der Hand“ bis Punkt 3 ab. Die Diagramme für stärkere

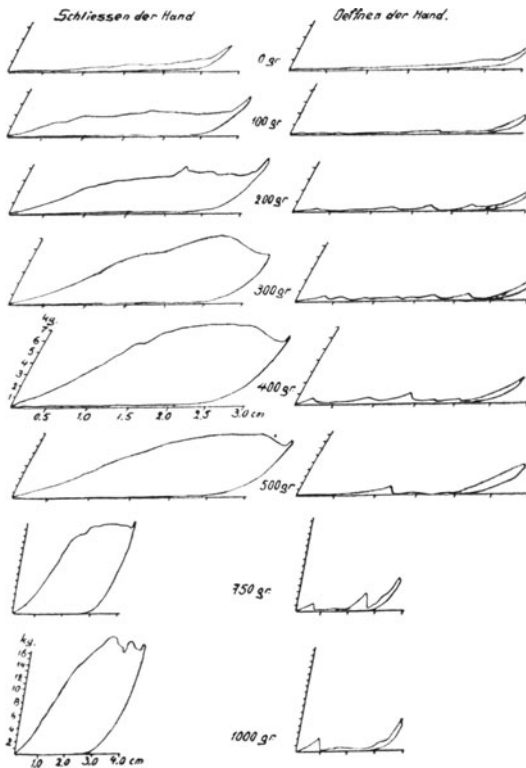


Abb. 76. Diagramme der Carnes-Zweizughand für verschiedene Belastungen.

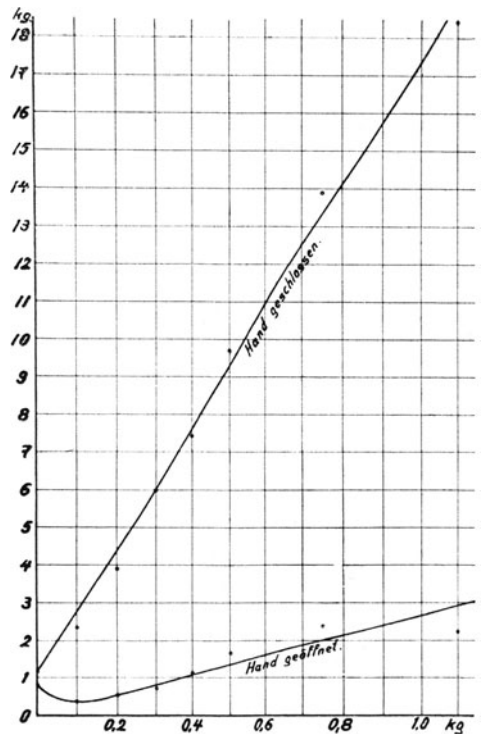


Abb. 77. Kurven der Carnes-Zweizughand.

Fingerbelastungen Abb. 76 zeigen in ihrem der Strecke 1—2 entsprechenden Verlaufe zunächst ein starkes Ansteigen der Schließkraft, die dann wieder bis

Punkt 2 abfällt. Das starke Ansteigen ist verursacht einerseits durch die bei Beginn des Handschlusses ungünstigen Momentenarme des Fingergestänges, die gegen das Ende zu größer werden, andererseits durch die Reibung der Ruhe zwischen Schnecke und Schneckenrad, die jetzt unter erheblichem Druck ineinander fassen. Ist Schnecke und Schneckenrad erst in Bewegung, so ist nur die geringere Reibung der Bewegung zu überwinden, was aus dem Absinken der Kurven bis Punkt 2 erkenntlich ist. Der Trommelweg des Indikators genügte bei einer Belastung von 750 g nicht mehr, da das Diagramm zu lang wurde. Infolgedessen wurde der wegvergrößernd wirkende Flaschenzug ausgeschaltet, wodurch der Winkel, den die Achsen des Koordinatensystems einschließen, größer wird, wie aus der Abb. 76 ersichtlich, und die Diagrammlänge auf den dritten Teil verkürzt wird. Die aus den Maximas der Handschluß-Diagramme in Abb. 77 aufgezeichnete Schließkurve zeigt ein starkes Ansteigen, welches durch das große Übersetzungsverhältnis von Schnecke und Schneckenrad bedingt ist. Die Öffnungskurve in Abb. 77 sinkt zunächst ab und zwar so lange, wie das Gewicht der Finger durch die Belastung an den Fingerspitzen aufgehoben wird. Wird die Belastung größer, so legen sich die anderen Flanken von Schnecke und Schneckenrad gegeneinander, es entsteht wieder ein Druck, der bei stärkeren Belastungen auch stärkere Öffnungskräfte erfordert (ersichtlich aus dem Ansteigen der Kurve). Auch bei der Carnes-Hand ist der große zum Handschluß und Öffnen benötigte Weg (etwa 27 mm) für die Ausrüstung Sauerbruch-Amputierter mit der Hand ungünstig.

Die Carnes-Einzughand.

Die Carnes-Einzughand Abb. 78 zeigt dasselbe Getriebe wie die Zweizughand, nur sind hier die beiden Züge 2 und 3 zu einer Trommel geleitet, in der ein Umschaltgetriebe mit Nockenwelle die stets gleiche Drehrichtung des Zuges 8 abwechselnd in Rechts- und Linksdrehung umsetzt.

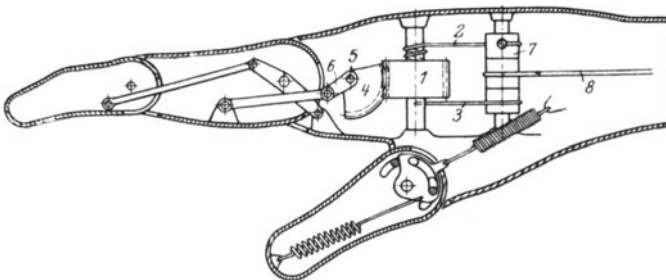


Abb. 78. Die Carnes-Einzughand. Hand mit aktiver Sperrung.

Wie Abb. 79 zeigt, bleiben die Wege zum Handschluß und Handöffnen bei beiden Händen etwa dieselben, jedoch ist der Kraftverbrauch der Carnes-Einzughand wesentlich größer als der der Zweizughand. Der Unterschied ist nur auf die Betätigung des Umschaltgetriebes zurückzuführen und das Diagramm „Schließen der Hand“ veranschaulicht bis Punkt 1 das Anspannen des Zuges 8. Bei über den ganzen Schließbereich gleichbleibender Kraft erreicht

die Hand bei Punkt 2 die geschlossene Stellung. Eine am Umschaltwerk angebrachte Zugfeder beginnt bei Punkt 3 die Riemenschnur 8 zur Handbetätigung

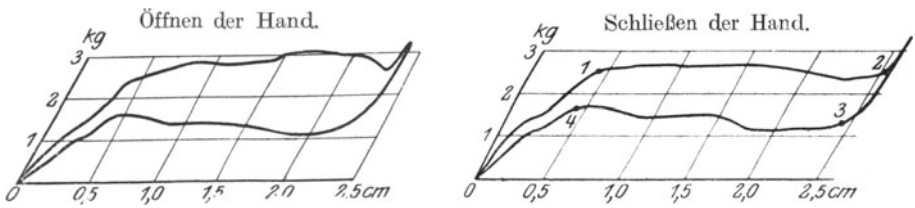


Abb. 79. Diagramme der Carnes-Einzughand.

wieder auf die Trommel aufzurollen. Ihre Stärke ist aus dem Verlauf der von 3 bis 4 verlaufenden Kurve ersichtlich. Von Punkt 4 ab zieht sich Schnur 8

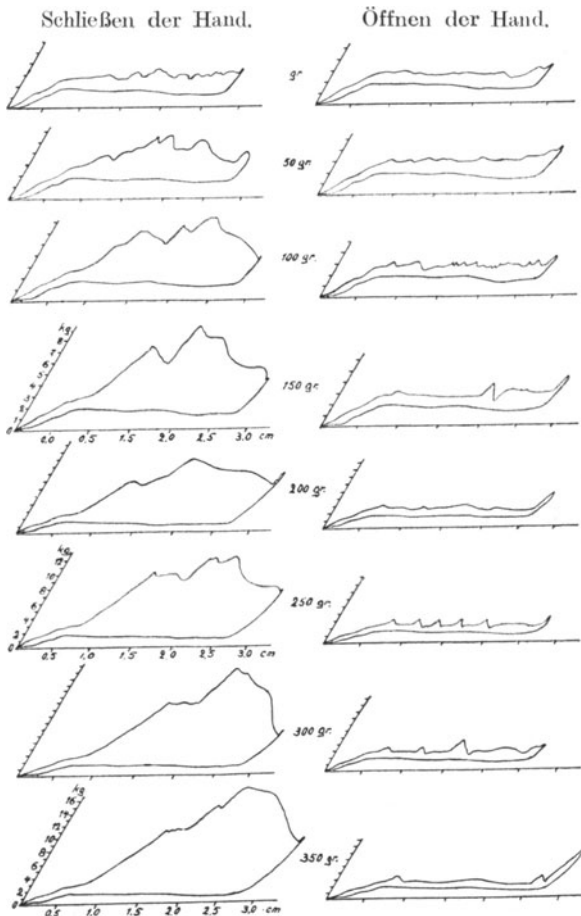


Abb. 80. Diagramme der Carnes-Einzughand für verschiedene Belastungen.

wieder um ihre elastische Dehnung zusammen, bis sie im Nullpunkt ihre normale ursprüngliche Länge erreicht hat. Für die Betrachtung des Diagramms

„Öffnen der Hand“ gelten dieselben eben angeführten Gesichtspunkte. Das Diagramm ist auch dem Diagramm für den Handschluß nahezu gleich.

Die in der Zusammenstellung von Diagrammen der Carnes-Einzughand Abb. 80 wiedergegebenen Kurven zeigen im allgemeinen denselben Verlauf wie die der Zweizughand, nur sind die von Punkt 1 bis 2 verlaufenden Linien „Öffnen der Hand“ und „Schließen der Hand“ zackiger wie die der Carnes-Zweizughand (Abb. 76). Dies ist dadurch begründet, daß die Finger infolge des noch zwischengeschalteten Umschaltriebes viel träger dem Zuge 8 folgen. Die

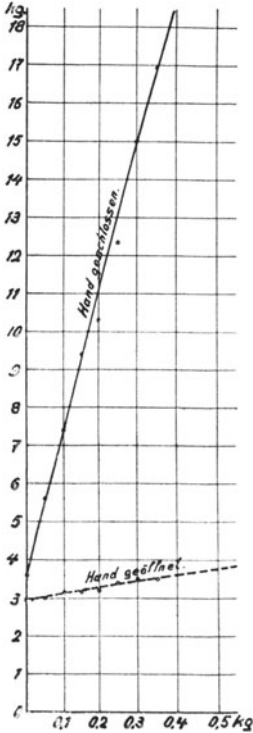


Abb. 81. Kurven der Carnes-Einzughand.

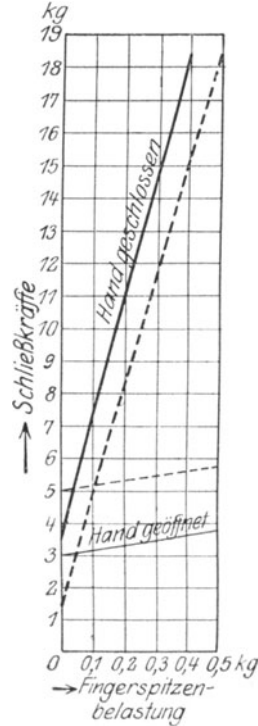


Abb. 82. Kurven der Carnes-Einzughand mit eingebauter Schließfeder.

in Abb. 81 wiedergegebene Schließkurve zeigt noch wesentlich steileren Verlauf wie die der Carnes-Zweizughand. Auch die Öffnungskurve zeigt sofort ansteigenden Verlauf, weil bei dem zwischengeschalteten Umschaltriebe das Gewicht der Finger nicht mehr in Betracht kommt. Für die Ausrüstung Sauerbruch-Amputierter kommt die Carnes-Hand nur für Leute mit großem Zug und starken Kräften in Betracht.

Durch die Ergebnisse der hier geschilderten Messungen an Händen wurde die Anregung gegeben, für eine leicht vorzunehmende Änderung der Carnes-Hand, sowohl Zweizug- wie Einzughand¹⁾, durch die die Hand besonders für Sauerbruchamputierte geeigneter wird. Es sei angenommen, der Amputierte, der

¹⁾ Deutsches Reichs-Patent ist angemeldet.

mit einer Carnes-Hand ausgerüstet werden soll, habe bei 7 kg noch den benötigten Weg von 27 mm zur Verfügung, so könnte er die Hand noch gut öffnen (siehe Kurven Abb. 82) bei einem Gegendruck von mehr wie 100 g jedoch schon nicht mehr schließen. Wird nun eine Feder in der Hand angebracht, die beim Handöffnen gespannt wird, so wird durch sie die Kurve für das Öffnen der Hand — die Feder beanspruche 2 kg — um 2 kg nach oben parallel verschoben, die Kurve für das Handschließen um 2 kg nach unten, da die Feder den Handschluß unterstützend wirkt. Der Amputierte würde dann die Hand noch gegen einen Druck von 150 g schließen können, was für denselben eine Steigerung des Fingerdruckes um 50% bedeutet. Nebenbei hat eine solche Feder noch den Vorteil, den toten Gang zu beseitigen, wodurch die Schließkurven des Diagramms gleichmäßiger ohne Zacken verlaufen würden.

Vergleich der verschiedenen untersuchten Hände.

Zu allen untersuchten Händen ist für jede Hand eine Schließkurve für verschiedene Belastungen aufgezeichnet. In Abb. 83 sind diese Schließkurven

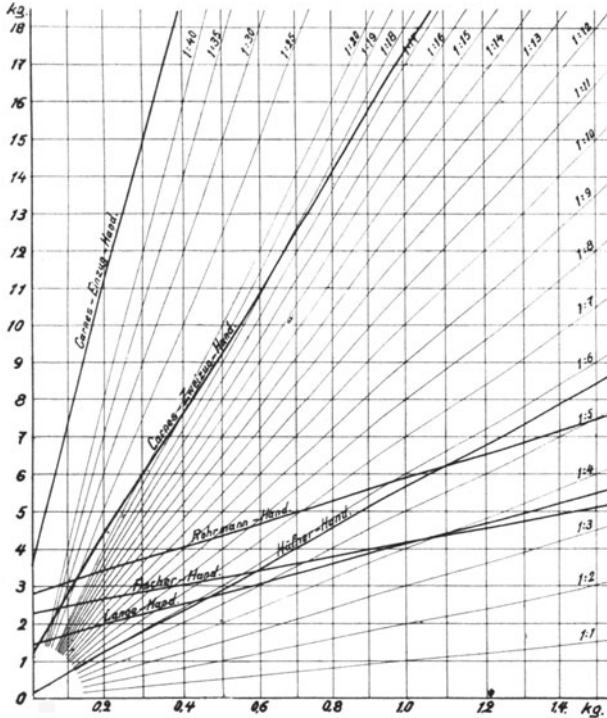


Abb. 83. Schließkurven verschiedener untersuchter Hände für verschiedene Belastungen an den Fingerspitzen.

alle zusammengestellt. Die strahlenförmig vom 0-Punkt ausgehenden Linien stellen die verschiedenen Übersetzungsverhältnisse zwischen Belastung und aufgewandter Kraft dar. Die zu jeder Schließkurve parallel verlaufende Übersetzungslinie stellt jeweils das Übersetzungsverhältnis der betreffenden Hand

dar, welches in bezug auf Kraftverbrauch um so günstiger wird, je mehr sich die Neigung der Schließkurven der wagerechten Linie nähern. Am meisten nähert sich der wagerechten die Schließkurve der Fischerhand, sie hat also das günstigste Übersetzungsverhältnis mit etwa 1 zu $1\frac{1}{2}$. Ihr nahezu gleich kommen die Lange- und die Rohrmannhand mit Übersetzungsverhältnissen von 1 bis $1\frac{1}{2}$ bis $2\frac{1}{2}$ auch die Hühner-Hand hat noch ein ganz günstiges Übersetzungsverhältnis (1 zu $5\frac{1}{2}$). Wesentlich ungünstiger gestaltet sich dasselbe jedoch bei der Carnes-Zweizughand mit 1 zu 16 und erreicht bei der Carnes-Einzughand mit 1 zu 40 seinen größten Wert. Aus der Abb. 83 geht hervor, daß da, wo es darauf ankommt, starke Drücke zwischen den Fingerspitzen zur Verfügung zu haben, die Carnes-Hand sowohl Zweizug wie Einzug nicht mehr in Betracht kommt, mit anderen Worten, als Greifhand eignet sich die Carnes-Hand nicht, was ja auch schon die praktische Erfahrung vieler Amputierter gelehrt hat. Ihr Vorteil besteht in der leichten Hakenbildung der Finger unter sicherer Selbstsperrung derselben in jeder Lage, die das Hauptmerkmal der Haltehände ist. Sie ist daher eine typische Haltehand. Die übrigen Hände werden durch die Abb. 83 durch ihre günstigen Kraftübersetzungsverhältnisse als Greifhände gekennzeichnet. Die verschiedenen großen Kräfte beim Handschluß bei Belastung von 0 kg der verschiedenen Hände sind durch ihren mehr oder weniger komplizierten Mechanismus und durch ihre Ausrüstung mit verschiedenen starken Federn bedingt. In einigen Fällen könnten durch einfache konstruktive Änderungen diese Kräfte herabgesetzt werden. Häufiger ist es jedoch möglich, die eingebauten Federn schwächer zu machen und so die ganze Schließkurve sich selbst parallel (ähnlich wie bei der Carnes-Hand) mit unter um ein beträchtliches Stück herabzusenken.

Untersuchungen an Armen.

Als Kraftverbraucher, die an die Kraftquellen anzuschließen sind, sind bis jetzt nur Hände betrachtet worden. Sofern der Kunstarmträger unterarmamputiert ist, entspricht dies auch den Tatsachen. Nur in den seltensten Fällen wird dann zwischen Hand und durchbohrtem Muskel als Kraftquelle noch ein kraftverbrauchender Mechanismus eingeschaltet. Etwas ändern sich die Verhältnisse, wenn der Prothesenträger oberarmamputiert ist, so daß der Zug zur Bedienung der Hand durch das Ellbogengelenk laufen muß, wo zu seiner richtigen Führung eine oder mehrere Rollen angeordnet werden müssen. Die Rollenführung macht einen gewissen Kraftverbrauch notwendig, der nun noch zu dem der Hand hinzukommt. Dieser Kraftverbrauch der Rollenreibung ändert sich mit dem Umfassungswinkel der Rolle, der wieder von den verschiedenen Ellbogen-Beugelagen abhängig ist. Auch könnte vor allem bei ungenauer Herstellung der Rolle von erheblichem Einfluß sein, ob die Rolle in einer senkrechten Ebene oder in einer schief liegenden Ebene läuft. Die Laufebene der Rolle ist abhängig von der Lage des Armes im Raum. Um nun einen Überblick zu bekommen, um wieviel die zum Handschluß aufzuwendende Kraft durch die Zwischenschaltung solcher Getriebe vergrößert wird und welchen Einfluß die verschiedene Armstellung im Raum auf den Kraftverbrauch hat, wurden Arme verschiedener Konstruktionen und der schon zum

Messen des Kraftverbrauches von Händen benutzte Apparat auf ein in den Abb. 84 bis 85 dargestelltes Brett aufgespannt. Die Aufspannvorrichtung ermöglicht, den Arm in jede schräge Ebene einzustellen (Abb. 84), außerdem den Unterarm um einen beliebigen Winkel gegen den Oberarm zu beugen und in allen diesen Lagen den Kraftverbrauch zu messen. Beugungswinkel des Unterarmes und Schiefstellung der Armebene wurden an angebrachten Skalen abgelesen. In Abb. 86 ist der Kraftverbrauch zum Handschluß abhängig von



Abb. 84. Aufspannvorrichtung für Kunstarme, die gestattet, den Kunstarm mit Hand in allen Lagen im Raume zu prüfen.

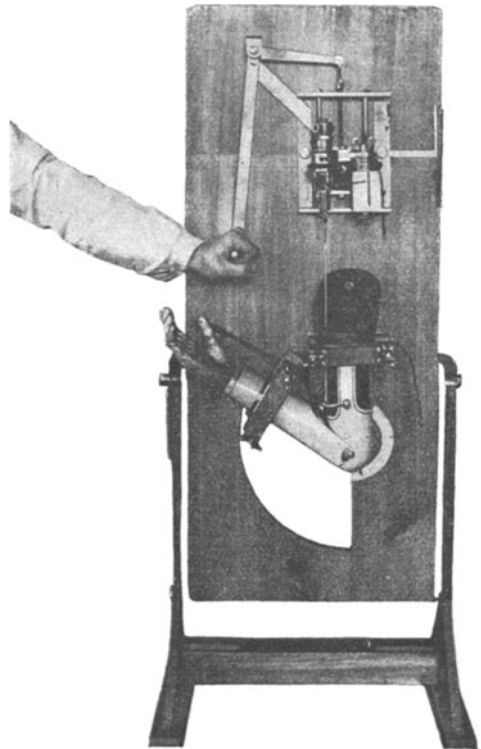


Abb. 85.

den verschiedenen Beugungswinkel des Armes für einen Carnes-Arm mit nur einer Rolle im Ellbogengelenk aufgezeichnet worden. Sie zeigt, daß eine Differenz des Kraftverbrauches für verschiedene Winkellagen kaum besteht. Der Kraftverbrauch beim Handschluß durch die Rollenführung im Ellbogengelenk ist nur etwa 10—15% größer wie der der Carnes-Einzughand allein.

In dieselbe Abbildung sind die Kurven für einen Arm für Sauerbruch-Operierte mit Carnes-Hand mit komplizierterer, aus mehreren Rollen bestehenden Führung im Ellbogengelenk eingetragen worden. Während beim Versuch mit vorigem Arm als Zugorgan eine Riemenschnur verwendet war, ist bei diesem Arm als Zugorgan eine Kette verwendet worden, die den Vorteil besitzt, undehnbar zu sein. Aus der dargestellten Kurve geht hervor, daß innerhalb eines

Beugungsbereiches bis 110° ein wesentliches Anwachsen des Kraftverbrauches nicht festgestellt werden konnte, darüber hinaus steigt die Kurve dann sehr schnell an, so daß in vollkommen gebeugter Lage ein Handschluß ohne Bruchgefahr für Arm und Meßapparate nicht mehr erreicht werden konnte. Die

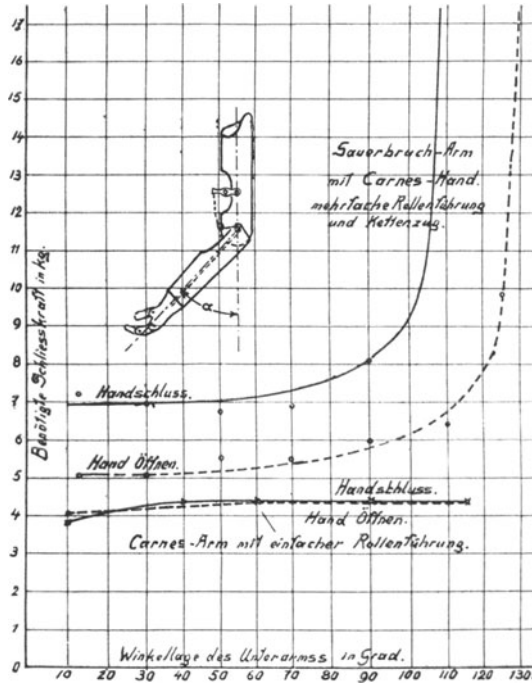


Abb. 86. Kraftverbrauch von Armen.

Kurve zeigt, daß die benutzte Ellbogenrollenführung für starke Beugungswinkel unbrauchbar war. Ein Unterschied des Kraftverbrauches für ein und denselben Arm bei verschiedenen Ebenen, in denen der Arm lag, z. B. zwischen wagerechter und senkrechter Ebene, war nicht festzustellen.

Die Versuche zeigen, daß durch die angewandte Meßmethode die Quellen von Fehlern in der Konstruktion von Armen und Händen leicht festgestellt werden können.

Hauptteil III.

Kraftquellen und Kraftverbraucher.

Die Meßmethoden des Hauptteiles I ermöglichen die Feststellung der vorhandenen Kräfte und Wege der Kraftquellen. Die Meßmethoden des Hauptteiles II ermöglichen die Feststellung der benötigten Kräfte und Wege der Kraftverbraucher

1. bei Leergang (Erzielung des Handschlusses),
2. bei Nutzeffekt (Erzielung eines bestimmten Druckes zwischen den Fingerspitzen).

Der Beweis für die Richtigkeit der sich aus Hauptteil I und II ergebenden und daselbst angeführten Folgerungen ist noch zu liefern. Derselbe ist erbracht, wenn durch Versuch erwiesen wird, daß die Vorausberechnungen bezüglich zusammenpassender Kraftquellen und Kraftverbraucher stimmen. Folgende zwei Beispiele beweisen die Richtigkeit solcher Vorausberechnungen.

In Abb. 87 ist der Oberarm eines im Ellbogengelenk Exartikulierten mit Sauerbruchkanal im Bizeps dargestellt. Die Kraftwegmessung des Bizeps nach vorbeschriebener Art ergab die in Abb. 88 aufgestellten Kurven 1 und 2. Von den in der Abb. 88 nicht eingezeichneten Kurven 3 und 4 für abnehmende Belastung wurde nur der erste Versuchspunkt, in der Abbildung mit einem Kreuz bezeichnet, festgelegt. Entsprechend den Versuchen, die im ersten Abschnitt behandelt sind, wurden nun die Kurven 5 und 6 gezogen, aus denen sich Kurve 7 ergibt. Die großen Kräfte und Wege, welche die im Hauptteil I gemessen um das Doppelte übersteigen, sind erklärlich, wenn man bedenkt, daß der

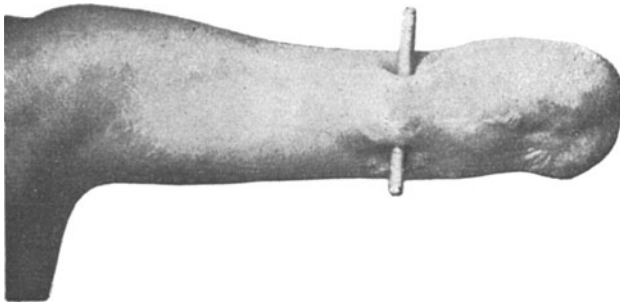


Abb. 87. Langer Oberarmstumpf (Exartikulation im Ellbogengelenk) mit Durchbohrung des Bizeps (zu Abb. 88).

Mann noch den ganzen Oberarm besaß und schon seit $1\frac{1}{2}$ Jahren seinen Kunstarm täglich im Gebrauch hatte, wodurch sich der noch vollkommen unversehrt vorhandene Muskel stark gekräftigt hatte. Die Messung dürfte das Höchstmögliche an Kraft und Weg darstellen. Der Mann war mit einem Arm mit Carnes-Einzughand ausgerüstet, für die in Abb. 81 die Schließkurve wiedergegeben ist. Aus der Messung der Kraftquelle und den als bekannt vorauszusetzenden Diagrammen (Abb. 80) und der Schließkurve (Abb. 81) der Hand muß es möglich sein, festzustellen, bei wieviel Belastung an den Fingerspitzen die Hand noch geschlossen werden kann. Aus den Diagrammen für Handschluß (Abb. 89) ist zu ersehen, daß der Punkt, bei dem die Hand geschlossen ist, für Belastung von 350 g etwa bei 9 kg (Weg 32 mm) liegt. Der höchste Punkt des Diagramms, für den etwa 18 kg aufzuwenden sind, liegt bei einem Weg von 20 mm. Nun ist im Kraftweg-Diagramm des Bizeps (Abb. 81) zu untersuchen, ob bei den benötigten Wegen die verlangten Kräfte noch vorhanden sind. Es ergibt sich, daß für einen ausnutzbaren Hubweg von 20 mm dem Mann noch 18 kg zur Verfügung stehen, desgleichen 32 mm für eine Kraft von 9 kg. Für 400 g Belastung liegt der Punkt für vollkommenen Handschluß der Hand im Diagramm (Abb. 89) bei 12 kg Belastung, wobei ein Weg von 32 mm benötigt war. Das Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 88) zeigt, daß dem Amputierten bei 12 kg nur

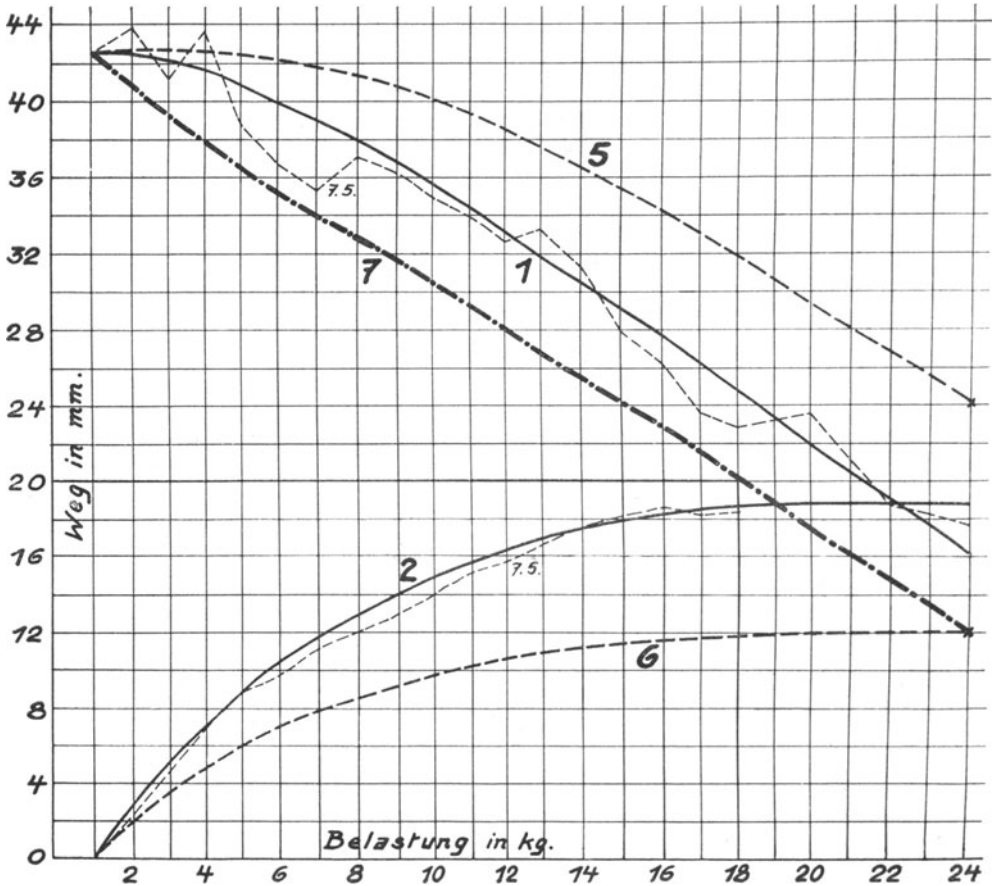


Abb. 88. Kraft-Weg-Diagramme des Bizeps. Amputierter: Ru.

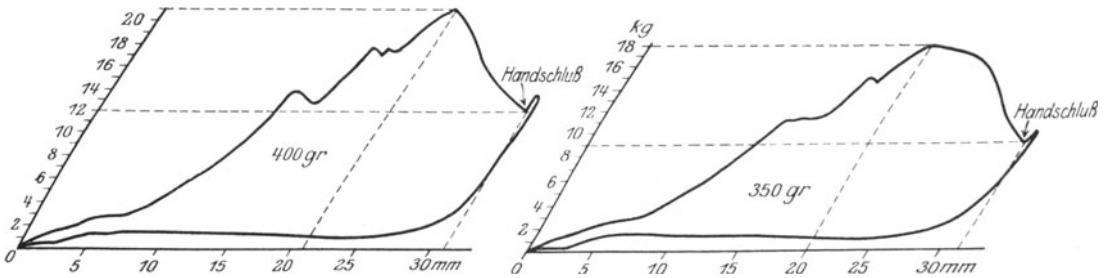


Abb. 89. Diagramme des Carnes-Armes mit Einzug-Hand (aufgenommen mit dem in Abb. 84 und 85 abgebildeten Apparat).

noch ein Weg von 28 mm zur Verfügung steht. Der Amputierte dürfte nach diesen Betrachtungen kaum in der Lage sein, gegen einen Druck von 400 g an den Fingerspitzen die Carnes-Einzughand zu schließen. Die Abb. 90 zeigt

den Versuch, der die Richtigkeit dieser im voraus berechneten möglichen Leistung ergab. Bei 350 g Belastung wurde die Hand noch geschlossen, bei 400 g wurde sie nicht mehr vollkommen geschlossen. Dem Amputierten fehlte bei der hohen Belastung der zum völligen Handschluß notwendige Weg. Durch einen Kontrollversuch wurde auch noch durch die in Abb. 91 wiedergegebene, der Abb. 90 entsprechende Aufspannung des Armes mit dem Indikator genau die Kraft festgestellt, die der Amputierte vorher zum Schluß der Hand gegen dieselbe Belastung aufzuwenden hatte. Diese Messung ergab das gleiche Ergebnis.

Als zweites Beispiel wurden nach denselben Richtlinien Versuche an einem Unterarmamputierten mit Kanal im Handbeuger und Handstreckter

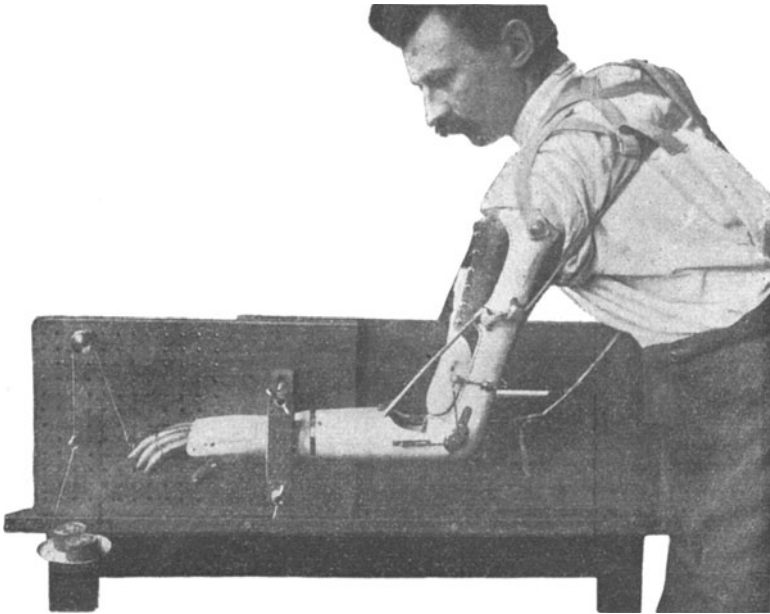


Abb. 90. Feststellung des durch Muskelanzug erreichbaren größten Fingerdruckes (Carnes-Einzieh-Hand).

vorgenommen, der in Singen in den Werkstätten für Sauerbruch-Operierte mit einer künstlichen Hand nach Abb. 92 ausgerüstet war. Der Handbeuger arbeitete auf Schluß der Hand, der Handstreckter auf Öffnen. Die Prothese war so eingestellt, daß der Handbeuger mit etwa 1 kg vorgespannt war, so daß für denselben das Kraftwegdiagramm Abb. 37 galt (siehe Seite 36, Abb. 37 und 38). Dasselbe zeigt, daß bei einem Kraftaufwand von etwa 7 kg noch der zum Schließen benötigte Weg von 13 mm zur Verfügung steht, das würde nach Abb. 59 der Schließkurve der Hüfnerhand bedeuten, daß die Hand noch gegen einen Fingerdruck von etwa 1,2 kg geschlossen werden kann. Der in Abb. 93 dargestellte Versuch ergab die Richtigkeit dieser Berechnung. Nun wurde dem Handbeuger eine größere Vorspannung gegeben, indem der den Muskel mit der Hand verbindende Zug verkürzt wurde. Die Hand konnte nun noch gegen den wesentlich

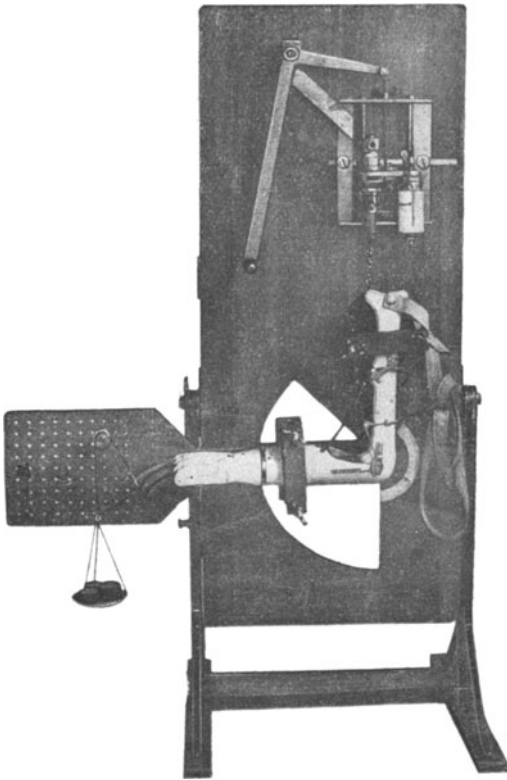


Abb. 91. Versuchseinrichtung zur Feststellung der zur Erreichung des größten Fingerdruckes (Abb. 90) aufgewandten Kraft.



Abb. 92. Sauerbruch-Unterarm mit Hühner-Hand.

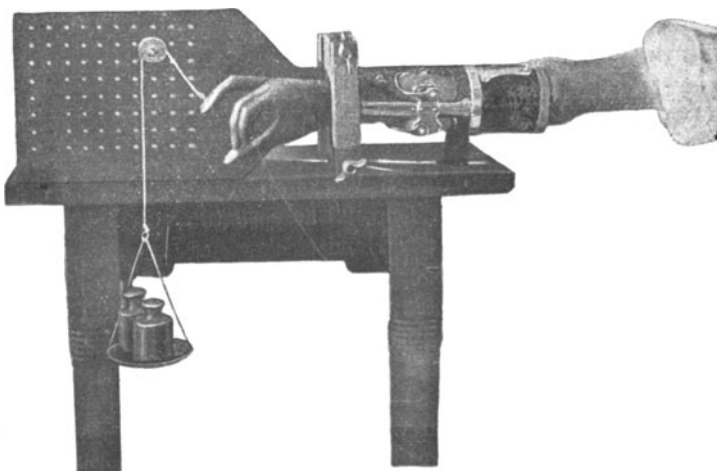


Abb. 93. Feststellung des durch Muskelzug erreichbaren größten Fingerdruckes (Sauerbruch-Unterarm mit Hühner-Hand).

höheren Druck von 1,6 kg geschlossen werden. Der Versuch lieferte den Beweis für das, was auf Seite 42 über den Wert möglichst hoher Vorspannungen der

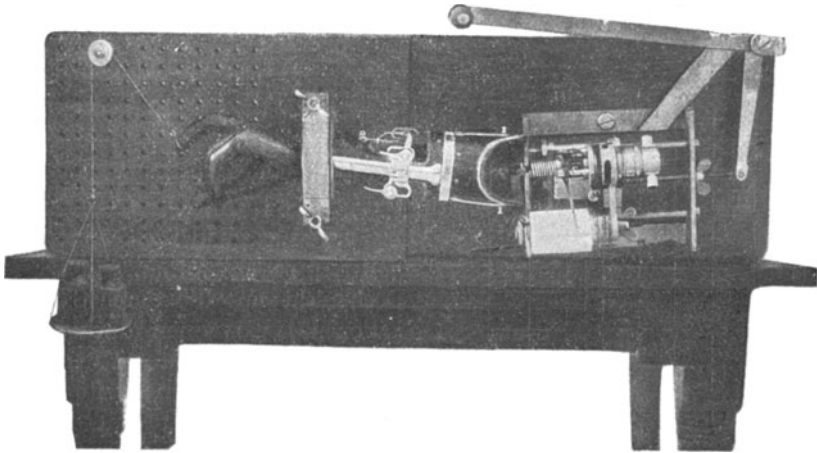


Abb. 94. Feststellung der zur Erreichung des größten Fingerdruckes (Abb. 93) aufgewandten Kraft.

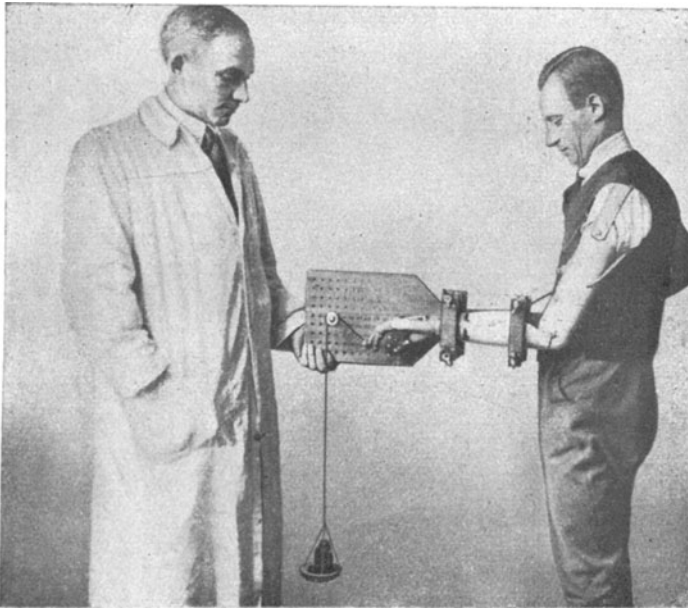


Abb. 95. Messung indirekter Kraftquellen (Carnesstoß) durch Feststellung des erreichbaren größten Fingerdruckes unter Zuhilfenahme aufgestellter Kraftverbrauchskurven (Abb. 96).

Muskeln Sauerbruch-Operierter gesagt ist. Abb. 94 zeigt wieder den Kontrollversuch, durch den mit dem Indikator die vom Amputierten zum Schließen der Hand aufgewandte Kraft genau festgestellt wurde.

Messungen an Kunstarmträgern.

Rückschließend über die aufgestellten Diagramme und Kraftverbrauchs-

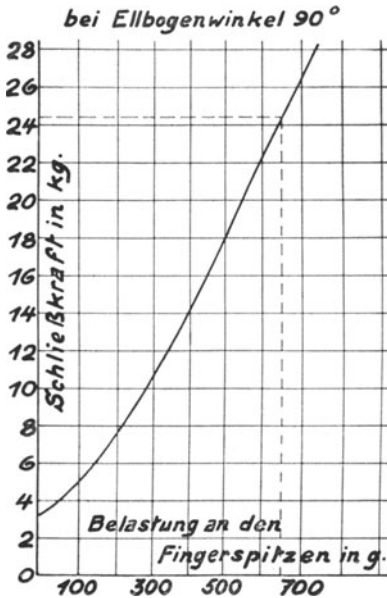


Abb. 96. Schließkurve für den Carnes-Arm (Einzug).

kurven von Armen und Händen konnten durch Kontrollversuche (Abb. 90—94) die vorhandenen Kräfte und Wege benutzter direkter Kraftquellen festgestellt werden. Die im Hauptteil II benutzte Apparatur kann also direkt zur Messung direkter Kraftquellen benutzt werden ohne die Apparatur des Hauptteiles I. Allerdings muß zu diesem Zwecke ein Kunstglied für den betreffenden Amputierten schon vorhanden sein.

Doch nicht nur die durch Sauerbruch-Operationen gewonnenen direkten Kraftquellen können so gemessen werden, sondern auch alle indirekten Kraftquellen, wie solche z. B. zur Betätigung des normalen Carnes-Armes verwandt werden. Die Apparatur des Hauptteiles II läßt sich direkt zu solchen Versuchen übernehmen. Als Beispiel sei hier noch die Messung der bei Betätigung des Carnes-Armes im Schulterstoß liegenden Kräfte angeführt. In Abb. 95 ist eine Carnes-Einzughand entsprechend Abb. 78 durch Gewichte an den Fingerspitzen belastet. Der Oberarmamputierte konnte dieselbe noch schließen gegen einen Druck von 650 g.

Nach der für den benutzten Arm aufgestellten Kraftverbrauchskurve entsprach dieser Belastung eine Kraft von 24—25 kg bei einem Hub von 30 mm (Abb. 96).

In gleicher Weise können nach Anfertigung entsprechender Bandagen so auch Schulterhub, Rückenwölbung und andere zur Armbetätigung in Betracht kommende indirekte Kraftquellen gemessen werden.

Lebenslauf.

Am 19. Februar 1892 wurde ich in Burgdorf, Kreis Wolfenbüttel, geboren und bin lutherischer Konfession. In Elberfeld, wohin mein Vater als Lehrer versetzt wurde, besuchte ich zunächst die Oberrealschule, dann das Realgymnasium. Zwecks Ableistung meiner praktischen Arbeitszeit (Eisenwerk G. und J. Jäger, G. m. b. H., Elberfeld) unterbrach ich 1909 meine Schulzeit und erwarb mir 1912 auf dem Kgl. Realgymnasium zu Elberfeld das Reifezeugnis. Seitdem studierte ich bis zum Ausbruch des Krieges allgemeinen Maschinenbau an der Technischen Hochschule zu Berlin und ging 1914 als Kriegsfreiwilliger ins Feld. Eine Verwundung der rechten Hand Januar 1915 machte mich für den Militärdienst unbrauchbar. 1916 nahm ich mein Studium wieder auf und bestand November 1917 mein Diplom-Examen.

An der Prüfstelle für Ersatzglieder Charlottenburg, wo ich seitdem tätig war, fand ich Gelegenheit, als Mitarbeiter des Herrn Prof. Dr. Ing. G. Schlesinger Untersuchungen an Kunstgliedern anzustellen, über die in vorliegender Arbeit berichtet wird.

Es drängt mich, auch an dieser Stelle Herrn Prof. Dr. Ing. G. Schlesinger, der mich mit seinem Rat in allen Stadien der Arbeit stets wohlwollend unterstützte, meinen besonderen Dank auszusprechen. Ferner gebührt mein Dank Herrn Sanitätsrat Dr. R. Radike, dem Geschäftsführer der Prüfstelle, der sich stets die Förderung meiner Arbeiten angelegen sein ließ, und dem Personal der Prüfstelle, das jederzeit bereitwilligst seine Arbeitskraft in den Dienst meiner Untersuchungen stellte.