

Р.И. БУРЛАКОВ, Ю.Ш. ГАЛЬПЕРИН, В.М. ЮРЕВИЧ

ИСКУССТВЕННАЯ ВЕНТИЛЯЦИЯ ЛЕГКИХ

принципы - методы • аппаратура



Москва. «Медицина» 1986

ББК 54.5
Б 90
УДК 615.816+615.835.32/39

Рецензенты: Л.Л. Бунятян, д-р мед. наук, проф.;
В.Г. Градецкий, д-р техн. наук

Бурлаков Р.И., Гальперин Ю.Ш., Юревич В.М.

Б 90

Искусственная вентиляция легких (принципы, методы, аппаратура). — М.: Медицина, 1986. — 240 с., ил. 70 к. 12000 экз.

В книге представлены некоторые аспекты физиологии, биомеханики и патологии дыхания, служащие основой для искусственной вентиляции легких (ИВЛ). Рассмотрены принципы ИВЛ, в частности функциональные критерии перехода от спонтанного дыхания к ИВЛ, а также реализация автоматического управления ИВЛ с использованием биологической информации. Дан критический анализ методов искусственной вентиляции, таких как высокочастотная и вспомогательная ИВЛ. Описаны устройство и принцип действия различных групп современных аппаратов ИВЛ.

Книга рассчитана на анестезиологов-реаниматологов и хирургов, инженеров и конструкторов.

4110000000 — 246
Б — — — — — — — 77 — 86
039(01) — 86

ББК 54.5

(б) Издательство «Медицина», Москва, 1986

ПРЕДИСЛОВИЕ

Искусственная вентиляция легких (ИВЛ) является одним из наиболее важных и эффективных методов лечения в современной анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии. Вслед за хирургией, травматологией и невропатологией этот метод все больше используется в клинике внутренних и инфекционных болезней, в акушерстве и педиатрии. Расширяется применение ИВЛ у больных с хроническими заболеваниями легких с использованием широко доступных нетравматичных методов вспомогательной вентиляции, в том числе в амбулаторных условиях.

Отечественное медицинское приборостроение значительно увеличило выпуск различных типов аппаратов ИВЛ, и все большее число врачей применяют их в повседневной работе. Современный аппарат ИВЛ представляет собой сложное устройство, требующее специальных знаний у врачей и обслуживающего персонала. Отсутствие таких знаний приводит к долгому «привыканию» к аппарату и неумелому его использованию, иногда ведущему к серьезным последствиям. Знание аппаратуры ИВЛ, грамотное и рациональное ее использование являются отправной точкой успешного применения респираторной терапии.

Именно поэтому книга рассчитана прежде всего на анестезиологов и реаниматологов. В книге рассмотрены принципы и методы ИВЛ, проанализирована взаимосвязь построения аппаратов с их функциональными характеристиками. Описано устройство и действие различных отечественных аппаратов ИВЛ. Освещены вопросы взаимодействия аппарата и больного, а также показаны специфические свойства новых аппаратов, выпускаемых и осваиваемых производством.

Книга рассчитана также на специалистов — инженеров-разработчиков и конструкторов аппаратуры ИВЛ и технический персонал, занимающийся обслуживанием аппаратуры. Изложение принципов построения аппаратов ИВЛ и особенностей их применения послужит отправной точкой для усовершенствования аппаратуры, ибо досконально знать, как сделано, — это первый шаг к тому, чтобы знать, как сделать лучше.

Глава 1

НЕКОТОРЫЕ АСПЕКТЫ КЛИНИЧЕСКОЙ ФИЗИОЛОГИИ И ПАТОЛОГИИ ДЫХАНИЯ; ПОКАЗАНИЯ К ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Сущность дыхания состоит в газообмене между внешней средой и тканями организма. Этот процесс включает все фазы транспорта кислорода и углекислого газа через воздухоносные пути, кровь и ткани.

Поскольку применение искусственной вентиляции легких (ИВЛ) чаще связано с расстройствами функции внешнего дыхания, целесообразно рассмотреть основные факторы, определяющие эту функцию: легочную вентиляцию, распределение газов и крови в легких, диффузию газов из альвеол в кровь легочных капилляров и обратно, механику дыхания.

ЛЕГОЧНАЯ ВЕНТИЛЯЦИЯ

Вентиляция легких — это смена воздуха в легких, совершаемая циклически при вдохе и выдохе. Легочную вентиляцию характеризуют прежде всего четыре основных легочных объема: дыхательный объем, резервный объем вдоха, резервный объем выдоха и остаточный объем. Вместе они составляют общую емкость легких.

Воздух, оставшийся после обычного, спокойного выдоха (т.е. остаточный объем + резервный объем выдоха), определяется как функциональная остаточная емкость. Положение грудной клетки в конце свободного выдоха, соответствующее функциональной остаточной емкости, обычно принимается за исходное.

Жизненная емкость легких — это объем газа, который может быть выдохнут при максимальном выдохе после максимального вдоха (т.е. дыхательный объем + резервный объем вдоха + резервный объем выдоха).

Наконец, сумма дыхательного объема и резервного объема вдоха составляет емкость вдоха.

Величины легочных объемов и емкостей значительно варьируют. Колебания в норме настолько велики, что целесообразно приводить лишь средние цифровые границы. У взрослых людей максимальная емкость легких составляет 4500 — 6000 мл, из них остаточный объем — 1000 — 1500 мл, резервный объем выдоха — 1500 — 2000 мл, дыхательный объем — 300 — 600 мл, резервный объем вдоха — 1500 — 2000 мл [Дембо А.Г., 1957].

Объем легочной вентиляции удобно определять как объем газа, поступающего в дыхательные пути и покидающего их за определенный отрезок времени. Для этой цели используют минутный объем вентиляции (МОВ), который определяется как сумма дыхательных объемов за минуту. При равных дыхательных объемах МОВ находят умножением дыхательного объема на частоту дыхания.

Существует традиционное представление, по которому нормальным считается равномерное дыхание со стабильными величинами дыхательного

объема и частоты дыхания. Однако Vendixen и соавт. (1965) считают, что вентиляция является нормальной именно при нестабильности ее параметров. Периодическая изменчивость вентиляции, по их мнению, является необходимым условием для поддержания нормальной функции легких.

Mead и Collier (1959) высказали предположение, что при вентиляции с постоянным дыхательным объемом происходит прогрессирующий коллапс альвеол при каждом возврате легких к состоянию покоя и атмосферному давлению. Развитие ателектазов во время ровного дыхания приводит к понижению растяжимости легких и к увеличению физиологического шунтирования; эти явления можно корригировать путем периодической гиперинфляции, сопровождающейся увеличением функциональной остаточной емкости легких. Периодическая гиперинфляция является обязательным компонентом нормального дыхания у человека, ее применение необходимо и при ИВЛ.

Альвеолярная вентиляция и физиологическое мертвое пространство. Хотя объем легочной вентиляции можно определить как объем газа, поступающего в дыхательные пути за определенное время, однако газообмен совершается только в легочных альвеолах, снабжаемых кровью. Следовательно, в газообмене может участвовать только та часть дыхательного объема воздуха, которая попадает в нормально перфузируемые альвеолы. Поэтому наиболее важным показателем легочной вентиляции является объем альвеолярной вентиляции.

Остальная часть общего объема является вентиляцией так называемого мертвого пространства. Мертвое пространство — не часть объема легких, не статическая величина, это величина функциональная, зависящая, например, от величины дыхательного объема. Наиболее правильно определять мертвое пространство как часть дыхательного объема, которая неэффективна для удаления углекислого газа из крови. Это подтверждается модификацией формулы Бора, которую предложил Enghoff:

$$V_D/V_T = \frac{P_{aCO_2} - P_{expCO_2}}{P_{aCO_2}}.$$

Именно отношение объема мертвого пространства к дыхательному объему (V_D/V_T) наиболее информативно.

Общее, или физиологическое, мертвое пространство делится на две части. Первая часть — анатомическое мертвое пространство. Это — объем воздухоносных путей от носа и рта до области функционального соединения бронхов с альвеолами. Величина анатомического мертвого пространства различна у разных людей и зависит от пола, возраста, массы, положения тела и других условий. В среднем она составляет 2,2 мл/кг [Radford, 1954]. Однако объем анатомического мертвого пространства у одного и того же человека далеко не всегда равен стереометрическому объему воздухоносных путей и является величиной относительной: при очень больших дыхательных объемах анатомическое мертвое пространство может увеличиваться приблизительно на 50%, а при очень малых — уменьшаться почти до неопределяемых размеров. Это подтверждается исследованиями Briscoe и соавт. (1962), а также Nunn и соавт. (1965), которые установили элиминацию углекислого газа

при вентиляции меньшими дыхательными объемами, чем объем воздухоносных путей.

Это имеет большое значение при так называемой высокочастотной ИВЛ малыми объемами. Фактический объем анатомического мертвого пространства может варьировать в зависимости от способа осуществления ИВЛ: через маску, мундштук, трахеальную трубку, трахеостомическую канюлю — и от объема указанных деталей. Кроме того, при определении фактической величины анатомического мертвого пространства нужно учитывать «мертво-пространственный эффект» самого аппарата ИВЛ.

Вторая часть — альвеолярное мертвое пространство — определяется как разность между вычисленными по формулам и номограммам физиологическим и анатомическим мертвыми пространствами. У здорового человека в состоянии покоя альвеолярное мертвое пространство весьма невелико, поэтому физиологическое (общее) мертвое пространство приблизительно равно анатомическому и составляет около 30% дыхательного объема ($V_D/V_T=0,3$ с колебаниями от 0,2 до 0,4).

Увеличение физиологического мертвого пространства, которое приводит к увеличению разности между напряжением углекислого газа в артериальной крови и в выдыхаемом воздухе, может быть следствием различных причин. Основной причиной увеличения отношения мертвого пространства к дыхательному объему является значительное снижение или полное отсутствие кровотока в вентилируемых альвеолах.

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ГАЗОВ И КРОВИ В ЛЕГКИХ

Газообмен зависит не только от абсолютной величины альвеолярной вентиляции, но и от соотношения между вентиляцией и легочным кровотоком (V_A/Q).

У здорового взрослого человека в условиях основного обмена отношение: вентиляция/кровоток составляет $4/5$, так как альвеолярная вентиляция равна приблизительно 4 л/мин, а легочный кровоток — 5 л/мин. Даже у здорового человека при спонтанном дыхании сотни миллионов альвеол, составляющих легкое, вентилируются неравномерно: в любой момент одни группы альвеол и целые участки легкого вентилируются меньше, а другие — больше. Неравномерность вентиляции особенно выражена при некоторых заболеваниях легких, сопровождающихся уменьшением просвета бронхов и бронхиол в отдельных участках легкого, например при бронхиальной астме, эмфиземе, опухолях легкого и т.д.

Неравномерность распределения относится и к легочному кровотоку. Wearn с соавт. (1934) установили, что в любой момент кровь поступает только в часть легочных капилляров. У здорового взрослого человека в состоянии покоя объем крови в легких и кровотоки распределяются не равномерно, а под действием силы тяжести, которая, по мнению А.П. Зильбера (1971), является «основой физиологического механизма регионарного распределения функций легких». Таким образом, в различных положениях тела больший объем

кровотока поступает в соответствующие нижележащие участки легких. Однако также распределяется и дыхательный объем, поэтому в состоянии покоя и в положения стоя вентиляция и кровоток соответствуют друг другу в определенных частях легких. Некоторые патологические состояния легких (пневмония, отек легкого, пневмоторакс, эмболия и тромбоз ветвей легочной артерии), изменения положения тела и ряд других факторов обуславливают меньшее или большее кровоснабжение различных групп альвеол.

Легочные шунты. Общий, физиологический, шунт (Q_s) определяется как часть сердечного выброса крови, которая не участвует в легочном газообмене и возвращается не обогащенной кислородом в левое предсердие в виде венозной примеси к артериальной крови. Общий шунт делится на постоянные (анатомические) и непостоянные (функциональные, или капиллярные) шунты. У здорового взрослого человека сброс крови через анатомические шунты не превышает 2 — 4%. Однако у больных с легочным сердцем, особенно в стадии декомпенсации, шунтирование через внутрилегочные артериовенозные анастомозы может достигать 25 — 30% сердечного выброса.

Функциональные шунты делят на полные и неполные. При полных шунтах кровь, проходящая через альвеолярные капилляры, не меняет газового состава и не артериализуется. Это наблюдается при альвеолярном ателектазе, при котором альвеолы полностью не вентилируются, но сохраняют кровоток. Ателектаз может быть вызван закупоркой бронхов с последующим всасыванием альвеолярного газа, но чаще он является результатом первичного коллапса альвеол. Нельзя считать, что ателектаз (особенно если он несвежий) всегда сопровождается полным шунтом. Объем и распределение легочного кровотока в большинстве зависят от давления в легочных артериях и венах, а последнее в свою очередь — от давления воздуха в различных участках легких. Кроме того, существует так называемый альвеоловаскулярный рефлекс, вызывающий уменьшение перфузии в слабовентилируемых участках легких [Rossier, Buhlmann, 1954]. В конечном итоге от описанного выше зависит, будет ли ателектазированный участок функционировать как шунт или станет «бездействующей единицей».

При неполных функциональных шунтах, возникающих вследствие гиповентиляции достаточно перфузируемых альвеол, кровь, протекающая через гиповентилируемый участок, артериализуется не полностью; в таких случаях возникает эффект так называемого венозного примешивания.

Нарушения в распределении вентиляции и кровотока, аналогичные приведенным выше, могут касаться не всего легкого, а отдельных его частей. На практике чаще встречаются такие ситуации, когда в одном и том же легком могут существовать участки как с нормальным, так и с нарушенным отношением: вентиляция/кровоток. Тем более это возможно при совместной функции обоих легких, в которых имеется множество переходных состояний с самым разнообразным соотношением между вентиляцией и кровотоком. Поэтому практически важно рассмотреть суммарное влияние диспропорции соотношения вентиляция/кровоток на газовый состав крови, поступающей в левое предсердие. Будут рассмотрены случаи, когда общая вентиляция и об-

ший легочный кровоток нормальны, когда в альвеолы поступает смесь газов, соответствующая (по крайней мере в отношении кислорода и углекислого газа) газовому составу воздуха, и когда процессы диффузии нормальны.

Чрезмерная вентиляция (т.е. относительно недостаточное кровоснабжение) некоторых участков легкого не может существенно увеличить нормальное содержание кислорода в крови, оттекающей от этих участков, так как кислородная емкость крови при данном парциальном давлении кислорода в альвеолах постоянна и ограничена. Иными словами, гемоглобин крови не может быть насыщен кислородом более чем на 100%, а растворение кислорода в плазме возможно лишь при повышении парциального давления кислорода в альвеолах. Относительно недостаточная вентиляция других участков легкого приводит к недостаточному насыщению кислородом крови, оттекающей от этих участков.

Недостаточное насыщение кислородом смешанной артериальной крови легочной вены и явится суммарным эффектом неравномерности распределения крови.

Неравномерность распределения вентиляции и кровотока по-разному влияет на выделение углекислого газа и насыщение кислородом, поскольку в относительно гипервентилируемых участках легкого кровь легочных капилляров освобождается от углекислого газа в большей степени, чем в норме. В гиповентилируемых участках элиминация углекислого газа из крови уменьшается. Смешанная кровь, оттекающая по легочной вене, может иметь несколько более высокое, чем в норме, содержание углекислого газа. Однако избыток углекислого газа не так значителен, как недостаток кислорода в тех же условиях. Если же размеры гиповентилируемых участков невелики, то содержание углекислого газа в крови легочной вены можно считать практически нормальным.

ДИФфуЗИЯ

Непременным условием нормального газообмена является нормальный процесс диффузии кислорода из альвеол в кровь легочных капилляров через альвеолокапиллярные мембраны, а углекислого газа — в обратном направлении.

Процесс диффузии кислорода возможен в результате разности P_{O_2} в альвеолах и в крови легочных капилляров. В норме P_{O_2} в альвеолярном воздухе составляет 100 — 110 мм рт. ст., а в венозной крови легочных капилляров — 40 мм рт. ст. Диффузионная способность легких в отношении кислорода определяется количеством кислорода, которое переходит за 1 мин из альвеол в кровь легочных капилляров на каждый миллиметр ртутного столба разности P_{O_2} по обе стороны альвеолокапиллярной мембраны. При нормальной диффузионной способности легких из альвеол в кровь могут диффундировать в 1 мин 6 л кислорода, в то время как необходимое поглощение кислорода в покое составляет около 300 мл/мин.

Не следует представлять диффузионную способность легких как некую константную максимальную величину, характеризующую исключительно «пропускную способность» альвеолокапиллярной мембраны. Прежде всего это конкретная величина, относящаяся к данным условиям функционирования легких, а кроме того, она характеризует диффузионную способность не только альвеолокапиллярной мембраны, но всей легочной системы в целом. Нарушения этой способности легких вследствие ухудшения проницаемости альвеолокапиллярной мембраны наблюдаются относительно редко. Другой разновидностью являются расстройства диффузии вследствие увеличения так называемого расстояния диффузии (утолщение мембран при фиброзе легких, склерозе легочных сосудов, а также отеке легких, интерстициальной пневмонии и др.). Однако более значимой причиной нарушения диффузионной способности легких бывает уменьшение поверхности, через которую осуществляется диффузия. Если эта поверхность уменьшается более чем на $\frac{1}{3}$, то возникают различные расстройства диффузии. Так может быть при обширных резекциях легочной ткани. Но наиболее часто причиной диффузионных расстройств является не абсолютное уменьшение легочной ткани, а уменьшение поверхности нормально функционирующих альвеол, соприкасающихся с функционирующими капиллярами. Таким образом, основной причиной нарушения диффузионной способности легких нужно считать расстройства отношения: вентиляция/кровоток, а главным следствием — увеличение функционального шунтирования.

Диффузионная способность углекислого газа приблизительно в 25 раз больше, чем кислорода, поэтому недостаточности диффузии углекислого газа практически не бывает.

МЕХАНИКА ДЫХАНИЯ

Воздух переходит из внешней среды в альвеолы вследствие разницы давлений и всегда перемещается из области с более высоким давлением в область с более низким. Во время спонтанного вдоха дыхательные мышцы увеличивают объем грудной клетки, что вызывает расширение альвеол. Давление в них становится ниже атмосферного, и наружный воздух поступает в альвеолы. При ИВЛ методом вдувания с перемежающимся положительным давлением в дыхательном контуре аппарата создают давление смеси газов выше атмосферного. Поэтому смесь газов переходит в альвеолы, в которых давление перед началом вдоха близко к атмосферному.

И при спонтанном, и при искусственном вдохе перемещению наружного воздуха в альвеолы противодействуют эластическое и неэластическое сопротивления, которые определяют в конечном итоге силы (давления), необходимые для введения в альвеолы данного объема газа.

Эластическое сопротивление. Эластичность — это свойство сохранять и восстанавливать исходную форму вопреки деформации, вызываемой воздействием внешней силы. Ткани легких и грудной клетки эластичны, поэтому для растяжения легких и грудной клетки при спонтанном вдохе необхо-

димо приложить мышечную силу. Величина этой силы соответствует давлению, которое необходимо для искусственного вдувания в легкие того же объема газа. Величина этого давления зависит от эластических свойств легкого и грудной клетки, называемых растяжимостью, или податливостью («compliance» английских авторов) системы легкие — грудная клетка. Термин «растяжимость» выражает зависимость между объемом и давлением газа, введенного в альвеолы. Растяжимость определяется как способность к изменению объема на единицу изменения давления: $C = \Delta V / \Delta P$ и выражается в литрах на сантиметр водяного столба. Если, например, для увеличения объема альвеолярного газа на 0,5 л потребовалось увеличение давления на 10 см вод.ст. (1 кПа), то растяжимость равна

$$0,5 \text{ л} / 10 \text{ см вод.ст.} = 0,05 \text{ л} / \text{см вод.ст.} (0,5 \text{ кПа}).$$

Если растяжимость известна, то легко определить увеличение альвеолярного объема, вызываемое данным увеличением давления, или, наоборот, рассчитать изменение давления, вызванного введением в легкие определенного объема газа.

Общая растяжимость системы грудная клетка — легкие состоит из двух компонентов — растяжимости грудной клетки и растяжимости легких: $1/\text{общая растяжимость} = 1/\text{растяжимость легких} + 1/\text{растяжимость грудной клетки}$, из чего следует, что у одного и того же человека растяжимость легких или грудной клетки по отдельности выше, чем общая растяжимость. Растяжимость легких можно измерить как в динамических, так и в статических условиях, т.е. когда отсутствует перемещение газа в легких. Употребляя термин «растяжимость» без соответствующей оговорки, имеют в виду величину, измеренную в статических условиях.

Для сравнительной оценки растяжимости легких у людей с различными величинами легочных объемов используют отношение величины растяжимости к величине функциональной остаточной емкости легких. В норме это отношение, называемое удельной растяжимостью, или модулем податливости [Анохин М.И., 1974], составляет $0,05 — 0,07 \text{ см вод.ст.}^{-1}$ ($0,5 — 0,7 \text{ кПа}^{-1}$).

Действительная величина общей растяжимости значительно варьирует у различных людей и у одного человека в разных условиях. Эту величину определяют следующие основные факторы:

- а) эластичность легкого и грудной клетки;
- б) объем крови, находящейся в данный момент в сосудах легкого;
- в) тонус грудных и брюшных мышц;
- г) объем легочной ткани, участвующей в данный момент в дыхании;
- д) бронхиальный тонус.

Общая растяжимость у здоровых людей в бодрствующем состоянии обычно равна $0,1 — 0,15 \text{ л} / \text{см вод.ст.}$ ($1 — 1,5 \text{ л} / \text{кПа}$). При некоторых заболеваниях легких (фиброз, ателектаз, опухоли и др.), аномалиях и болезнях

грудной клетки, ожирении общая растяжимость резко снижается, достигая в некоторых случаях $1/17$ — $1/20$ нормы [Comroe et al., 1961].

Как указывалось выше, воздушные пространства альвеол коллабируются при длительном равномерном и неглубоком дыхании, и в таком состоянии податливость легких значительно уменьшается. Clements (1962) в своих исследованиях показал, что это явление объясняется прогрессирующим разрушением поверхностно-активных веществ — сурфактантов, выстилающих тончайшей пленкой внутреннюю поверхность альвеол на границе фаз газ — жидкость.

Впервые эти вещества были обнаружены в легком Pattle (1955). В настоящее время под названием «сурфактанты» подразумевают комплекс поверхностно-активных веществ легкого (ПАВл), основную массу которых составляют ли-попротеиды. Предполагают, что присутствие сурфактантов обеспечивает до 75 % эластичности легких и делает возможным их нормальное функционирование. Пленка, сформированная из ПАВл на разделе фаз, препятствует чрезмерному растяжению альвеол на вдохе и их слипанию на выдохе. Одной из важных функций сурфактанта является стабилизация отдельной альвеолы в альвеолярной популяции. Если рассмотреть сообщаемые между собой две соседние альвеолы разного диаметра, то, согласно закону Лапласа, воздух из меньшей альвеолы вследствие возникающего в ней более высокого давления должен переходить в альвеолу с большим радиусом, что приводило бы к дальнейшему увеличению больших и спадению малых альвеол. Однако этого не происходит. Во всех альвеолах сурфактант поддерживает малое поверхностное натяжение, величина которого может снижаться практически до нуля, и давление в больших и малых альвеолах уравнивается.

Неэластическое сопротивление. Выше рассмотрена связь давления и объема газа при статических условиях без учета тока газов. При движении смеси газов по дыхательным путям возникает дополнительное сопротивление, называемое обычно неэластическим. Оно зависит главным образом от сопротивления току газов вследствие трения воздушной струи о стенки дыхательных путей — так называемого аэродинамического сопротивления, которое в норме составляет около 80% неэластического сопротивления.

Около 10 — 20% приходится на тканевое (вязкостное, деформационное) сопротивление, связанное с перемещением неэластических тканей легких и грудной клетки при дыхании. Доля этого сопротивления может заметно возрасти при значительном увеличении дыхательного объема. Наконец, незначительную долю составляет инерционное сопротивление, оказываемое массой легочных тканей и газа при возникающих ускорениях и замедлениях скорости дыхания. Пренебрежимо малое в обычных условиях, это сопротивление может стать главным при ИВЛ с высокой частотой дыхательных циклов.

Неэластическое сопротивление, или просто «сопротивление», определяется величиной давления, которое необходимо приложить для проведения по дыхательным путям единицы газового объема в единицу времени. Иначе

говоря, сопротивление выражает отношение разности давлений в начале дыхательных путей (например, при вдохе — «во рту») и в их конце (при вдохе — в альвеолах) к объемной скорости, с которой газы протекают по дыхательным путям:

$$R = \frac{P_{\text{«во рту»}} - P_{\text{альв.}}}{\dot{V}}, \text{ или } R = \frac{\Delta P}{\dot{V}}$$

Обычная единица измерения сопротивления — см.вод.ст./л/с [(кПа·с)/л]. Например, если сопротивление дыхательных путей равно 2 см вод.ст./л/с, то это значит, что для получения газотока, равного 30 л/мин (или, что то же самое, для перемещения от рта до альвеол 0,5 л газа за 1 с), необходима разница давлений между ртом и альвеолами, равная 2 см вод.ст./л/с × 0,5 л/с = 1 см вод.ст. (0,1 кПа). Сопротивление дыхательных путей у здорового человека составляет в среднем 2 см вод.ст./л/с [(0,2 кПа·с)/л]. На величину сопротивления влияют:

- а) диаметр и длина бронхов и бронхиол;
- б) плотность и вязкость вдыхаемой смеси газов;
- в) поверхностное натяжение слипшихся бронхов;
- г) скорость и характер тока газов.

В клинических условиях главной причиной повышения аэродинамического сопротивления являются состояния, сопровождаемые ухудшением проходимости дыхательных путей (так называемые обструктивные расстройства), которые возникают при бронхиальной астме, хронических бронхитах, эмфиземе легких, отеке гортани, избыточном накоплении бронхиального секрета и т.д.

Работа дыхания. Перемещению газа между атмосферой и альвеолами противодействует эластическое и неэластическое сопротивление. Чтобы преодолеть эти сопротивления и обеспечить вентиляцию легких, дыхательные мышцы при спонтанном дыхании производят определенную работу (W), равную произведению силы (F), действующей в направлении движения, и пути (L):

$$W = F \cdot L.$$

Силу, необходимую для преодоления суммы сопротивлений дыханию, обычно выражают в единицах давления, а расстояние есть объем вентиляции, поэтому в общем виде: $W = P \cdot V$.

Наиболее распространенными способами измерения работы дыхания являются общая плетизмография или пневмотахография с измерением объемной скорости дыхания и внутрипищеводного давления. Работу обычно выражают в килограммометрах и рассчитывают ее либо на один дыхательный цикл, либо на 1 мин, либо на 1 л вентиляции. В нормальных условиях энергетическая «стоимость» спокойного дыхания у взрослого человека составляет в среднем 0,5 кГм/мин.

Работу нередко выражают косвенно, как количество кислорода, поглощаемого дыхательными мышцами. У здорового взрослого человека это количество составляет весьма малую долю (3 — 4%) от общего потребления ки-

слорода, но при значительном повышении сопротивления дыханию кислородная «стоимость» дыхания резко возрастает и становится критической.

Из множества комбинаций частоты и дыхательного объема организм «выбирает» ту, при которой необходимый объем альвеолярной вентиляции обеспечивает минимальная работа дыхания. Для взрослого человека без патологических изменений растяжимости и аэродинамического сопротивления работа дыхания будет минимальной при дыхательном объеме около 0,5 л и частоте дыхания 14 — 16 мин⁻¹.

При повышенном аэродинамическом сопротивлении дыхательных путей наблюдается характерное снижение частоты спонтанного дыхания и увеличение дыхательного объема. Обратное явление происходит при увеличении эластического сопротивления, когда частота дыхания заметно увеличивается и может стать в 2 — 3 раза больше нормальной, а дыхательный объем уменьшается.

НЕДОСТАТОЧНОСТЬ СПОНТАННОГО ДЫХАНИЯ И ПОКАЗАНИЯ К ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Показания к ИВЛ — очень важный и далеко не бесспорный вопрос. По нашему мнению, ИВЛ — не более чем «протезирование», заменяющее собой механический компонент дыхания — перемещение газа из внешней среды в легкие и обратно. Это важно учитывать, чтобы не предъявлять к методу ИВЛ нереальных требований и избежать его дискредитации.

Исходя из принципиальной сущности искусственной вентиляции легких, основным показанием к ее применению является вентиляционная недостаточность, представляющая собой одну из форм дыхательной недостаточности.

Вентиляционная недостаточность

Определение вентиляционной недостаточности, данное Cournand, Richards (1941), базируется на уменьшении минутного объема вентиляции по сравнению с расчетной нормой. Это определение не учитывает ряда таких патологических состояний, когда спонтанная вентиляция в целом даже превосходит по объему нормальную для данного больного, но из-за нарушений распределения вентиляции и кровотока в легких не обеспечивает адекватного газообмена (такие расстройства Cournand, Richards выделяют в особую группу «альвеолореспираторной недостаточности»). Следовательно, достаточность или недостаточность вентиляции нельзя определять только по параметрам дыхания. По существующему и ставшему классическим представлению, достаточность минутного объема вентиляции определяется нормальным напряжением углекислого газа в крови, оттекающей от легкого.

С утилитарной точки зрения и на практике также целесообразно рассматривать любые расстройства дыхания, сопровождающиеся артериальной

гиперкапнией, как, недостаточность вентиляции, требующую респираторного лечения.

Признавая наличие вентиляционной недостаточности при артериальной гиперкапнии, можно ли, однако, утверждать, как это делают, например, Vendixen и соавт. (1965), что «адекватность альвеолярной вентиляции определяется только напряжением CO_2 в артериальной крови, а не каким-либо другим показателем». Не рационально ли хотя бы с чисто практических позиций отдельные формы дыхательной недостаточности, для которых характерна артериальная гипоксемия с отсутствием гиперкапнии, также определять как вентиляционную недостаточность? Исследователи единодушно считают, что такой феномен чаще всего является результатом увеличения венозной примеси, вызванного регионарными нарушениями соответствия легочной вентиляции кровотоку [Зильбер А.П., 1971; Nunn, Payne, 1962; Rodcwald, Harms, 1966]. Функциональные легочные шунты могут возникать из-за гиповентиляции и коллабирования существенной части альвеол при сохраненном или даже увеличенном общем объеме вентиляции, чем и объясняется отсутствие или незначительность гиперкапнии. Это позволяет говорить об относительной (или частичной) недостаточности вентиляции. Такое определение основывается на теоретически допустимом и практически подтверждаемом восстановлении аэрации частично коллабированных альвеол и гиповентилируемых участков легких с коррекцией оксигенации крови, что достигается искусственным увеличением общего объема вентиляции атмосферным воздухом, особенно с периодическим раздуванием легких, чего по разным причинам не в состоянии обеспечить больной при спонтанном дыхании.

Исходя из практических соображений и для обоснования рационального лечения необходимо называть недостаточной вентиляцию, имеющую следствием артериальную **гиперкапнию** и (или) **гипоксемию**, которые можно уменьшить или устранить увеличением объема вентиляции.

Абсолютная вентиляционная недостаточность. При этом расстройстве дыхания имеющаяся альвеолярная вентиляция недостаточна, чтобы обеспечить адекватное выведение углекислого газа и поддержать его нормальное содержание в крови, оттекающей от легких. Само собой разумеется, что при дыхании больного смесью газов, в которой напряжение кислорода равно его напряжению в атмосферном воздухе, возникает и артериальная гипоксемия. Когда вентиляционная недостаточность достигает значительной степени, приводящей к тяжелым клиническим проявлениям, следует говорить о «декомпенсации элиминационной функции легких» [Comroe et al., 1954]. Такое состояние является безусловным показанием к применению ИВЛ.

Абсолютная вентиляционная недостаточность может быть обусловлена:

а) центральными расстройствами регуляции дыхания (инсульт, черепно-мозговая травма, отек мозга, отравление опиатами, барбитуратами и др.);

б) расстройствами функции нервно-мышечного-проводникового аппарата (полиомиелит, полимиелорадикулоневрит, миастения, отравления фосфорорганическими ядами и др.);

в) нарушениями дыхания периферического генеза (массивные ателектазы, пневмонии, отек легких, нарушения бронхиальной проходимости, обширные переломы ребер, гидропневмоторакс и др.);

г) неспособностью выполнить необходимую вентиляционную работу из-за тяжелого общего состояния (сердечно-сосудистый коллапс, шок, анемия, интоксикация, тяжелое послеоперационное течение, особенно в сочетании с кахексией или, напротив, ожирением, и др.).

На практике нередко приходится встречать вентиляционную недостаточность, обусловленную одновременно несколькими причинами. В понятие «абсолютная вентиляционная недостаточность» как крайнюю ее форму логично включить и полную депрессию дыхания — апноэ.

На специальном международном симпозиуме, посвященном проблемам респираторного лечения (*International Anaesthesiology Clinics*, 1964, vol. 3, N 1), абсолютная вентиляционная недостаточность была признана основным показанием для применения искусственной вентиляции легких.

Диагноз абсолютной вентиляционной недостаточности может быть поставлен на основании ряда ведущих симптомов, обнаруживаемых путем клинических или лабораторных исследований.

Исключительно важное значение имеет измерение газового состава и кислотно-основного состояния (КОС) артериальной крови. Из всех показателей КОС величина P_{aCO_2} является главнейшим (если не сказать единственным) показателем, отражающим истинную степень вентиляционной недостаточности. Такие в общем важные показатели КОС, как рН, стандартный бикарбонат (SB), избыток оснований (BE), нередко не соответствуют ни тяжести клинических проявлений вентиляционной недостаточности, ни степени изменений P_{aCO_2} . Можно предположить, что рН и буферные показатели отражают не столько интенсивность, сколько длительность существования расстройств вентиляции, а также присутствующие одновременно метаболические изменения.

Практически важно знать показания к началу респираторного лечения. Для этого следует выделить ранние и поздние признаки вентиляционной недостаточности. К ранним признакам относятся: одышка, тахипноэ, уменьшение глубины дыхания, слабый кашель, затруднение говорить, есть, считать, участие в дыхании крыльев носа, тахикардия, артериальная гипертензия, усиленное потоотделение. В прогностически бесспорных случаях этих симптомов достаточно для начала ИВЛ. Однако в сомнительных случаях, особенно при стертых, неявных ранних признаках, возможно дальнейшее тщательное наблюдение за больным в течение нескольких часов.

Прогрессирование вентиляционной недостаточности приводит к появлению поздних признаков: расстройству психических функций (беспокойство, потеря сна, дезориентация, бред, возбуждение, панический страх и т.п.), цианозу, кашлевому параличу, гипертензии мышц и гиперкинезам, возврат-

но-поступательным смещениям трахеи (симптом Оливера — Кардарелли) и т.д. Обнаружение комплекса этих клинических признаков позволяет принять решение о начале респираторного лечения. Необходимость ИВЛ может быть подтверждена с высокой степенью достоверности измерением P_{CO_2} артериальной крови. При клинических признаках острой вентиляционной недостаточности увеличение артериального P_{CO_2} выше 50 мм рт. ст. у больного, не имевшего ранее хронических расстройств дыхания, является показанием к респираторному лечению. Наличие ацидотических изменений рН и буферных показателей подтверждает необходимость искусственной вентиляции легких, однако отсутствие их не должно препятствовать применению ИВЛ. В отдельных случаях необходимость в ИВЛ возникает и при более низких цифрах P_{CO_2} . Особенно это относится к больным, у которых нормальная для них величина P_{CO_2} ниже обычных цифр.

Иной подход необходим к больным, страдающим хронической легочной недостаточностью: благодаря развитию приспособительных механизмов эти больные могут переносить постоянную и довольно высокую гиперкапнию. Состояние острой вентиляционной недостаточности, требующее применения непрерывной ИВЛ, возникает у них при очень высоких цифрах артериального P_{CO_2} .

Относительная (частичная) вентиляционная недостаточность. Это нарушение оксигенирующей функции легких, связанное с относительной недостаточностью объема альвеолярной вентиляции и допускающее полную или частичную коррекцию путем увеличения вентиляционных объемов.

Причинами частичной альвеолярной гиповентиляции становятся нарушения бронхиальной проходимости, воспалительная инфильтрация или травма участков легочной ткани, ателектазы, интраальвеолярный или интерстициальный отек и др. Клинически они проявляются симптомокомплексами, которые получили название «шоковое легкое», или «респираторный дистресс-синдром». В коррекции возникающего при этом легочного шунтирования и вызванной им гипоксемии большое значение имеет оксигенотерапия. Однако при массивном легочном шунтировании, когда венозная примесь составляет более 30%, обычная оксигенотерапия не может обеспечить удовлетворительный результат. В этих условиях имеются показания к респираторному лечению, которое дает следующие положительные эффекты:

- восстановление аэрации ателектазированных альвеол и гиповентилируемых участков легких с нормализацией нарушенных соотношений вентиляция/кровоток; этот эффект достигается за счет увеличения общего объема вентиляции и периодического раздувания легких, что по разным причинам не в состоянии выполнить больной при спонтанном дыхании;

- уменьшение кислородных потребностей больного путем «взятия на себя» аппаратом ИВЛ дыхательной работы;

- более надежное, чем при использовании трансназального катетера, повышение концентрации кислорода во вдыхаемом воздухе.

Диагноз относительной вентиляционной недостаточности ставят на основании ряда клинических симптомов и результатов лабораторных исследо-

ваний. Среди них важное значение имеет измерение P_{O_2} артериальной крови, которое обычно бывает значительно сниженным, несмотря на ингаляцию кислорода; при этом P_{CO_2} артериальной крови остается в пределах нормальных цифр, что характерно для данной группы больных. При оценке полученных результатов измерений нужно учитывать, что с возрастом P_{O_2} в артериальной крови уменьшается даже у людей, не имеющих сердечно-легочных заболеваний. По данным многих авторов, P_{aO_2} у людей моложе 30 лет составляет 90 — 100 мм рт. ст., в возрасте 30 — 40 лет — 85 — 95 мм рт. ст., в возрасте 40 — 60 лет — 75 — 90 мм рт. ст., старше 60 лет — 65 — 80 мм рт. ст.

Кроме установления артериальной гипоксемии, важным основанием для диагностики относительной вентиляционной недостаточности и показанием к респираторному лечению является сам факт увеличения P_{aO_2} в результате применения ИВЛ. Можно предполагать, что отсутствие коррекции гипоксемии при ИВЛ увеличенными объемами ставит под сомнение как сам диагноз относительной вентиляционной недостаточности, так и целесообразность применения ИВЛ. При увеличении вентиляционных объемов P_{aCO_2} закономерно снижается. Если такое уменьшение P_{aCO_2} нежелательно, то можно прибегнуть к специальному кондиционированию вдыхаемой смеси с добавлением углекислого газа либо воспользоваться способом, суть которого заключается в регулируемом увеличении объема мертвого пространства аппарата ИВЛ и, следовательно, в увеличении реверсии выдыхаемого углекислого газа.

Чрезмерно высокая работа дыхания

Другим показанием к применению ИВЛ является такое состояние больного, когда его дыхательные мышцы выполняют чрезмерную работу, поглощая слишком много кислорода. В этих случаях можно говорить о чрезмерно высокой энергетической «стоимости» дыхания.

Приспособительные реакции организма направлены на то, чтобы обеспечить достаточный газообмен ценой наименьшей работы дыхания. В нормальных условиях энергетическая стоимость спокойного дыхания взрослого человека составляет в среднем 0,5 кГм/мин, при этом количество кислорода, потребляемое дыхательными мышцами на 1 л вентиляции, составляет приблизительно 0,5 мл. Даже у здорового человека при гипервентиляции происходит большое и непропорциональное увеличение работы дыхания, значительно повышается потребление кислорода дыхательными мышцами и уменьшается доля кислорода, остающаяся для «нереспираторной работы». По данным Attinger (1961), у здорового человека при объеме дыхания около 140 л/мин весь потребляемый кислород должен был бы использоваться дыхательными мышцами. У больных с нарушенной механикой дыхания энергетическая стоимость дыхания значительно выше. Так, Norlandcr (1965) сообщает, что у больных с выраженной эмфиземой легких или бронхиальной астмой энергетическая стоимость дыхания при частоте 20 в минуту и дыхательном объеме 750 мл составляет 90 кГм/мин и требует кислорода для дыхательных мышц около 110 мл/мин. Понятно, что у таких больных величина макси-

мально допустимой спонтанной вентиляции лежит в пределах низких значений, выше которых потребление кислорода дыхательными мышцами становится столь большим, что эффективность дыхания делается близкой к нулю.

Причинами высокой энергетической стоимости дыхания являются obstructивные или рестриктивные нарушения дыхательного аппарата, возникающие при бронхиальной астме, тяжелой эмфиземе легких, пневмосклерозе, массивном плевральном выпоте, обширных травмах грудной клетки, после операции на органах грудной полости, осложнившихся отеком легких, при обильной послеоперационной бронхоэктазе, обтурации трахеи и бронхов, ожирении и некоторых других состояниях. При чрезмерно высокой работе дыхания наиболее эффективным способом лечения наряду с патогенетической терапией является искусственная вентиляция легких.

На высокую работу дыхания указывают следующие симптомы: мучительная для больного одышка, гиперпноэ (главным образом за счет тахипноэ), венозная гипоксемия с увеличением артериовенозной разницы по кислороду, ряд общих симптомов гиповентиляции (потение, бессонница, возбуждение), появляющихся даже без выраженной артериальной гиперкапнии. В случаях критического увеличения работы дыхания возможны асфиксия и коллаж.

Очень ценные сведения дает непосредственное измерение дыхательной работы методом пневмотахографии с определением внутрипищеводного давления. Нужно только заметить, что это трудоемкое исследование не всегда выполнимо у тяжелобольных.

В заключение приводим критерии для перевода больных со спонтанного дыхания на искусственную вентиляцию легких (табл. 1).

Таблица 1

Функциональные критерии перехода на искусственную вентиляцию легких [по Noehren, 1976]

Показатель	Норма	Критерий перехода на ИВЛ
Частота дыхания, мин ⁻¹	12-20	> 35
Жизненная емкость легких, мл/кг массы тела	65 — 75	< 15
Объем форсированного выдоха, мл/кг	50-60	< 10
Отношение: дыхательное мертвое пространство/дыхательный объем	0,25 — 0,4	> 0,6
Способность создать разрежение при вдохе из замкнутого пространства, см вод.ст.	75 — 100	< 25
Артериальное напряжение кислорода, Рао ₂ мм рт. ст.	75 — 100	< 70
	(при дыхании воздухом)	(при ингаляции 100 % O ₂)
Артериальное напряжение углекислого газа, РаСО ₂ мм рт. ст.	35 — 45	> 55

Альвеолярно-артериальное различие P_{O_2} (при ингаляции 100% O_2 в течение 10 мин), мм рт. ст.	25-65	> 450
---	-------	-------

Ни один из приведенных критериев не имеет самостоятельного абсолютного значения для перевода больного на ИВЛ. Только совокупность показателей при тщательной оценке особенностей данного больного, характера и длительности основного патологического процесса, этиологии и патогенеза вентиляционной недостаточности, степени ее компенсации и тенденции ее развития позволяют определить показания к искусственной вентиляции легких.

Глава 2

ПРИНЦИПАЛЬНЫЕ ОСНОВЫ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

БИОМЕХАНИКА И СПОСОБЫ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Как отмечалось в главе 1, перемещение воздуха между внешней средой и легкими, т.е. вентиляция легких, осуществляется благодаря разнице давлений во внешней среде и в альвеолах, при этом воздух всегда перемещается из области с более высоким в область с более низким давлением. При самостоятельном дыхании во время вдоха усилие дыхательных мышц, преодолевая эластическое сопротивление легких, увеличивает объем грудной клетки и создает необходимую разницу давлений между внешней средой и легкими. При ИВЛ перемещение, воздуха (газовой смеси) между внешней средой и легкими совершается под воздействием внешней силы, создающей необходимую разность давлений.

Существует два основных способа ИВЛ: способ вдвухания и наружный (внешний) способ. При первом способе ИВЛ осуществляется путем подачи газовой смеси непосредственно в верхние дыхательные пути; при втором — в результате наружного воздействия на стенки грудной полости: грудную клетку или диафрагму.

Можно представить, по крайней мере теоретически, еще один способ ИВЛ — «способ без дыхательных движений». При этом больного (полностью) помещают в барокамеру, в которой с заданной частотой циклов меняется давление воздуха. Поскольку давление снаружи и изнутри грудной клетки одинаково, она остается неподвижной, объем газа в легких во время вдоха и выдоха остается постоянным. Перемещение газа и его обновление в легких осуществляются за счет изменения количества газа в объеме вследствие изменения давления, т.е. за счет сжатия газа. Принимая функциональную остаточную емкость легких равной приблизительно 3500 мл, а дыхательный объем — 500 мл, находим, что количество воздуха в легких во время вдоха и выдоха разнится на $\frac{1}{7}$. Для обеспечения таких колебаний нужно, чтобы перепад давлений в камере от вдоха к выдоху составлял приблизительно $\frac{1}{7}$ величины атмосферного давления.

Некоторые авторы относят к наружному способу ИВЛ электростимуляцию дыхания, осуществляемую с помощью ритмичного электрического раздражения диафрагмального нерва или непосредственно дыхательных мышц. Нам это представляется принципиально ошибочным: стимуляция спонтанного дыхания с помощью электрического или иного воздействия на центры, нервные проводники или исполнительные органы, предпринимаемая для возобновления или усиления двигательной активности дыхательных мышц, — это не искусственная вентиляция легких в точном понимании данного термина. Возражать против этого — значит логически прийти к допу-

щению, что инъекция лобелина — это тоже метод ИВЛ.

ИВЛ наружным (внешним) способом. При этом способе перемежающееся давление в грудной полости и в легких (и связанное с этим перемещение газа между внешней средой и легкими) происходит за счет наружного воздействия на грудную клетку или диафрагму.

Аппараты ИВЛ наружного действия работают на гравитационном или пневматическом принципе. К первым относится «качающаяся кровать», ко вторым — аппараты типа «железные легкие», аппараты с кирасой и аппараты с пневматическими нагрудными поясами.

При ИВЛ с помощью аппарата «качающаяся кровать» больного укладывают на спину на кровати, которая качается относительно своей поперечной горизонтальной оси. При опускании головного конца кровати содержимое брюшной полости своей массой давит на диафрагму, благодаря чему происходит активный выдох. При поднимании головного конца кровати диафрагма опускается, обеспечивая поступление воздуха в легкие. Аппараты снабжены регуляторами частоты качаний и угла наклона кровати (последним обеспечивается изменение глубины дыхания). Применение «качающихся кроватей» удобно из-за простоты и доступности обслуживания больных. Однако, используя данный метод, невозможно обеспечить вентиляционные потребности при полном параличе дыхания; кроме того, более или менее длительное качание вызывает весьма неприятные ощущения у больного. В свое время «качающиеся кровати» нашли применение в основном у детей младшего возраста с частичным параличом дыхания и в период реконвалесценции при полиомиелите.

Аппарат «железные легкие» обеспечивает проведение наружного способа ИВЛ путем создания циклических изменений давления воздуха вокруг всего тела больного, за исключением головы. Аппарат представляет собой герметичную камеру, соединенную с воздушным насосом. Работа насоса обеспечивает периодическое нагнетание или отсасывание воздуха из камеры. Давление в камере (а следовательно, и характер дыхания) может меняться по одному из трех вариантов: активный вдох — пассивный выдох; активный выдох — пассивный вдох; активный вдох — активный выдох.

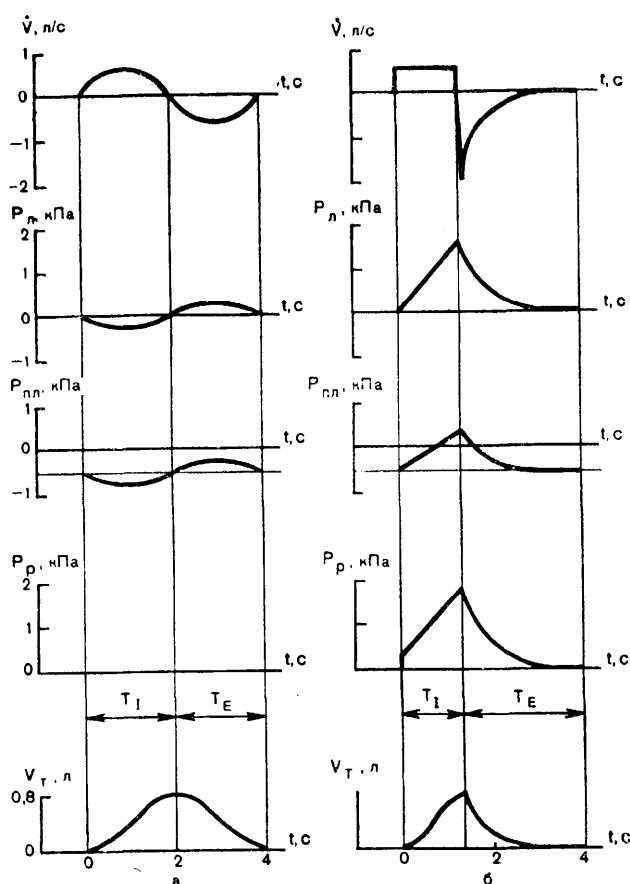
Кирасные аппараты применяются для осуществления ИВЛ путем создания циклических изменений давления воздуха вокруг грудной клетки и верхней части живота больного. Принцип их работы тот же, что и «железных легких», но вентиляционный эффект меньший.

ИВЛ с помощью «железных легких» или кирас, проводимую с активным вдохом, можно было бы считать наиболее соответствующей по биомеханике спонтанному дыханию (рис. 1). Однако в отличие от него разрежение при вдохе оказывает действие на все тело («железные легкие») или на значительную часть его (кирасы), что снижает венозный приток к сердцу. Это является одним из важных недостатков метода. Другими недостатками являются трудности ухода за больными, невозможность применения аппаратов для ИВЛ во время хирургических операций, а также громоздкость и дороговизна «железных легких».

Аппараты с пневматическими наружными поясами (манжетами) осуществляют ИВЛ путем создания циклических изменений давления воздуха в поясе, накладываемом на грудную клетку или на верхнюю часть живота больного. Вентиляция осуществляется при активном выдохе (нагнетание воздуха в пояс) и пассивном вдохе (отсасывание воздуха из пояса).

В принципе способ аналогичен ручной искусственной вентиляции по Шефферу. Такой способ едва ли можно считать физиологичным, так как при его выполнении для достижения удовлетворительного вентиляционного эффекта необходимо нагнетать воздух в пояс под значительным давлением (до 10 кПа) из-за малой поверхности соприкосновения пояса с телом. Однако пневматические манжеты все еще применяются горноспасательной службой ввиду простоты и доступности обслуживания. Они входят в комплект аппаратов «Горноспасатель-6».

Введенные в практику в конце 20-х годов нашего столетия аппараты типа «железные легкие», а также кирасы широко применялись в начале и середине 50-х годов в связи с эпидемией полиомиелита в Европе и Америке. Однако перечисленные недостатки ИВЛ наружным способом в целом и самих аппаратов в частности послужили причиной постепенного отказа от их применения.



1. Функциональные кривые при самостоятельном дыхании и ИВЛ, выполняемой наружным способом (а), а также ИВЛ, выполняемой способом вдувания (б).

V — объемная скорость вдувания газа; $P_л$ — внутрилегочное давление; $P_{пл}$ — давление в плевральной полости; $P_р$ — давление «во рту»; V_T — ды-

хательный объем; t — время; T_I — продолжительность вдоха; T_E — продолжительность выдоха.

ИВЛ способом вдувания. При этом способе поступление дыхательного газа в легкие обеспечивается его нагнетанием в легкие до создания в них на вдохе давления, превосходящего давление газа окружающей среды. Такое определение справедливо для вдувания как с перемежающимся по величине или по величине и знаку давлением, так и с постоянным положительным давлением. При этой последней разновидности способа замещение альвеолярного газа происходит за счет непрерывного поступления в легкие потока кислорода. Этот способ называют «апнойной оксигенацией» или «авентиляторным газотоком». Мы не считаем эти названия удачными. При данном способе перемещение газа осуществляется из области с большим в область с меньшим давлением, а давление в генераторе потока постоянно, и можно говорить об ИВЛ способом вдувания с постоянным положительным давлением.

ИВЛ способом вдувания можно разделить на два основных вида: вентиляцию с перемежающимся положительным давлением (ВППД; intermittent positiv pressure ventilation — IPPV английских авторов), т.е. с активным вдохом и пассивным выдохом, и вентиляцию с перемежающимся положительным-отрицательным давлением (ВППОД; intermittent positive-negative pressure ventilation — IPNPV, NEEP английских авторов), т.е. с активным вдохом и активным выдохом.

Первый вид имеет две разновидности:

а) вентиляцию с перемежающимся положительным-нулевым давлением (Zero end-expiratory pressure — ZEEP английских авторов), при которой пассивный выдох совершается свободно, без задержки, и легкие пациента спадаются при выдохе до размеров функциональной остаточной емкости, и

б) вентиляцию с перемежающимся положительным — положительным давлением (Positive end-expiratory pressure — PEEP английских авторов), при которой из-за сопротивления пассивному выдоху (или противодействию) легкие пациента за время выдоха не опорожняются до функциональной остаточной емкости. При этом возникают постоянные по знаку, но отличающиеся по величине давления в конце вдоха и выдоха.

Какое давление можно определить под маской или в тройнике аппарата во время ИВЛ, т.е. в том месте системы аппарат — больной, которое принято называть «во рту»? Выше было сказано, что давление, необходимое для введения некоторого объема воздуха в альвеолы, зависит от эластического и неэластического сопротивления.

Допустим, например, что во время искусственного вдоха, продолжающегося 1 с, подают смесь газов с постоянной скоростью 0,5 л/с больному, у которого общая растяжимость легких и грудной клетки составляет 0,05 л/см вод.ст. (0,5 л/кПа), а сопротивление дыхательных путей равно 2 см вод.ст./л/с (0,2 кПа*с/л). При указанных скорости и сопротивлении для поддержания газотока необходима постоянная разность давлений между ртом и альвеолами, равная 2 см вод.ст./л/с X 0,5 л/с = 1 см вод.ст. (0,2 кПа*с/л X 0,5 л/с = 0,1 кПа).

Из скорости и времени вдоха находим, что в конце вдоха в альвеолы будет введено 0,5 л газовой смеси, что приведет, учитывая величину растяжимости, к повышению давления в альвеолах в конце вдоха до 10 см вод.ст. (1 кПа). Давление «во рту», равное в начале вдувания 1 см вод.ст. (0,1 кПа), будет составлять перед самым концом вдувания 11 см вод.ст. (1,1 кПа). Этот расчет приближителен. Строго говоря, пик давления «во рту» возникает раньше «альвеолярного пика», и поэтому максимальное давление «во рту» будет всегда немного меньше расчетной суммы давлений. В общем виде наибольшая величина давления вдоха, измеренного «во рту» (пик давления), равна давлению, необходимому для преодоления сопротивления дыхательных путей плюс внутриальвеолярное давление в данный момент дыхательного цикла.

Если сопротивление дыхательных путей и скорость вдоха при ИВЛ невелики (как в нашем примере), то пик давления «во рту» можно практически считать равным внутриальвеолярному давлению в конце вдоха. При большом сопротивлении и высокой скорости вдоха пик давления «во рту» может намного превышать внутриальвеолярное давление в конце вдувания. Нужно учитывать также, что давление «во рту» очень быстро после начала выдоха возвращается к атмосферному, а давление в альвеолах из-за сопротивления выдоху, оказываемого дыхательными путями больного, дольше снижается до атмосферного. При очень малом времени выдоха, например при так называемой высокочастотной вентиляции, возникает остаточное положительное давление в легких в конце выдоха (ПДКВ), которое не может быть определено мановакуумметром аппарата. Это следует учитывать при измерении давления на вдохе и выдохе с помощью мановакуумметра.

Внутриплевральное и внутрилегочное давления, их особенности при искусственной вентиляции легких. Внутриплевральное давление при спонтанном дыхании в конце выдоха и во время экспираторной паузы равно в норме — 5 см вод.ст. Во время вдоха внутриплевральное давление понижается в среднем до — 8 см вод.ст. (— 0,8 кПа), а во время выдоха снова повышается до — 5 см вод.ст. (— 0,5 кПа) (см. рис. 1,а).

При ИВЛ с перемежающимся положительным давлением внутриплевральное давление во время вдоха повышается в среднем от — 5 см вод.ст. (— 0,5 кПа) до 3 см вод.ст. (0,3 кПа), возвращаясь затем во время выдоха к — 5 см вод.ст. (— 0,5 кПа) (см. рис. 1,б).

Внутрилегочное (внутриальвеолярное) давление во время вдоха при спонтанном дыхании снижается, обеспечивая градиент (перепад) давления, нужный для поступления воздуха в легкие. Этот градиент давления у здоровых людей невелик и служит только для преодоления сопротивления воздухоносных путей. Эластическое сопротивление легких и грудной клетки преодолевается работой дыхательных мышц.

Разность давлений для обеспечения спокойного вдоха у здорового человека должна быть равной 1 — 2 см вод.ст. Разрежение внутри легких при спонтанном дыхании и составляет на высоте вдоха около — 2 см вод.ст. К концу вдоха давление в легких в нормальных условиях становится равным

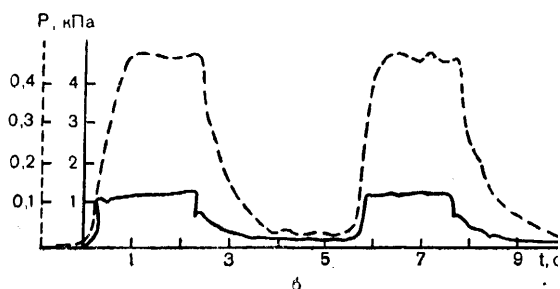
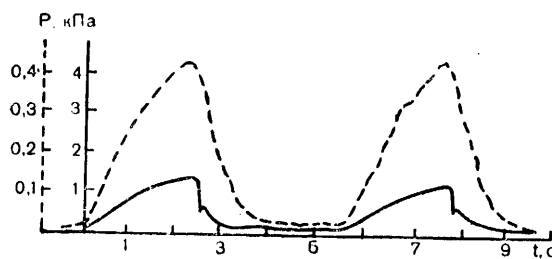
атмосферному. При спонтанном выдохе давление в легких сначала возрастет на 2 — 3 см вод.ст. выше атмосферного за счет эластической тяги спадающих легких, а затем постепенно снижается до атмосферного по мере опорожнения легких.

В отличие от этого при ИВЛ с перемежающимся положительным давлением внутрилегочное давление во время вдоха увеличивается и становится выше атмосферного. Так, например, при объеме вдоха 500 мл и общей растяжимости 0,05 л/см вод.ст. давление в альвеолах в конце вдоха становится равным +10 см вод.ст. Во время выдоха внутрилегочное давление снова падает до атмосферного по мере опорожнения легких (см. рис. 1,б).

Среднее внутрилегочное давление. Этот важный параметр нельзя представлять как среднюю арифметическую между самым высоким и самым низким давлениями во время дыхательного цикла.

На рис. 2 представлены два графика давление/время дыхательных циклов при ИВЛ с перемежающимся положительным давлением. В обоих случаях дыхательный объем, пик давления и время цикла одинаковы. Однако на рис. 2,б введенный на вдохе газ (и соответственно этому пик давления) задержан на более длительное время, чем на рис. 2,а. Понятно, что и среднее внутрилегочное давление в первом случае выше, чем во втором. Рис. 2,б отличается от рис. 2,а большей числовой величиной отношения площади, ограниченной кривой давления и линией нулевого давления, к длине отрезка оси абсцисс, соответствующего времени цикла. Иными словами, величина среднего внутрилегочного давления равна отношению площади, ограниченной кривой давления и линией нулевого давления, к времени всего дыхательного цикла.

Из сравнения механики спонтанного дыхания и ИВЛ с перемежающимся давлением следует, что среднее внутрилегочное давление при спонтанном дыхании приблизительно равно атмосферному и всегда ниже среднего внутрилегочного давления при ИВЛ с перемежающимся положительным давлением.



2. Внутритрахеальное (сплошная линия) и внутрипищеводное (внутрилегочное) (пунктир) давление при ИВЛ с одинаковым дыхательным объемом и частотой у одного и того же больного. а — аппарат РО-2; б — аппарат «Барнет-вентилятор».

НЕЖЕЛАТЕЛЬНЫЕ ЭФФЕКТЫ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Основное качественное отличие спонтанного дыхания от ИВЛ способом вдувания состоит в том, что внутриплевральное и внутрилегочное давления во время спонтанного вдоха снижаются, а при искусственном вдувании — повышаются, т.е. существует инверсия внутригрудного давления. Это явление позволило некоторым авторам считать ИВЛ «нефизиологичной в самой своей сущности» (Frey, Stoffregen, 1959].

Повышение внутрилегочного и внутриплеврального (внутригрудного) давлений при ВППД в принципе отрицательно воздействует на сердечно-сосудистую систему и легкие.

Влияние на возврат венозной крови к сердцу. Снижение внутригрудного давления при спонтанном вдохе играет роль «двойного насоса»: с одной стороны, оно обеспечивает приток воздуха в легкие, а с другой — как бы присасывает кровь из периферических вен к полым венам и правому предсердию, активно способствуя нормальному кровообращению. Так, давление в периферических венах (например, в бедренной) колеблется в норме около нуля. Давление в ушке правого предсердия во время спонтанной вдоха имеет отрицательную величину — 8 см вод.ст., что обеспечивает нормальный венозный приток к сердцу. ВППД расстраивает этот важный механизм: внутригрудное давление на вдохе растет и становится положительным. Параллельно растет давление в правом предсердии и больших венах, градиент давления между периферическими венами и правым предсердием падает,

снижается приток венозной крови к сердцу, уменьшается минутный сердечный выброс, возникает периферический венозный стаз.

В норме организм реагирует на повышение центрального венозного давления компенсаторным повышением давления в периферических венах, что приводит к восстановлению градиента и нормализации возврата венозной крови к сердцу. Компенсаторные реакции обеспечиваются повышением тонуса периферических вен и тонуса мышц, в частности абдоминальных. Если способность организма к компенсаторным реакциям ослаблена, особенно если внутригрудное давление слишком велико и длительно сохраняется, то минутный объем сердца прогрессивно уменьшается, что может закончиться сердечно-сосудистым коллапсом. Как показали классические работы Werko (1947), Cournand и соавт. (1948), даже у больных в хорошем общем состоянии при ВППД с конечным давлением вдоха 20 см вод.ст. (среднее внутрилегочное давление приблизительно 7 см вод.ст.) минутный сердечный выброс уменьшается в среднем на 15%.

Уменьшение сердечного выброса зависит также от того, что сердце само по себе на высоте вдоха при ВППД подвергается сдавливанию. Это позволяет говорить о «функциональной тампонаде сердца» в условиях ИВЛ. Наиболее способствует усугублению расстройств кровообращения при ВППД гиповолемия, вызванная шоком, кровотечением, интоксикацией и другими причинами.

Влияние на легочный кровоток. Капиллярный кровоток и объем крови в легких зависят от давления в легочной артерии, гравитационного эффекта в связи с положением тела и внутриальвеолярного давления газа. Механический фактор — сдавливание легочных капилляров при повышении внутрилегочного давления — неблагоприятно действует на легочный кровоток. Даже небольшое повышение внутрилегочного давления (до 6,5 см вод.ст.) заметно препятствует нормальному легочному кровообращению, создает дополнительную нагрузку на правый желудочек сердца и может привести к правожелудочковой недостаточности. В норме на высоте спонтанного вдоха в сосудах легких находится 9% всего объема циркулирующей крови. При внутрилегочном давлении 27 см вод.ст. это количество крови уменьшается наполовину, при 60 см вод.ст. легочные сосуды полностью освобождаются от крови. Однако, по мнению Bendixen и соавт. (1965), а также ряда других исследователей [Cournand et al.], опасность уменьшения общего легочного кровотока маловероятна, если высокое «пиковое» давление в альвеолах сохраняется лишь в течение небольшой части дыхательного цикла. Другое дело — регионарные расстройства легочной перфузии при ИВЛ. Большинство исследователей [Зильбер А.П., 1971; Eckenhoff et al., 1963; Freedman, Nunn, 1963; Pontoppidan et al., 1965] обнаружили значительные нарушения регионарного распределения кровотока в легких при ИВЛ. Причиной этих нарушений является прежде всего возрастание гравитационного фактора крови при увеличении внутриальвеолярного давления с перемещением крови из более высоких в расположенные ниже отделы легких. И как их следствие — увеличение альвеолярного мертвого пространства и ухудшение легочного газообмена.

Возможность повреждения легочной ткани. Повышенное давление в легких при ВППД может вызвать так называемую баротравму легочной ткани, вплоть до ее разрыва. Однако Mushin и соавт. считают возможность разрыва не более вероятной, чем во время обычной жизни человека. Действительно, при кашле и чиханье внутрилегочное давление повышается до 200 см вод.ст., а натуживание при родах, дефекации и т.д. вызывает еще более высокий его подъем без нарушения целостности легких, хотя случаи разрыва легочной ткани при ВППД описаны [Macklin, 1967].

Повреждению легочной ткани при ИВЛ могут способствовать два основных фактора.

1. При спонтанном дыхании внезапному повышению внутрилегочного давления (например, при кашле) противостоит адекватное напряжение грудной клетки, препятствующее чрезмерному растяжению легочной ткани. Во время ИВЛ, особенно при релаксации мышц, это защитное действие значительно ослаблено.

2. При ИВЛ проходимость части дыхательных путей может оказаться резко уменьшенной. Уменьшенной может оказаться и растяжимость отдельных участков легкого. В этих условиях вводимый в легкие газ распределяется неравномерно. Газ, подаваемый под большим давлением и с высокой скоростью, направится к альвеолам, сохранившим высокую растяжимость и свободные воздухоносные пути, что может привести к перерастяжению стенок этих альвеол и к их разрыву. При всех равных условиях наибольшая опасность разрыва альвеол существует у больных с буллезной эмфиземой. Максимальное безопасное в отношении разрыва альвеол давление не превышает 70 см вод.ст.

Влияние ИВЛ на распределение легочной вентиляции. Описанные выше вредные эффекты искусственной вентиляции легких находятся в прямой зависимости от увеличения внутригрудного и внутрилегочного давления. Реальное значение этих эффектов еще спорно, но их существование не вызывает сомнений.

Влияние ИВЛ на распределение вентиляции так же недостаточно изучено. Многие авторы исследовали влияние различных режимов ИВЛ на распределение вдыхаемого газа в легких [Bergman, 1968, 1972; Joung et al., 1968]. Однако никто из них не отмечает, что само по себе повышение внутрилегочного давления ухудшает распределение по альвеолам газа при ИВЛ по сравнению со спонтанным дыханием. Некоторые исследователи вообще считают, что более высокое [Bergman, 1972] или более продолжительное [Fairley, Blenkarn, 1966] давление на вдохе при ИВЛ способствует лучшему распределению вентиляции.

В убедительных экспериментах на модели легких Zictz (1981) показал, что при отсутствии регионарных легочных нарушений сопротивления и растяжимости распределение газа при ИВЛ всегда равномерное. И только при значительных нарушениях происходит неравномерное распределение вентиляции при ИВЛ (что было бы и при спонтанном дыхании), поэтому для кор-

рекции этой неравномерности необходим выбор специального режима вентиляции. Оптимальные режимы ИВЛ рассмотрены ниже.

Можно было бы считать вредным эффектом ИВЛ прогрессирующее коллабирование альвеол и ухудшение распределения газа в легких при «монотонной» вентиляции постоянными и умеренными по величине дыхательными объемами (см. главу 1). Однако ничто не мешает периодическому проведению гиперинфляции легких при ИВЛ, как при спонтанном дыхании.

РАЦИОНАЛЬНЫЕ ПАРАМЕТРЫ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Рациональная методика ИВЛ может сделать ее высокоэффективной и в то же время практически безопасной, если она основана на обеспечении адекватного газообмена при максимальном ограничении вредных эффектов, а также при сохранении субъективного ощущения «дыхательного комфорта» у больного, если он во время ИВЛ остается в сознании.

Понятие «рациональная методика» подразумевает прежде всего рациональный выбор для данного больного следующих параметров ИВЛ: минутной вентиляции, дыхательного объема, частоты вентиляции, давления на вдохе и на выдохе (а также особенностей его изменения в течение дыхательного цикла), отношения продолжительности вдоха и выдоха, скорости вдувания газов (а также особенностей ее изменения в течение дыхательного цикла).

Указанные параметры тесно связаны и обуславливают друг друга. Тем не менее при выборе конкретных величин параметров ИВЛ одному из них придается значение основного, определяющего величину всех остальных. Таким основным параметром является минутный объем вентиляции.

Минутный объем вентиляции. ИВЛ только тогда выполнит свое назначение, когда обеспечит достаточный минутный объем альвеолярной вентиляции, какими бы при этом ни оказались другие параметры.

При ИВЛ достаточную вентиляцию можно определить как обмен вентиляционных объемов между внешней средой и легкими, необходимый для поддержания нормального напряжения углекислого газа в артериальной крови. Величина достаточной вентиляции зависит от величины общего мертвого пространства (к которой следует прибавить также и величину «мертвого пространства аппарата»), а также от количества углекислого газа, выделяемого в организме больного.

Как указывалось выше, величиной, характеризующей легочную вентиляцию, является не минутный объем дыхания, а минутный объем альвеолярной вентиляции, который равен разности дыхательного объема и общего объема мертвого пространства, умноженной на частоту дыхания. При этом выбираемыми для ИВЛ параметрами являются дыхательный объем и частота дыхания.

Дыхательный объем. Он должен быть достаточным для «промывки» мертвого пространства и удаления углекислого газа из альвеолярного возду-

ха. Если дыхательный объем будет меньше или равен объему мертвого пространства, то теоретически альвеолярная вентиляция должна быть равна нулю. Однако практически при дыхательном объеме, который меньше объема мертвого пространства, незначительное количество вдыхаемого газа все же достигает альвеол [Briscoe et al., 1951]. Это происходит главным образом в результате конического (слоистого) движения вдыхаемого газа по воздухоносным путям и диффузии газа в газовой среде.

Для здорового человека размеры физиологического мертвого пространства и количество выделяемого углекислого газа могут быть высчитаны с достаточной точностью, что позволило Radford и соавт. (1954, 1955) предложить способ определения необходимого объема вентиляции.

С учетом объема мертвого пространства и необходимой минутной вентиляции Radford и соавт. составили номограмму для определения оптимального дыхательного объема, обусловленного полом и массой тела пациента, частотой дыхания и температурой тела (рис. 3).

Номограмма Рэдфорда составлена для определения оптимального дыхательного объема в обычных условиях основного обмена. Условия при наркозе или проведении реанимационных мероприятий значительно отличаются от условий основного обмена. Поэтому в найденную по номограмме величину оптимального дыхательного объема вводят поправки с учетом ряда факторов:

1) при повышенной температуре тела необходимый дыхательный объем увеличивают на 5% на каждые $0,5^{\circ}\text{C}$ сверх 37°C ;

2) при «обычной активности» увеличивают дыхательный объем на 10% по сравнению с таковым в условиях основного обмена;

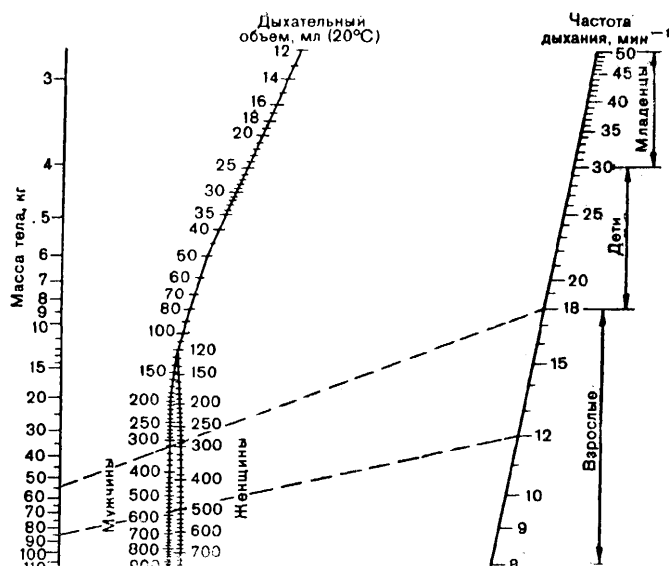
3) в местностях выше уровня моря дыхательный объем увеличивают на 5% на каждые 600 м;

4) при применении медикаментов, обладающих катаболическим действием (например, атропин, этиловый эфир), увеличивают дыхательный объем в среднем на 20%;

5) при ИВЛ через трахеальную трубку (или трахеостомическую канюлю) дыхательный объем уменьшают на 30 — 50 мл, так как трахеальная интубация (или трахеостомия) уменьшает мертвое пространство;

6) объем присоединительных частей аппарата (маска, тройник, коннектор и т.д.) прибавляют к дыхательному объему, найденному по номограмме Рэдфорда;

7) повышенное давление в аппарате во время фазы вдоха приводит к некоторому растяжению обычных гофрированных шлангов на всем пути газовой смеси от аппарата до тройника. На заполнение возросшего объема шлангов уходит некоторая часть подаваемого дыхательного объема; ее величина зависит от растяжимости шлангов и давления во время дыхательного цикла. С учетом этого *фактора* корригируют подаваемый аппаратом дыхательный объем. Значимость этого фактора особенно возрастает при высокочастотной ИВЛ с относительно малым дыхательным объемом и высокой величиной ПДКВ.



3, Номограмма для определения оптимального дыхательного объема [по Radford et al., 1954].

Практически при определении оптимального дыхательного объема для ИВЛ нужно учитывать сумму перечисленных факторов. Кроме того, при ИВЛ могут быть регионарные нарушения вентиляционно-перфузионных отношений с увеличением доли альвеолярного мертвого пространства, что само по себе требует увеличения, нередко значительного, объема вентиляции. Поэтому при ИВЛ величину дыхательного объема, найденную по номограмме Рэдфорда, увеличивают в среднем на 30%. Т.М. Дарбинян (1976) предложил следующую формулу для расчета минутного объема вентиляции:

$$\text{МОВ (л/мин)} = \text{масса_тела}/10 \text{ кг} + 1.$$

В.С. Ширяев и А.Л. Тверской (1979) подтвердили приемлемость этой формулы.

Не следует забывать о возможной утечке вдыхаемого газа на пути от аппарата до легких пациента. Утечка бывает непредвиденной (из-за плохой герметизации системы) или преднамеренной (открытие предохранительного клапана). Всякая утечка газа должна быть вовремя обнаружена, устранена или учтена при подаче необходимого дыхательного объема.

Для контроля адекватности вентиляции наряду с измерением напряжения углекислого газа в крови необходимо измерять минутную вентиляцию и дыхательный объем. Достоверные данные позволяет получить только непосредственное измерение дыхательного объема с помощью специальных приборов (вентилометр, спиромонитор). Для большей точности измерений приборы или их датчики устанавливают в линии выдоха.

Одновременно с измерением дыхательного объема необходимо измерять максимальное давление вдоха с помощью мановакуумметра, который есть у аппаратов ИВЛ практически всех типов. Измерение давления на вдохе позволяет (при известном дыхательном объеме) весьма приблизительно вычислить растяжимость легких и грудной клетки (как отношение величины

дыхательного объема к величине давления вдоха). Уменьшение растяжимости имеет важное прогностическое значение прежде всего как ранний признак легочных осложнений с нарушением вентиляционно-перфузионных отношений. Кроме того, если применяется аппарат ИВЛ с переключением по давлению, то нераспознанное уменьшение растяжимости легких и грудной клетки неизбежно приведет к уменьшению дыхательного объема со всеми нежелательными последствиями.

Частота дыхания. Не менее важно рационально выбрать частоту дыхания. Многие авторы считают оптимальной частоту 14 — 18 в минуту при ИВЛ у взрослых [Максимов Б.П., 1979; Herzog, 1970; Bergman, 1972]. Вполне допустимы колебания частоты от 10 — 12 [Афинский Н.П., 1972; Pontoppidan, 1965] до 20 — 22 в минуту [Кассиль В.Л., Рябова Н.М., 1977].

Слишком редкое дыхание нерационально, так как при нем значительно возрастает необходимый дыхательный объем, что может привести к чрезмерно высокому и опасному «пику давления», к перерастяжению стенок альвеол и баротравме легких. Кроме того, слишком редкое дыхание с большими экспираторными паузами может вызвать так называемую циклическую гипоксемию [Bergman, 1961].

При более частом дыхании можно подобрать такой дыхательный объем, чтобы альвеолярная вентиляция оставалась нормальной. Так, Gray и соавт. (1959) для максимального уменьшения «пика давления» в альвеолах и среднего внутригрудного давления первыми предложили применять частое дыхание (до 50 — 60 в минуту) при снижении дыхательного объема до 250 мл.

Недостаточная и избыточная вентиляция. Что же является показателем достаточности вентиляции: нормальное содержание O_2 или CO_2 в крови, оттекающей от легкого?

Насыщение крови кислородом зависит не только от величины вентиляции, но и от распределения вентиляции и кровотока, существования артерио-венозных шунтов, диффузионной способности альвеоло-капиллярных мембран, а при вдыхании газовой смеси — еще и от содержания в ней кислорода. В то же время удаление углекислого газа зависит практически только от альвеолярной вентиляции. Легко представить случай, когда вследствие значительного нарушения диффузии кровь легочных капилляров не будет достаточно насыщена кислородом (если во вдыхаемой смеси газов парциальное давление кислорода не будет повышенным), какой бы величины ни достигла вентиляция, в то время как содержание углекислого газа в крови легочных капилляров будет нормальным. При значительном уменьшении дыхательного объема, по высокому содержанию кислорода во вдыхаемой газовой смеси гипоксемии может и не быть, но обязательно наступят задержка углекислого газа и гиперкапния.

Таким образом, достаточность минутного объема вентиляции определяется нормальным содержанием углекислого газа в крови, оттекающей от легкого. В свою очередь содержание углекислого газа в артериальной крови может быть определено по его содержанию в альвеолярном воздухе, которое

в норме составляет приблизительно 5,6% (P_{aCO_2} соответственно равно 40 мм рт. ст.). Следовательно, можно заключить, что при нормально функционирующих легких достаточным будет тот объем вентиляции, при котором содержание CO_2 в альвеолярном воздухе составит приблизительно 5,6%.

Гиповентиляция во время ИВЛ, когда больному подают смесь газов с повышенным содержанием кислорода, редко приводит к гипоксемии, но всегда вызывает задержку и накопление углекислого газа в альвеолярном воздухе и в крови, т.е. гипоркапнию.

Однако ИВЛ нередко сопровождается не гипо-, а гипервентиляцией, результатом которой становится гипокапния. Умеренная альвеолярная гипервентиляция (при напряжении CO_2 в артериальной крови, равном 30 — 35 мм рт. ст.) почти никогда не является опасной. «Неинструментальная» диагностика гипер-, а особенно гипокапнии во время ИВЛ трудна и требует опыта и наблюдательности. Наиболее надежные результаты дает измерение напряжения углекислого газа в артериальной крови. Можно также измерить содержание углекислого газа в альвеолярном воздухе. Следует помнить, что концентрации (напряжение) альвеолярного и артериального CO_2 могут считаться равными только у больных с нормальной функцией легких. При выраженных расстройствах отношения вентиляция/перфузия альвеолоартериальный градиент CO_2 неопределенно увеличен и непостоянен, да и сам анализируемый в этих случаях газ представляет собой не альвеолярный, а так называемый конечно-выдыхаемый газ (end-expiration gas английских авторов).

На практике важно знать, как быстро меняется концентрация CO_2 в альвеолярном воздухе при тех или иных изменениях вентиляции. Допустим, что врач обнаружил у пациента признаки, гиперкапнии. Сколько времени нужно проводить гипервентиляцию, чтобы удалить избыток CO_2 из альвеол? Dripps, Severinghaus (1955), ссылаясь на опыты Fenn, Rahn, Utis, утверждают, что требуется не менее 4 мин интенсивной гипервентиляции, чтобы получить стойкое снижение альвеолярной концентрации CO_2 на 50% от исходного уровня. Таким образом, если в результате гиповентиляции P_{aCO_2} поднялось с 40 до 80 мм рт. ст., то потребуется не менее 4 мин гипервентиляции, чтобы нормализовать содержание CO_2 в альвеолах. Разумеется, что при большем накоплении углекислого газа нужна еще более длительная гипервентиляция. Все указанное верно и тогда, когда у пациента имеется не гипер-, а гипокапния в результате гипервентиляции и когда необходимо поднять содержание CO_2 до нормальных цифр. Конечно, и в этом случае нужна довольно длительная нормальная или пониженная (допустима только при высоком содержании кислорода во вдыхаемой смеси газов) вентиляция, чтобы вернуть содержание CO_2 в альвеолах к нормальным цифрам.

Отметим, что для изменения концентрации альвеолярного кислорода нужно гораздо меньше времени: достаточно, например, нескольких глубоких вдохов газовой смеси с высоким содержанием кислорода, чтобы вывести больного из состояния дыхательной гипоксии. Разница связана с тем, что емкость крови и тканей для углекислоты гораздо выше, чем для кислорода.

Снижение максимального и среднего давлений в легких. Мы отмечали уже, что больному при всех условиях должен быть обеспечен достаточный минутный объем вентиляции. Однако совершенно не безразлично, ценой какого давления в легких будет достигнут этот объем вентиляции. Как показали ставшие классическими исследования, вредные эффекты ИВЛ связаны прежде всего с повышением среднего внутрилегочного давления. Поэтому долго считали рациональной такую методику ИВЛ, при которой дыхательные потребности пациента удовлетворяются при наиболее низком среднем давлении в легких.

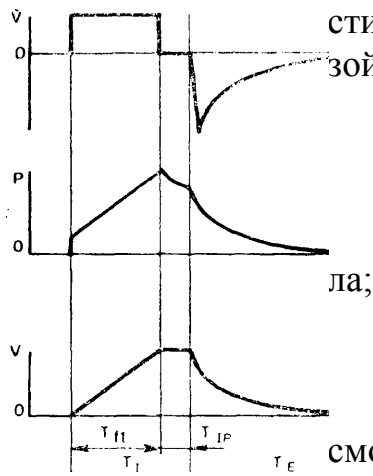
Считалось общепринятым, что «пик давления» в легких на высоте вдоха не должен превышать 20 см вод.ст., и лишь во время коротких периодов раздувания легких допустимо давление, превышающее 30 см вод.ст. Желательно, чтобы среднее внутрилегочное давление не превышало 4 — 5 см вод.ст. Со времен исследований Frey, Stoffregen (1959) оптимальным считался такой режим ИВЛ, при котором среднее внутрилегочное давление стремится к нулю, как при спонтанном дыхании.

Дыхательные потребности больного во время ИВЛ при минимальном среднем давлении в легких можно обеспечить при соблюдении следующих условий.

1. Положительное давление в легких должно поддерживаться только во время введения в легкие требуемого дыхательного объема. Иными словами, выдох должен начинаться немедленно после введения газа в легкие, без задержки после вдоха. Задержка газа в легких после окончания вдувания (пауза вдоха), как при использовании некоторых моделей аппаратов ИВЛ, приводит к появлению «плато» на кривой давления и к увеличению среднего внутрилегочного давления.

Паузой вдоха следует называть ту часть вдоха, во время которой вдувание газа в легкие пациента уже прекратилось, а выдох еще не начался. С технической точки зрения пауза вдоха характеризуется тем, что линии вдоха и выдоха аппарата перекрыты и от пациента отсоединены, поэтому скорость вдувания равна нулю, а давление «во рту» и дыхательный объем не увеличиваются (рис. 4). Ряд авторов, начиная с Engstrom (1963), считают, что наличие «плато» способствует равномерности внутрилегочного распределения вентиляции [Максимов Б.П., 1979; Damman, McAslan, 1977; Zietz, 1981]. Вместе с тем специальные клинические исследования с применением азотографического метода определения равномерности вентиляции [Юревич В.М., 1966], равно как и экспериментальные исследования на модели легких [Черкасова А.А., 1970], не выявили отличий в равномерности распределения вентиляции при проведении ИВЛ с «плато» на вдохе и без него. Nordstrom (1972) в весьма обстоятельных экспериментальных исследованиях обнаружил, что PaO_2 и $Paco_2$ не имеют различий при ИВЛ с «плато» на вдохе и без него. Зато при наличии «плато» на вдохе было отмечено уменьшение минутного и ударного объема сердца, снижение артериального давления, а также снижение проходимости сосудов легкого (что эквивалентно уменьшению легочного кровотока). Клинические исследования Б.П. Максимова (1979) также

показали, что введение паузы вдоха, составляющей по времени 20% от длительности всего дыхательного цикла, приводит к повышению среднего внутрилегочного давления на 43% и сопровождается снижением венозного возврата крови и производительности работы сердца.



4. Функциональные кривые объемной скорости (\dot{V}), давления (P) и объема (V) при ИВЛ с паузой вдоха:

T_{ff} — продолжительность вдувания;

T_I — продолжительность вдоха;

T_E — продолжительность выдоха;

T_C — продолжительность дыхательного цикла;

T_{IP} — продолжительность паузы вдоха.

Представляет несомненный интерес рассмотреть процессы, происходящие в легких при наличии или отсутствии паузы вдоха с использованием математической двухкамерной модели легких. Характеристиками модели служат общие значения растяжимости (C_0) и сопротивления (R_0), а также регионарные значения этих параметров: для левой камеры C_1 и R_1 , для правой камеры C_2 и R_2 .

Методика нашего исследования заключалась в расчете и сопоставлении объемов газа (V_1, V_2), поданных в каждую камеру, и возникающих там давлений P_1, P_2 (для модели в целом — V_0 и P_0). При этом рассмотрены два режима ИВЛ: с паузой на вдохе и без паузы, обеспечивающих одну и ту же вентиляцию. Кроме того, исследования основывались на том, что давления на входе в каждую камеру равны между собой, а объемная скорость вдувания в модель равна сумме объемных скоростей вдувания газа в каждую из камер:

$$V_0 = V_1 + V_2.$$

Чтобы приблизить результаты расчетов к реальной клинической ситуации, они были выполнены для следующих пяти комбинаций характеристик камер модели:

модель 1 — в целом имеет типовое значение растяжимости и несколько увеличенное (для получения контрастных результатов) значение сопротивления. Характеристики каждой камеры одинаковы, что соответствует отсутствию легочной патологии;

модель 2 — при прежних значениях характеристик модели в целом моделируется рестриктивно-обструктивная патология в левой камере: снижается ее растяжимость и одновременно увеличивается сопротивление. Изменения характеристик подобраны так, чтобы постоянные времени камер ($\tau = RC$) сохранили прежнее и равное предыдущей ситуации значение;

модель 3 — сохраняя неизменными значения характеристик модели в целом, моделируется маловероятная ситуация, при которой снижение растяжимости в левой камере сопровождается уменьшением ее сопротивления; в

правой камере характеристики изменяются в обратном направлении. Существенная особенность этого случая — резкое различие (в 16 раз) постоянной времени камер;

модель 4 — рестриктивная патология: растяжимость левой камеры по сравнению с правой снижается, но сопротивления камер остаются равными между собой и соответствующими первой ситуации. Общие характеристики модели остаются теми же, что и в других ситуациях;

модель 5 — обструктивная патология в правой камере:

при нормальных и одинаковых значениях растяжимости сопротивление правой камеры значительно увеличивается. Общие характеристики модели остаются неизменными.

Количественные значения параметров камер, принятые в расчетах, приведены в табл. 2.

Таблица 2

Величины функциональных параметров для исследуемых моделей «легочной патологии»

Параметр	Значение параметров для моделей				
	1	12	3	4	5
Растяжимость, л/кПа:					
левая камера, C_1	0,25	0,10	0,10	0,10	0,25
правая камера, C_2	0,25	0,40	0,40	0,40	0,25
общая, C_0	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50
Сопротивление, - кПа x с/ л					
левая камера, R_1	0,80	2,00	0,50	0,80	0,50
правая камера, R_2	0,80	0,50	2,00	0,80	2,00
общее, R_0	0,40	0,40	0,40	0,40	0,40
Постоянная времени, с:					
левая камера, t_1	0,20	0,20	0,05	0,08	0,125
правая камера, T_2	0,20	0,20	0,80	0,32	0,50
общая, t_0	0,20	0,20	0,20	0,20	0,20

Результаты расчета приведены в табл. 3. Для режима ИВЛ с паузой вдоха после ее возникновения давления выравниваются: газ из камеры с большим давлением перетекает в камеру с меньшим давлением. Давления выравниваются только в тех случаях, когда в конце вдувания давления в левой и правой камерах неравны, т.е. в моделях 3, 4 и 5. Конечным результатом этого процесса должно быть установление в каждой камере общего значения, равного $P_0 = S/V$, т.е. 1,6 кПа. Однако для такого выравнивания требуется некоторое время. Для принятой двухкамерной модели постоянная времени выравнивания имеет вид:

$$T_B = C_1 C_2 (R_1 + R_2) / (C_1 + C_2)$$

Как известно, для завершения экспоненциального процесса выравнивания на 95% требуется интервал, равный трем постоянным времени выравни-

вания, т.е. для модели 3 — 0,6 с, для модели 4 — 0,38 с и для модели 5 — 0,94 с. Отсюда ясно, что процесс выравнивания давления в камерах модели при принятом значении длительности паузы вдоха 0,3 с полностью завершиться не успеет. Поэтому давления в камерах в конце паузы хотя и несколько сблизятся, но все же будут различными. Естественно, что и объем в этих камерах в конце паузы также не будет равным (см. табл. 2, значение для моделей 3, 4 и 5).

Результаты расчетов показывают, что при одинаковых характеристиках камер (модель 1) объемы и давления в них будут равными. В этом случае введение паузы вдоха оказывается безрезультатным.

При рестриктивно-обструктивной патологии в одной из камер (модель 2) изменения растяжимости и сопротивления таковы, что их влияния на постоянную времени камеры имеют тенденцию к взаимной компенсации: снижение растяжимости уменьшает, а рост сопротивления увеличивает постоянную времени камеры. Если комбинация этих факторов приводит к равенству постоянных времени обеих камер, как в данном случае, то давление в конце вдувания в них становится одинаковым и не требует выравнивания. Однако объемы вентиляции камер не равны между собой и прямо пропорциональны их растяжимости. Отсутствие выравнивания давления отнюдь не означает равномерного внутрилегочного распределения объемов, но делает бесполезным применение паузы вдоха.

В модели 3 рестриктивно-обструктивная патология такова, что сопровождается неравенством постоянных времени камер. В конце вдувания объемы и давления в камерах различны. Поэтому при ИВЛ с паузой вдоха происходит выравнивание давления, которое, однако, за длительностью паузы при использованных в расчете значениях параметров завершается лишь на 78%. Так как в конце вдувания большее давление было создано в камере, в которую был введен меньший объем, то происходит парадоксальное явление: выравнивание давления сопровождается углублением неравенства распределения объемов. Поэтому ИВЛ без паузы на вдохе, с точки зрения равномерности вентиляции, более благоприятна, поскольку высокое сопротивление «сдерживает» поступление газа в камеру с большей растяжимостью.

Показатель вентиляции	Модель 1			Модель 2			Модель 3			Модель 4			Модель 5		
	левая камера	правая камера	модель в целом	левая камера	правая камера	модель в целом	левая камера	правая камера	модель в целом	левая камера	правая камера	модель в целом	левая камера	правая камера	модель в целом
Показатели вентиляции в конце вдувания: Скорость вдувания, V, л/с: без паузы	0,400	0,400	0,800	0,160	0,640	0,800	0,240	0,560	0,800	0,187	0,613	0,800	0,457	0,343	0,800

вдоха с паузой	0,570	0,570	1,140	0,228	0,912	0,140	0,380	0,760	1,140	0,281	0,859	1,140	0,676	0,464	1,140
вдоха Дыхатель- ный объем, V, л:															
без паузы	0,400	0,400	0,800	0,160	0,640	0,800	0,240	0,560	0,800	0,187	0,613	0,800	0,457	0,343	0,800
вдоха с паузой	0,400	0,400	0,800	0,160	0,640	0,800	0,267	0,532	0,800	0,198	0,602	0,800	0,474	0,326	0,800
вдоха Давление в камере, P, кПа:															
без паузы	1,60	1,60	—	1,60	1,60	—	2,40	1,40	—	1,87	1,53	—	1,83	1,37	—
вдоха с паузой	1,60	1,60	—	1,60	1,60	—	2,66	1,33	—	1,97	1,51	—	1,89	1,29	—
вдоха Давление на входе в мо- дель, P ₀ , кПа															
без паузы	—	—	1,92	—	—	1,92			о ко			2,02			2,06
вдоха с паузой	—	—	2,06	—	—	2,06	—	—	2,85	—	—	2,19	—	—	2,23
вдоха Показатели вентиляции в конце пау- зы вдоха:															
Давление в камере P _п , кПа	Вследствие равенства						1,837	1,540	—	1,636	1,591	—	1,710	1,470	—
Дыхатель- ный объем в камере, V _п , л	давлений в камерах в конце вдувания перерас- пределение давления и объемов в камерах не происходит						0,186	0,614	0,800	0,165	0,635	0,800	0,428	0,372	0,800
Давление на входе в мо- дель, P _{0п} , кПа							—	—	1,780	—	—	1,610	—	—	1,660

В модели 4 при моделировании рестриктивной патологии сравнительно небольшая разница давлений в камерах за время паузы при ИВЛ почти полностью нивелируется. Однако и в этом случае нельзя говорить о положительном влиянии паузы на равномерность вентиляции, поскольку выравнивание давления, как и в модели 3, сопровождается перетеканием газа из камеры с меньшим объемом в камеру с большим объемом, т.е. дифференциация объемов в камерах по сравнению с ИВЛ без паузы вдоха только усиливается.

Наконец, в модели 5 (обструктивная патология) равенство растяжимостей камер приводит к тому, что выравнивание давлений одновременно означает и выравнивание объемов. Однако для полного выравнивания может потребоваться столь длительная пауза, которая практически неосуществима. При использованных в расчете значениях за паузу, равную 0,3 с, выравнивание давлений обеспечивается на 62%, по и при этом ИВЛ с паузой вдоха лишь незначительно уменьшает разницу в объемах камер по сравнению с ИВЛ без паузы вдоха.

Если в качестве критерия равномерности внутрилегочного распределения вентиляции принять выравнивание объема и давления газа в участках легких с различными комбинациями растяжимости и сопротивления, то использованная методика не выявляет заметных преимуществ ИВЛ с паузой вдоха. Действительно, хотя пауза вдоха стимулирует выравнивание давлений в различных частях легких, однако за реально применяемое время паузы полного выравнивания не происходит; выравнивание давления в общем случае не только не равнозначно выравниванию объемов, но в ряде ситуаций приводит к дальнейшему увеличению неравномерности распределения объемов; некоторое незначительное преимущество ИВЛ с паузой вдоха проявляется только в случае обструктивной патологии частей легких.

Приведенные выводы не исключают целесообразности применения паузы вдоха. Следует, вероятно, согласиться с мнением Loh, Sykes (1978), которые считают возможности использования и регулирования по времени паузы в конце вдоха не обязательными, но желательными для универсальных аппаратов ИВЛ.

2. Скорость вдувания газовой смеси в легкие должна быть оптимальной. Чем выше скорость вдувания при заданном дыхательном объеме, тем меньше будет время вдоха, а следовательно, тем ниже будет среднее внутрилегочное давление.

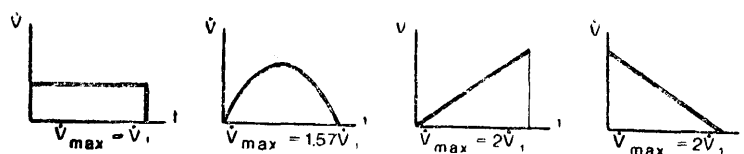
Скорость вдоха зависит от величины дыхательного объема и частоты дыхания. Кроме того, на величину скорости потока газа при вдохе оказывает решающее влияние отношение длительности вдоха к длительности выдоха. Если, например, дыхательный объем равен 500 мл, частота дыхания 20 в минуту, а отношение длительности вдоха к длительности выдоха 1:2, то продолжительность одного дыхательного цикла 3 с, время вдоха 1 с, а скорость вдувания 500 мл/с, или 30 л/мин. При заданных дыхательном объеме и частоте дыхания изменить скорость вдувания можно изменением отношения длительности вдоха и выдоха.

С позиции уменьшения среднего внутрилегочного давления и тем самым уменьшения отрицательного влияния ИВЛ на гемодинамику можно было бы считать, что чем выше скорость вдоха, тем лучше. Однако многочисленные исследования показали, что высокая скорость вдоха усугубляет неравномерность альвеолярного распределения газа. Так, по данным Б.П. Максимова (1979), наибольшая неравномерность вентиляции отмечена при ИВЛ с длительностью фазы вдоха, составляющей 15% от времени всего дыхательного цикла (т.е. при отношении длительности вдох/выдох примерно 1:6), и,

напротив, равномерность вентиляции была оптимальной, когда длительность фазы вдоха составляла 33% от времени всего дыхательного цикла (т.е. при отношении длительности вдох/выдох как 1:2). Spalding, Smith (1978) наблюдали заметное увеличение функционального мертвого пространства при уменьшении длительности вдоха и, следовательно, увеличении скорости потока газа при ИВЛ у детей. Lachmann и соавт. (1978) экспериментально установили, что при тяжелых поражениях легких наилучшие результаты оксигенации крови при ИВЛ удается получить при отношении длительности вдоха и выдоха, равном 4:1.

При выборе оптимальной величины скорости вдоха существуют две противоположные тенденции: одна — увеличивать скорость вдоха в интересах гемодинамики, другая — уменьшать ее в интересах легочного газообмена. Еще в 1948 г. Cournaud и соавт. установили, что оптимальная длительность вдоха в обычных условиях составляет 1 с, а среднефизиологическая скорость — 30 — 50 л/мин. При такой скорости вдоха А.П. Зильбер и соавт. наблюдали оптимальные показатели легочных функций, увеличение же скорости вдоха на 30 — 40% за счет укорочения длительности вдоха приводило к ухудшению газо- и гемодинамики в легких и нарушению легочных функций.

Из изложенного выше можно сделать вывод, что диапазон регулирования величины отношения длительности выдоха и вдоха у аппаратов ИВЛ должен иметь границы от 1 до 3, а оптимальной величиной, если этот параметр нерегулируем, следует считать величину, равную 2. Именно такую величину предлагают в числе основных требований к аппаратам ИВЛ Loh, Sykes (1978). Лучшие аппараты ИВЛ (в том числе отечественные) допускают регулировку данного параметра в оптимальных пределах.



5. Различные формы скорости вдувания, обеспечивающие подачу одного и того же дыхательного объема: слева направо — постоянная, синусоидальная, возрастающая, убывающая, V_1 — средняя скорость.

Выше рассмотрено влияние на гемодинамику и газообмен скорости потока газа, когда этот параметр имеет постоянную величину в течение всей фазы вдоха (т.е. когда форма волны вдыхаемого потока имеет характер прямоугольного импульса, как, например, у отечественных аппаратов РО). Однако это лишь частный случай. Аппараты ИВЛ генерируют потоки газа с разными формами графических кривых вдыхаемого потока: нарастающей (так называемой «наклонной», «пилообразной»), как у аппаратов «Энгстрем»; убывающей («отрицательно-наклонной», «обратной пилообразной» и т.п. различных авторов), как, например, у аппарата «Барнет-вентилятор»; синусоидальной, как, например, у аппарата «Спиромат-650» (рис. 5).

Herzog, Norlander (1968) — создатели аппарата «Энгстрем» — высказали мнение, что оптимальные результаты для легочного газообмена при ИВЛ можно получить при нарастающей скорости вдыхаемого потока, свойственной этому аппарату. Наиболее интенсивные исследования в этом направлении были проведены в 70-е годы, когда появились аппараты ИВЛ, позволяющие выбирать форму вдыхаемого потока (например, «Сервоventилятор-900», «Ииевмотрон-80»). Однако результаты исследований оказались весьма противоречивыми. Так, Johansson и соавт. (1975) установили, что общее влияние на распределение потока газа в легких и на легочную перфузию у обследуемых лиц (без легочной или сердечно-сосудистой патологии) в случае ИВЛ при нарастающей или постоянной скорости было лучше, чем при убывающей; этот эффект был заметнее при более высокой частоте дыхания и малой паузе в конце вдоха. В легочной механике у больных с хроническими заболеваниями легких, как и у больных без легочной патологии, выявлено некоторое преимущество убывающей скорости вдыхаемого потока газа. Наконец, при исследовании гемодинамических показателей было обнаружено очень малое влияние различных форм скоростей вдыхаемого потока. Авторы объясняют это эффектом «фильтрации» в сложной легочной структуре с участками различных сопротивлений, приводящим к своего рода «демпфированию», смягчению различий волн и к образованию в конечном итоге формы движения газа в легких, близкой к синусоидальной.

Ваker и соавт. (1977) нашли, что убывающая скорость потока при ИВЛ наиболее благоприятна для большинства физиологических параметров; применение нарастающей скорости потока приводит к увеличению легочного шунтирования крови; синусоидальная и прямоугольная формы скорости потока, мало различаясь по влиянию на физиологические показатели, занимают промежуточное положение между влиянием убывающей и нарастающей форм скорости потока. В противоположность указанным авторам А.П. Зильбер и соавт. (1977) показали, что при ИВЛ любой длительности наиболее целесообразна нарастающая скорость потока, с «пиком» в конце вдоха.

Можно было бы продолжить противопоставление результатов и мнений различных исследователей. Однако все единодушны в одном: различия во влиянии на основные физиологические показатели разных форм скорости вдыхаемого потока, даже если они существуют, непостоянны и несущественны. Похоже, что возможность регулирования формы скорости вдыхаемого потока больше служит «престижности» аппаратов и отражает желание быстрее реализовать технические новшества, а не удовлетворить объективные медицинские потребности.

Во время ИВЛ (особенно длительной) врач всегда стремится найти, хотя бы эмпирически, оптимальные параметры вентиляции. В связи с этим целесообразно, чтобы современный универсальный аппарат ИВЛ дал возможность врачу выбрать оптимальную для данного больного форму скорости вдыхаемого потока.

3. Выдох должен осуществляться без сопротивления, т.е. после окончания вдоха должно обеспечиваться свободное и быстрое падение давления в системе аппарат — легкие до уровня атмосферного.

В современных аппаратах ИВЛ предусматривается возможность выпуска выдыхаемого газа через клапан, обладающий минимальным сопротивлением. В лучших моделях это сопротивление не превышает 0,6 см вод.ст.

Исключение составляют случаи, когда повышение сопротивления выдоху, создающее положительное давление в конце выдоха (ПДКВ, РЕЕР), имеет терапевтические цели. Ряд клинических и экспериментальных исследований показал, что ИВЛ с перемежающимся положительно-положительным давлением (т.е. с ПДКВ), сопровождающаяся увеличением функциональной остаточной емкости легких, улучшает вентиляционно-перфузионные соотношения и уменьшает венозное шунтирование [Кассиль В.Л. и др., 1975; Perel et al., 1978]. Положительное давление в конце выдоха уменьшает эффект преждевременного экспираторного закрытия дыхательных путей, поддерживает проходимость воздухоносных путей, препятствует спадению альвеол и образованию ателектазов [Ashbaugh, 1973].

Говоря о положительном влиянии ИВЛ с ПДКВ, нельзя игнорировать отрицательные эффекты способа, связанные с повышением внутрилегочного давления.

Johansson и соавт. (1972) установили, что ИВЛ с ПДКВ приводит к снижению общего кровотока на 26% и повышению давления в системе воротной вены. Hedenstierna и соавт. (1979) при ПДКВ, равном 20 см вод.ст., отмечали снижение легочного кровотока в 2 — 3 раза с выраженными нарушениями равномерности его распределения (смещение кровотока от центра легких к периферии). Fewell и соавт. (1980) при ИВЛ с ПДКВ обнаружили уменьшению давления в системе воротной вены. Hedenstierna объемов правого и левого желудочков и снижение сердечного выброса за счет уменьшения венозного возврата крови.

И все же способ ИВЛ с ПДКВ остается показанным при некоторых клинических ситуациях, например, как считают В.Л. Кассиль и Н.М. Рябова (1977), у больных с ухудшением механических свойств легких, с нарушением вентиляционно-перфузионных отношений и с увеличенным венозным шунтированием, когда вдыхание гипероксической смеси не в состоянии корригировать гипоксемию. Bergmann и Neseck, делая программный доклад на VII Конгрессе анестезиологов и реаниматологов ГДР (1978), также рекомендовали этот способ в ряде случаев при условии регулирования давления в конце вдоха в зависимости от величины легочного шунтирования, статической растяжимости легких и P_{aO_2} .

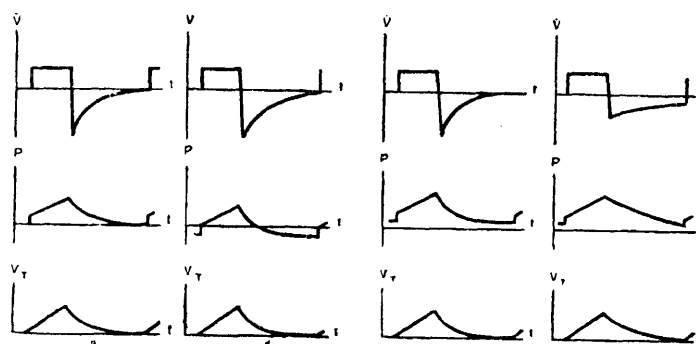
В совместном докладе Kuckelt и соавт., Г.А. Петракова и В.Л. Кассиля на упомянутом конгрессе было показано, что величины ПДКВ (от 5 до 20 см вод.ст.) должны применяться при ИВЛ в зависимости от оптимизации статической тораколегочной растяжимости; при этом сделан вывод, что ПДКВ выше 20 см вод.ст., не оказывая положительного влияния на растяжимость легких, ухудшает гемодинамику и нарушает транспорт кислорода.

При тяжелых формах респираторного дистресс-синдрома (например, при геморрагической гриппозной пневмонии) мы предлагаем применять ИВЛ с так называемым оптимальным ПДКВ.

Суть метода заключается в следующем. Известно, что величины легочного шунта, не превосходящие 15%, являются достаточно удовлетворительными. Расчеты показывают, что если при вдыхании 100% O_2 величина Pa_{O_2} достигает 400 мм рт. ст., величина легочного шунта составляет примерно 15%. Следовательно, задача состоит в том, чтобы найти такой режим ИВЛ, при котором величина Pa_{O_2} у больного составляла бы примерно 400 мм рт. ст. при вентиляции 100% кислородом, а затем, учитывая отрицательные эффекты длительной ингаляции гипероксических смесей, уменьшить концентрацию O_2 до приемлемых величин (40 — 50%).

В условиях полной адаптации больного к аппарату ИВЛ при подаче 100% кислорода начинают постепенно повышать давление конца выдоха, увеличивая его каждый раз на 5 см вод.ст. Через 20 мин после очередного повышения исследуют Pa_{O_2} и Pa_{CO_2} , полагая, что указанное время достаточно для установления нового уровня газов крови под влиянием измененного режима ИВЛ. Если Pa_{O_2} не достигает 400 мм рт. ст., то производят очередное повышение ПДКВ, показатель же Pa_{CO_2} служит основанием для коррекции вентиляционных объемов. Таким образом, интервалы времени между каждым повышением ПДКВ составляют приблизительно 30 мин. Одновременно тщательно наблюдают за состоянием артериального и центрального венозного давлений, регулируя на этой основе темп внутривенных инфузий плазмозамещающих растворов и вазопрессорных средств.

Существует несколько способов создания ПДКВ. Один из способов состоит в увеличении сопротивления выдоху с помощью специального крана в линии выдоха аппарата. Такой кран входит в состав ряда отечественных аппаратов ИВЛ. При другом способе используется выдох с пре одолением давления, создаваемого специальными клапанами или погружением конца шланга выдоха в воду на определенную глубину. Можно заметить, что при включении сопротивления выдоху (рис. 6, г) объемная скорость выдоха уменьшается (сравните с рис. 6, а), а время динамической фазы выдоха увеличивается, паузы после выдоха нет; если увеличить продолжительность фазы выдоха, то можно снизить давление в конце выдоха до нуля. При втором способе — включении противодавления — кривая объемной скорости (рис. 6,в) сохраняет приблизительно такой же вид, как при вентиляции с перемежающимся положительно-нулевым давлением, по основание кривой давления смещено по осп ординат на величину ПДКВ. Сравнительные преимущества способов ПДКВ пока еще недостаточно обоснованы. Однако включение противодавления чаще используют при преобладающих расстройствах легочной диффузии («шоковое легкое», «респираторные дистресс-синдромы»), а увеличение сопротивления выдоху применяют для уменьшения преждевременного экспираторного закрытия дыхательных путей при обструктивных синдромах.



6. Функциональные кривые при ИВЛ с пассивным выдохом (а), с активным выдохом (б), с положительным давлением в конце выдоха, полученным с помощью клапана ПДКВ (в) и крапа сопротивления выдоху (г).

\dot{V} — объемная скорость; P — давление на выходе аппарата; V_T — дыхательный объем.

К способу ИВЛ с ПДКВ (особенно при «сеансном» применении ПДКВ) примыкает способ периодического раздувания легких (так называемые искусственные глубокие вздохи). Мнение о том, что нормальное дыхание есть дыхание равномерное, со стабильной глубиной вдохов, было опровергнуто работами Mead, Collier (1959), а также Egbert и соавт. (1965) и Ferns, Pollard (1966).

Уменьшение растяжимости легких при «монотонной» вентиляции с современных позиций можно объяснить прогрессирующим коллабированием «работающих» альвеол из-за расходования в них сурфактантов. Для раскрытия резервных альвеол, в которых происходило накопление сурфактантов, необходимо дополнительное дыхательное усилие — гиперинфляция, сопровождающаяся увеличением функциональной остаточной емкости легких. Периодическая гиперинфляция — обязательный компонент нормального дыхания человека.

В современных моделях аппаратов ИВЛ периодическая гиперинфляция достигается разными способами. Так, в аппарате «Энгстрем ЕКС-2000» используется режим глубоких вдохов, при котором на каждые 100 или 400 обычных вдохов приходится 2 вдоха двойного объема. Однако такой способ не может считаться оптимальным. Анестезиологи, которые принимали участие в операциях на открытой грудной клетке, знают, что хорошее расправление легкого может быть достигнуто при вентиляции вручную не просто увеличением дыхательного объема, а препятствием расправлению дыхательного мешка на выдохе, т.е. созданием ПДКВ. Garrard, Shah (1978) считают, что положительное давление на выдохе является простым и эффективным методом увеличения функциональной остаточной емкости при временном и обратимом снижении объема легких.

В аппарате «Спиромат-661» способ раздувания легких обеспечивается регулируемым увеличением давления выдоха один раз на каждые 100 вдохов в течение 3 дыхательных циклов. В аппарате «Спиромат-760» периоды раздувания повторяются чаще — через каждые 50 вдохов. В отечественных аппаратах РО-5 и РО-6 имеется система автоматического раздувания, которая

через каждые 8 мин на 2 — 3 дыхательных цикла включает сопротивление выдоху, что вызывает нарастающую задержку в легких дыхательного газа и кратковременное увеличение функциональной остаточной емкости легких. Это приводит к кратковременному возрастанию давления в конце выдоха и конце вдоха на 8 — 10 см вод.ст.

4. В фазе выдоха может быть применено отрицательное давление. Снижение среднего внутрилегочного давления до нуля, а при необходимости получение отрицательного давления можно обеспечить разрежением при выдохе, т.е. полным или частичным принудительным отсасыванием газа во время выдоха (так называемый активный выдох, или вентиляция с перемежающимся положительно-отрицательным давлением, ВППОД, NEEP).

Целесообразность отрицательного давления на выдохе дискутируется еще со времени так называемого пульмоторного диспута: в 20-е годы крупный американский физиолог Гендерсон возразил против использования в немецком аппарате «Пульмотор» фазы отрицательного давления. Однако многие клиницисты и физиологи высказались в пользу активного выдоха [Неговский В.А., Гаевская М.С., 1956; Steiner et al., 1965; Lissac et al., 1977].

Применение отрицательного давления на выдохе снижает среднее внутрилегочное давление в результате того, что: а) вдох начинается при давлении в легких ниже атмосферного, и поэтому альвеолярный «пик давления» ниже, чем если бы вдох с тем же дыхательным объемом был начат при атмосферном давлении; б) появляется пик отрицательного давления на выдохе. Среднее отрицательное внутрилегочное давление суммируется со средним положительным внутрилегочным давлением, вследствие чего значительно уменьшается абсолютная величина последнего (см. рис. 6,6). По мнению Frey, Stoffregen, наиболее благоприятным результатом суммирования будет такой, когда среднее внутрилегочное давление станет равным нулю; скорость выдоха можно увеличить применением отрицательного давления, что существенно в случаях повышенного сопротивления выдоху.

Кроме уменьшения среднего внутрилегочного давления, фаза отрицательного давления на выдохе непосредственно способствует увеличению венозного возврата, как бы восстанавливая присасывающий эффект «грудной помпы», свойственный спонтанному дыханию. Hubau и соавт. (1955) обнаружили увеличение венозного возврата на 33% при нормоволемии и на 100% при гиповолемии. Пик отрицательного давления не должен быть слишком большим.

Вполне достаточно, чтобы он составлял $1/3$ — $1/2$ — величины пика положительного давления, т.е. в среднем 5 — 7 см вод.ст.

При некоторых заболеваниях легких, сопровождающихся потерей эластических свойств бронхов (деструктивный бронхит, диффузный пневмосклероз, обструктивная эмфизема легких), применять отрицательное давление на выдохе нужно чрезвычайно осторожно. При этих заболеваниях стенки бронхов малого калибра становятся дряблыми и, следуя закону Бернулли, в ответ на высокое разрежение «во рту» легко спадаются, давая хорошо из-

вестный симптом «воздушной ловушки» («Cheak-valve» английских авторов) и увеличивая эффект экспираторного закрытия дыхательных путей (ЭЗДП).

Не следует считать, что отрицательное давление на выдохе улучшает легочный газообмен. Наши исследования показали, что введение отрицательного давления в фазу выдоха не увеличивает элиминацию углекислого газа. Более того, оно оказывает неблагоприятное влияние на равномерность распределения вентиляции, о чем свидетельствует патологический характер капнографической кривой (отсутствие альвеолярного «плато», а также удлинение времени денитрогенации, обнаруженное нами при азотографии. Sykes и соавт. (1970) установили, что разрежение на выдохе — 10 см вод.ст. сопровождалось резким увеличением венозной примеси (до 26% минутного объема сердца). Они объяснили это увеличением внутрилегочного объема крови на высоте выдоха, когда вентиляционный объем легких наименьший, а также отеком под действием градиента давлений по обе стороны альвеоло-капиллярной мембраны и коллапсом альвеол. Мы разделяем мнение В.Л. Кассиля и Н.М. Рябовой (1977), а также А.П. Зильбера (1978), что при ряде заболеваний (пневмония, ателектаз, отек легких, обструктивные легочные заболевания» переломы ребер) следует отказаться от применения активного выдоха. В то же время, как показал наш опыт, а также опыт других исследователей [Уваров Б.С. и др., 1965; Чепкий Л.П. и др., 1967], активный выдох целесообразен при заболеваниях, сопровождающихся тяжелыми расстройствами кровообращения.

Измерение давления и разрежения в системе аппарат — больной не представляет трудностей. Нужно, однако, помнить, что показания измерительных приборов аппаратов ИВЛ представляют собой величину давления «во рту», которая часто отличается от величины давления в легких. Разница тем больше, чем выше сопротивление дыхательных путей.

Описанное выше представляет собой в основном общий подход к рациональному выбору параметров ИВЛ. Ряд конкретных вопросов методики и выбора этих параметров следует решать индивидуально у каждого больного, сообразно характеру его дыхательной и прочей патологии.

Глава 3

НЕКОТОРЫЕ СПЕЦИАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ И СПОСОБЫ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

СТРУЙНЫЙ (ИНЖЕКЦИОННЫЙ) МЕТОД ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Одним из обязательных условий проведения традиционных методов ИВЛ является герметизация системы аппарат — верхние дыхательные пути больного. Это необходимо потому, что, согласно физическому закону, ламинарный поток газа всегда направлен в область с более низким давлением, и в условиях разгерметизации такой областью несомненно является окружающая

атмосфера, а не легкие пациента. Правда, согласно закону Гагена — Пуазейля, объемный расход газа прямо пропорционален четвертой степени диаметра газопровода. Это в свою очередь позволяет допускать частичную разгерметизацию: например, проводить ИВЛ с нераздутой манжетой трахеальной трубки, полагая, что при избыточном общем газотоке утечка газа через узкую щель между внутренней стенкой трахеи и наружной стенкой трубки не приведет к уменьшению легочной вентиляции.

Однако существуют такие ситуации, когда ИВЛ необходимо проводить в условиях тотальной разгерметизации дыхательных путей. К таким ситуациям относятся, например, эндобронхиальные исследования и манипуляции через бронхоскоп при открытом проксимальном его конце, операции на пересеченной и широко открытой трахее, на главных бронхах, гортани и др. В этих условиях «методом выбора» является струйный (инжекционный) метод ИВЛ, предложенный в 1967 г. Sanders и усовершенствованный благодаря работам Г.И. Лукомского, Л.А. Вайсберга и соавт. (1973, 1974), а также О.Д. Колюцкой и соавт. (1981).

Струйным принято называть такой метод, при котором линейная скорость потока газа при его поступлении непосредственно в дыхательные пути больного или в какую-либо трубку (трахеальную трубку, трахеостомическую канюлю, бронхоскоп и др.), введенную в дыхательные пути, в десятки раз превышает линейную скорость ламинарного потока газа при обычных методах ИВЛ. При одном и том же объемном расходе газа линейная скорость газотока обратно пропорциональна площади сечения газопровода, т.е. квадрату его диаметра. Следовательно, для достижения высокой линейной скорости потока газ должен быть пропущен через газопровод с очень малым внутренним диаметром. Например, при ИВЛ с минутной вентиляцией 12 л/мин и отношением длительности вдоха и выдоха 1 : 2 линейная скорость движения газа в фазе вдоха в трахеальной трубке с внутренним диаметром 10 мм равна 7,7 м/с; при тех же параметрах вентиляции, но при пропускании газа через иглу для внутривенных вливаний с внутренним диаметром 1,5 мм линейная скорость возрастает до 340 м/с, становясь равной скорости звука в воздухе.

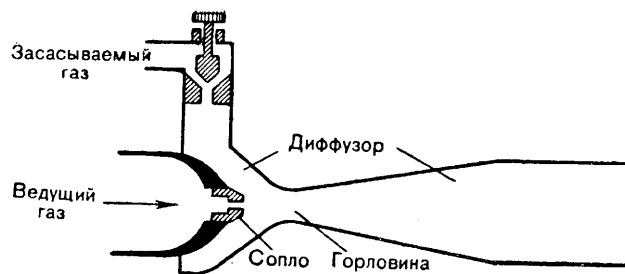
В 1738 г. Д. Бернулли сформулировал законы для потока газов и жидкостей через трубку неодинакового сечения. Он показал, что давление газа или жидкости меньше в том месте трубки, где линейная скорость потока больше. Уменьшение давления связано с временным превращением потенциальной энергии (давления) в увеличенную кинетическую энергию потока. Чем выше скорость, тем больше кинетическая энергия в узкой части трубы и тем меньше энергия давления в этой части. Основываясь на законах Бернулли, в конце XVIII века Вентури установил, что если скорость потока газа или жидкости в трубе достаточно велика, то давление в ней падает ниже атмосферного и наружный воздух может всасываться в трубу через отверстие в ее стенке. Для вычисления величины кинетической энергии (Н) и соответственно потери давления в потоке воздуха Р. Макинтош и соавт. (1962) предложили следующее уравнение:

$$H = 2,77 \cdot 10^{-3} \times [Q(\text{л/мин})/D^2(\text{см})] \text{ мм вод.ст.}$$

Для приведенных выше параметров ИВЛ (объемный поток в фазе вдоха 36 л/мин, диаметр иглы 0,15 см) расчетное падение давления составляет около 7100 мм вод.ст. (71 кПа).

Фактический всасывающий эффект в результате влияния различных дополнительных факторов (сжатие газа, образование теплоты из-за его трения и т.д.) может заметно отличаться от расчетного.

Итак, при струйном методе ИВЛ достаточно широкое отверстие разгерметизации не является нежелательным местом утечки газа; напротив, в фазе вдоха оно представляет собой впускное отверстие для засасывания дополнительного объема воздуха и увеличения объема вентиляции, а в фазе выдоха обеспечивает свободный, без дополнительного сопротивления, выход газа в атмосферу. Эффект Вентури послужил основой создания инжектора, принципиальная схема которого приведена на рис. 7. Расчет и конструирование инжектора с заданным коэффициентом инжекции достаточно сложны. Однако на практике для обеспечения струйной ИВЛ нередко пользуются весьма простыми устройствами. Так, для ИВЛ при операциях на верхнем отделе гортани О.Д. Колюцкая, В.С. Молосговский, Е.С. Горобец и соавт. (1981) предложили использовать ларингоскоп, в котором рядом с осветительной лампой впаяна игла диаметром 1,5 — 2 мм, являющаяся соплом инжектора, диффузором которому служит собственно гортаноглотка.



7. Устройство инжектора (схема).

Другие близкие этому способы — чрескожное введение иглы-сопла в просвет трахеи либо введение в нее через голосовые связки или через прокол крикотиреоидной мембраны тонкого газопроводящего катетера. Существуют и более сложные инжекционные устройства, например инжекционная насадка с кольцевым соплом переменного сечения для дыхательного бронхоскопа, входящая в комплекс аппарата «Эол» отечественного производства.

Необходимо отметить, что в инжекторе конкретной конструкции конечный состав смеси зависит только от размера — постоянного или регулируемого — впускного (всасывающего) канала и в определенной степени от противодействия в диффузоре инжектора, а не от объемного расхода «питающего» газа. Изменения расхода последнего определяют величину суммарного газотока, т.е. величину объема вентиляции.

Расчеты и практика показывают, что для достижения газовой струен на выходе из сопла линейной скорости со звуковой и сверхзвуковой величинами при условии обеспечения достаточного объемного газотока и адекватной лёгочной вентиляции постоянный градиент давления между входом в сопло и выходом из него должен составлять не менее $2 — 3 \text{ кг/см}^2$ ($200 — 300 \text{ кПа}$). Такое давление не в состоянии обеспечить генераторы вдоха обычных аппаратов ИВЛ, чем и объясняется создание специальных аппаратов или устройств для струйной (инжекционной) ИВЛ.

ВЫСОКОЧАСТОТНАЯ ИСКУССТВЕННАЯ ВЕНТИЛЯЦИЯ ЛЕГКИХ

В последнее время увеличивается интерес к так называемой высокочастотной ИВЛ (ВЧ ИВЛ, «High-frequency ventilation» английских авторов). Это понятие относится к ИВЛ с частотой дыхания более 60 мин^{-1} при адекватном уменьшении дыхательного объема. Метод в его современном виде был предложен Jonzon и соавт. в 1970 г. в развитие идеи «частого дыхания» Т. Грея.

Основная цель ВЧ ИВЛ — резкое уменьшение перепада давления в легких от выдоха к вдоху (при частоте более 200 мин^{-1} и дыхательном объеме $100 — 150 \text{ мл}$ давление становится практически постоянным в течение всего дыхательного цикла) и некоторое снижение среднего внутригрудного давления. Значительное уменьшение дыхательных экскурсий грудной клетки и легких дает преимущество при операциях на легких, при наличии бронхоплевральных свищей, оно способствует стабилизации внутричерепного давления, что немаловажно, например, при микрохирургических вмешательствах на мозге. Снижение максимального давления на вдохе уменьшает вероятность развития баротравмы легких и нарушений гемодинамики, способствует ощущению «дыхательного комфорта» у больного. Еще одно положительное качество ВЧ ИВЛ, которое отметил Sjostrand (1980), состоит в том, что при частоте более $80 — 100 \text{ мин}^{-1}$ при нормальном Paco_2 легко подавляется спонтанная дыхательная активность, что способствует хорошей адаптации больного к работе аппарата ИВЛ.

До сих пор остаются не вполне выясненными механизмы, обуславливающие поддержание на физиологическом уровне напряжения кислорода и углекислого газа в крови при ВЧ ИВЛ с дыхательными объемами, сравнимыми с объемом воздухоносных путей или даже меньшими, чем этот объем. Здесь уместно вновь сослаться на работы Briscoe и соавт. (1962), а также Nunn и соавт. (1965), объяснявших значительное уменьшение величины мертвого пространства при вентиляции малыми объемами с большой частотой циклов переходом от фронтального к коническому (слоynomu) движению газов с усилением их турбулентного перемешивания. Более того, ряд исследователей отмечают возможность значительно лучшей оксигенации при ВЧ ИВЛ по сравнению с традиционной ИВЛ, объясняя это отчасти повышенным давлением в конце выдоха (ПДКВ) и увеличением функциональной остаточной емкости легких [Картавенко В.И., 1984; Кассиль В.Л., 1984]. В

экспериментах на модели легких мы также обнаружили, что ПДКВ неизбежно сопровождает ВЧ ИВЛ и величина его непосредственно зависит от величины дыхательного объема, частоты дыхания и соотношения длительности вдоха и выдоха. Однако некоторые авторы, выступившие с докладами на VI Европейском конгрессе анестезиологов и реаниматологов, отмечали трудности поддержания адекватной вентиляции и в связи с этим возможность возникновения гиперкапнии при ВЧ ИВЛ, как сообщают об этом в обзоре работ Конгресса Т.М. Дабринян и А.Л. Тверской (1983).

ВЧ ИВЛ достигается двумя основными способами — «струйным» и «объемным».

Струйная ВЧ ИВЛ. Сущность этого способа заключается в комбинации струйного (инжекционного) метода ИВЛ, описанного выше, с вентиляцией под перемежающимся положительным-положительным давлением при частоте дыхания обычно $100 — 300 \text{ мин}^{-1}$. Применение способа рассчитано прежде всего на получение суммы преимуществ, свойственных каждому из слагаемых. Однако, по мнению ряда авторов, высокоскоростная струя газа в сочетании с высокой частотой обладает и специфическим действием, способствуя равномерности распределения газа в легких и улучшению смешивания газа, содержащегося во вдыхаемом объеме, с газом остаточного объема и тем самым лучшей оксигенации артериальной крови [Klain, Smith, 1977; Kirby, 1980; Eriksson, 1981].

Возможность эффективной коррекции гипоксемии и обеспечения высокого PaO_2 при струйной ВЧ ИВЛ не вызывает сомнений. Однако представляется спорным объяснять этот эффект специфическим влиянием высокоскоростной струи на внутриальвеолярное распределение и смешивание газа. Известно, что скорость газовой струи по мере удаления от сопла снижается достаточно быстро: например, на расстоянии всего 20 диаметров сопла скорость уменьшится наполовину. Основываясь на морфометрических параметрах легких [Вайбель Э.Р., 1970], можно высчитать, что при $\text{МОВ} = 20 \text{ л/мин}$ и начальной скорости газовой струи 340 м/с на уровне 17-го порядка разветвления бронхиального дерева, где начинается зона альвеол, линейная скорость газа составляет всего $0,04 \text{ м/с}$, сравниваясь с линейной скоростью газа при обычной ИВЛ с тем же МОВ .

Накопленный в СССР и за рубежом клинический опыт выявил и определенные трудности струйной ИВЛ, к которым следует отнести: практическую невозможность оценки дыхательного объема и минутной вентиляции; высокое потребление газа (обычно кислорода) на привод; невозможность применения испаряющихся анестетиков; возможные осложнения (травмирование слизистой оболочки трахеи, если катетер проведен ниже бифуркации или прилегает к стенке трахеи); охлаждающее действие, особенно у детей, если отсутствует предварительный нагрев вдыхаемого газа; излишнее или недостаточное увлажнение; затрудненный выдох, приводящий к плохо контролируемому положительному давлению конца выдоха.

Отметим, что специальные аппараты для струйной высокочастотной ИВЛ до настоящего времени распространения на мировом рынке не получи-

ли. На международной выставке «Здравоохранение-85» демонстрировалась единственная модель — аппарат для струйной ВЧ ИВЛ МК-800 фирмы «Акутроник» (Швейцария). Он имеет традиционное питание от сжатого кислорода с давлением до 0,5 МПа (5 кг/см^2) и электронное управление, позволяющее регулировать частоту в пределах от 20 до 600 мин^{-1} и отношение длительностей вдоха и выдоха от 2,3: 1 до 1 : 9. Минутная вентиляция — до 50 л/мин. Существенной частью аппарата является роликовый насос, нагнетающий в газовый поток перед соплом нагретую воду. Внутренний диаметр сопла 2,1 мм.

В Советском Союзе разработан экспериментальный образец аппарата ВЧ ИВЛ «Спироп-601», который позволяет проводить ВЧ ИВЛ струйным способом с присоединением к пациенту с помощью инъекционного коннектора или тонкого катетера. Предусмотрена также установка перед пациентом вместо сопла нереверсивного клапана, чем обеспечивается объемная ВЧ ИВЛ с перемежающимся давлением и измерение действительной минутной вентиляции и дыхательного объема. Давление питания 0,1 — 0,4 МПа ($1 — 4 \text{ кг/см}^2$), диапазон установки частоты от 10 до 250 мин^{-1} с отношением длительностей вдоха и выдоха 1:2, 1:3 и 1:4. Предусмотрена возможность аэрозольного увлажнения вдыхаемого газа.

Объемная ВЧ ИВЛ. Этот способ отличается от традиционных способов ИВЛ только значительным увеличением частоты дыхания. При нем сохраняется обычная линейная скорость газовой струи и необходимость герметичного соединения системы аппарат — пациент, равно как и доступность измерения параметров вентиляции и возможность полноценного кондиционирования дыхательной смеси.

Объемная ВЧ ИВЛ без использования струйного эффекта может быть получена и на обычном аппарате ИВЛ. В ряде современных моделей с переключением со вдоха на выдох по времени возможно увеличить частоту дыхания до 100 — 150 мин^{-1} . Наши измерения показали, что и на аппаратах РО-6 при включении удвоенного объема и установке максимальной вентиляции можно получить частоту дыхания до 120 мин^{-1} с действительным дыхательным объемом около 250 мл. При желании обеспечить ВЧ ИВЛ обычными аппаратами следует всемерно уменьшать внутреннюю растяжимость аппарата (так называемый сжимаемый объем): например, полностью заполнить увлажнитель, заменить гофрированные шланги гладкостенными трубками меньшей длины и т.п. В этих условиях волнометр или другой прибор для измерения объемных параметров ИВЛ показывает действительные значения объема и вентиляции.

Разновидностью ВЧ ИВЛ является так называемая **осцилляторная вентиляция** с частотой циклов от 10 до 25 Гц (600 — 1500 мин^{-1}) и более. При таких частотах перемещаемый объем газа снижается до минимальных размеров (10 — 15 мл и менее), и само понятие «вентиляция» как обмен объемов утрачивает реальный смысл. В этих условиях газообмен осуществляется, по-видимому, не за счет конвекции газа, а за счет диффузии газа в газовой среде, значительно усиливаемой осцилляциями. Lee и Sweeney (1980) на ма-

тематических и физических моделях продемонстрировали быстрое смешивание газа при высокочастотном (10 — 20 Гц) осциллирующем потоке. Транспортный коэффициент последнего на много порядков выше диффузионного коэффициента для кислорода в воздухе, а также транспортного коэффициента вихревого потока при числе Рейнольдса, не превышающем 50 000.

Осцилляции производятся при помощи специальных соленоидных или мембранных устройств либо громкоговорителей.

Первое успешное применение осциллятором ИВЛ как самостоятельного метода осуществлено с частотой 10 — 15 Гц [Butler, Bohn, Migasaka et al., 1979]. Однако в настоящее время осцилляторная ВЧ ИВЛ чаще применяется в сочетании с «обычной» или с объемной высокочастотной (100 — 300 мин⁻¹) ИВЛ. А.П. Зильбер (1984) сообщил о положительном эффекте «вспомогательной осцилляторной вентиляции» с частотой до 10 Гц на фоне спонтанного дыхания у больных с бронхолегочной патологией. Отметим, что особенностью новых отечественных аппаратов семейства «Спирон» является наложение на обычный режим вентиляции высокочастотных осцилляций с частотой 90 — 135 Гц.

Расширение показаний к высокочастотной ИВЛ, особенно осцилляторной, нуждается в дальнейших экспериментальных и клинических обоснованиях.

ВСПОМОГАТЕЛЬНАЯ ИСКУССТВЕННАЯ ВЕНТИЛЯЦИЯ ЛЕГКИХ

Вспомогательную искусственную вентиляцию легких (ВИВЛ) можно охарактеризовать как метод, при котором частота дыхательных циклов аппарата определяется частотой сохраненных дыхательных усилий больного в отличие от управляемой вентиляции, при которой отсутствует спонтанная дыхательная активность больного, а частота дыхательных циклов устанавливается врачом на основании расчетов и исследований. Основным условием проведения вспомогательной вентиляции является достижение синхронизации дыхания больного и работы аппарата. Этого можно достигнуть двумя способами.

Адаптационный способ. При этом способе аппарат работает в обычном режиме. Параметры работы аппарата (дыхательный объем, частота, отношение продолжительностей вдоха и выдоха) тщательно приспособляются к исходным параметрам спонтанного дыхания больного, подбираются с учетом главным образом его субъективных потребностей. Ориентируясь на предварительные исследования параметров дыхания больного, обычно устанавливают первоначальную частоту дыхательных циклов аппарата на 1 — 2 больше, чем частота спонтанного дыхания больного, а дыхательный объем аппарата — на 20 — 25% выше, чем собственный дыхательный объем больного в покое. Одновременно с подбором параметров вентиляции необходимо и определенное «волевое» приспособление дыхания больного к работе аппарата. Важную роль при этом в периоде привыкания больного играет «дирижирование» вентиляцией путем подачи команды вдох — выдох, а также несильным сжатием грудной клетки больного в такт с ритмом работы аппарата.

Облегчает адаптацию применение клапана дополнительного вдоха, допускающего поступление атмосферного воздуха к больному при несовпадении аппаратного и спонтанного дыхательных циклов. Начальный период адаптации предпочтительнее проводить двумя — тремя кратковременными сеансами ВИВЛ по 15 — 30 мин, с 10-минутными перерывами. Перерывы необходимы для выяснения субъективных ощущений больного, степени дыхательного комфорта и коррекции параметров вентиляции. Такая методика позволяет быстро адаптировать больного к респираторному лечению.

Адаптация достаточна в том случае, когда отсутствует сопротивление вдоху, экскурсии грудной клетки совпадают с фазами искусственного дыхательного цикла, больной знаками или мимикой указывает на отсутствие затруднения во время процедуры и на удовлетворительное самочувствие. Сохранение небольших собственных дыхательных движений без участия вспомогательных мышц считается допустимым.

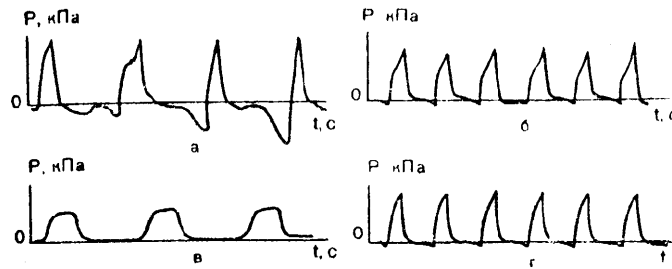
Для более точной и объективной оценки наличия и полноты адаптации мы использовали запись кривых давления в тройнике аппарата с помощью пневмотахографа. Характер кривых давления во время ВИВЛ зависит от того, являются ли воздушные потоки, обусловленные искусственной вентиляцией и спонтанным дыханием, совпадающими по направлению или встречными. При адаптационном способе ВИВЛ мы выделили 4 типа кривых соответственно 4 степеням адаптации.

I тип — отсутствие адаптации. Кривая отображает расхождение спонтанной и искусственной вентиляции по фазам, характеризуется «неорганизованным» рисунком, возникновением высоких пиковых давлений из-за наложения вдоха аппарата на выдох пациента (суммирование положительных давлений) (рис. 8, а).

II тип — удовлетворительная адаптация. На рис. 8,б видно совпадение дыхательных фаз больного и аппарата, однако спонтанный вдох незначительно опережает искусственный. Наложение спонтанного и аппаратного вдоха приводит к уплощению кривой по сравнению с такой же кривой, полученной на модели легких (суммирование положительного и отрицательного давлений).

III тип — синхронизация дыхания больного и работы аппарата. Отмечается полное совпадение на кривых фаз вдоха и выдоха больного и аппарата (рис. 8, в).

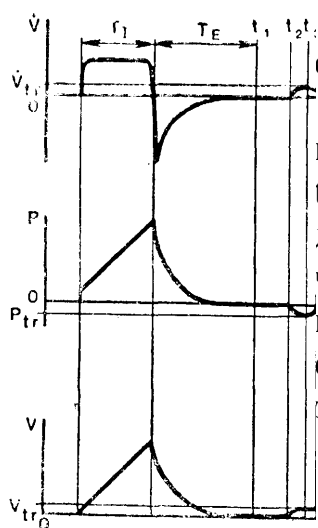
IV тип — замещение собственного дыхания искусственным. Кривая давления при ВИВЛ практически повторяет кривую, полученную на модели легких (рис. 8,г). Это становится возможным при полном торможении спонтанной дыхательной активности, произвольном выключении больными дыхательных усилий и расслаблении дыхательной мускулатуры. Подобный вариант адаптации, наблюдаемый нечасто, является по существу управляемой ИВЛ, достигаемой «суггестивным» путем.



8. Давление в дыхательных путях при ВИВЛ. Объяснение в тексте.

Триггерный способ ВИВЛ. Этот способ осуществляется с помощью специального узла аппарата ИВЛ, предназначенного для переключения распределительного устройства на вдох (иногда наоборот) вследствие дыхательного усилия больного. До недавнего времени в отечественной литературе это устройство называлось «блоком откликаяия», а ВИВЛ с его помощью — «откликающейся». Однако в последнее время в технических документах этот узел называется блоком вспомогательной вентиляции аппарата ИВЛ. В зарубежной литературе этот блок называют триггером (англ. Trigger — спусковой крючок), а ВИВЛ с его помощью — триггерной.

Два основных параметра характеризуют работу триггерного блока: чувствительность и инерционность. Чувствительность блока определяется наименьшей величиной потока или отрицательного давления, необходимой для срабатывания переключающего устройства респиратора. Триггерный блок, чувствительный к потоку, должен реагировать на поток 5 — 10 мл/с, а блок, чувствительный к отрицательному давлению, — на разрежение — 0,25 — 0,5 см вод.ст. Такие величины скорости и разрежения на вдохе способен создавать ослабленный больной. Чувствительность блока должна быть регулируемой, чтобы при соответствующих обстоятельствах иметь возможность уменьшать ее. Величиной, характеризующей инерционность триггерного блока, является так называемое время задержки. Оно измеряется временем от момента достижения заданной пороговой величины чувствительности до начала ответного цикла аппарата. Время задержки должно быть так мало, чтобы вспомогательный вдох не приходился на конец спонтанного вдоха и начало выдоха больного. По мнению авторитетных специалистов, время задержки не должно превышать 0,05 — 0,1 с [Грузман А.Б. и др., 1974]. Графическое изображение характерных кривых объемной скорости, давления и объема при триггерном способе ВИВЛ приведено на рис. 9.



9. Функциональные кривые при триггерном способе ВИВЛ (схема):

T_I — длительность вдоха; T_E — длительность выдоха; t_1 — начало ожидания дыхательного усилия; t_2 — начало дыхательного усилия; t_3 — момент достижения дыхательным усилием порогового значения (в данном случае — давления); t_4 — начало вдоха аппарата; V_{tr} , P_{tr} , V_{tr} — пороговые значения объемной скорости, давления и объема; $t_4 - t_3$ — задержка срабатывания.

При триггерном способе ВИВЛ регулировка параметров вентиляции во многом зависит от типа аппарата.

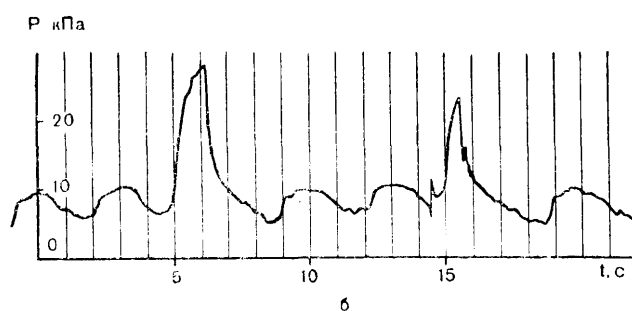
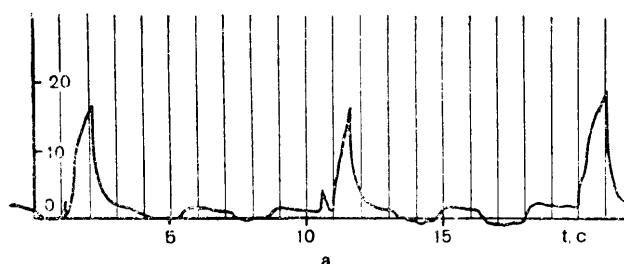
У аппаратов с переключением по объему (РО-6) устанавливается требуемая величина дыхательного объема. Частота дыхания определяется дыхательными усилиями больного. Длительность вдоха зависит от установки величины минутной вентиляции и отношения вдох/выдох. Чтобы аппарат был готов «откликнуться» на каждую дыхательную попытку больного, нужно, чтобы мех к моменту дыхательной попытки находился в исходном для вдоха положении. Для этого скорость возврата меха, устанавливаемая регулятором минутной вентиляции, должна быть достаточно высокой. При этом целесообразно регулятор отношения длительности вдох/выдох поставить в положение 1:1,3; это еще более ускорит возврат меха в фазе выдоха и вместе с тем сделает скорость вдоха более удовлетворительной.

У аппаратов с переключением по давлению (РД-1) частота дыхания и продолжительность вдоха определяются усилиями вдоха и выдоха больного. Врач должен отрегулировать два параметра: величину конечного давления вдоха и скорость вдувания газа. В условиях управляемой ИВЛ величина конечного давления вдоха, по достижении которой аппарат переключается на выдох, определяет в данных конкретных условиях величину дыхательного объема. При триггерной же ВИВЛ, если спонтанное дыхание сохранено и, следовательно, продолжительность вдоха зависит от самого больного, устанавливаемая величина конечного давления вдоха не является определяющей для величины дыхательного объема и представляет собой величину начального сопротивления выдоху, которое должен преодолеть больной усилием выдоха. От установки скорости вдувания зависит, как быстро получит больной требуемый ему дыхательный объем и, в конечном итоге, минутный объем вентиляции. В отношении величин конечного давления вдоха и скорости вдувания для больных, находящихся в сознании, предварительные количественные рекомендации нецелесообразны: установка этих величин должна подчиняться все тем же требованиям «дыхательного комфорта» у конкретных больных.

При проведении триггерного способа ВИВЛ любыми аппаратами следует помнить о регулировании еще двух параметров: чувствительности триг-

герию устройства и времени ожидания дыхательной попытки. При установке наибольшей чувствительности необходимы минимальные дыхательные усилия больного, чтобы вызвать вдох аппарата. Однако такая установка может привести к артефактным включениям аппарата, например от сердечного толчка при гипертрофированном сердце. Кроме того, с целью тренировки спонтанного дыхания (например, в периоде выхода из длительной управляемой ИВЛ) иногда бывает целесообразно уменьшить чувствительность триггерного устройства.

Что касается времени ожидания попытки, то регулировка этой величины введена в триггерные блоки для того, чтобы обеспечить переход на управляемый режим вентиляции через определенный промежуток времени после того, как у больного прекратилось самостоятельное дыхание.



10. Давление в дыхательных путях; а - при перемежающейся принудительной вентиляции без СДППД с включением принудительных дыхательных циклов через каждые 12 с; б — при перемежающейся принудительной вентиляции на фоне СДППД.

Исключительно важная для больных в тяжелом, бессознательном состоянии эта мера предосторожности не имеет смысла у больных с более или менее удовлетворительным состоянием и сохраненным сознанием. У таких больных при сеансах ВИВЛ время ожидания попытки должно быть установлено на достаточно большую величину, чтобы не помешать проведению процедуры.

Перемежающаяся принудительная вентиляция (ППВ). В последнее время возник и все более утверждается интерес к так называемой перемежающейся принудительной вентиляции легких (intermittent mandatory ventilation английских авторов, сокращенно IMV). Сущность этого способа состоит в том, что при восстановлении самостоятельного дыхания после длительной ИВЛ больной продолжает дышать спонтанно через дыхательный контур аппарата ИВЛ. Спонтанное дыхание больного через аппарат может осуществляться в обычном режиме — с перепадами давлений вдоха и выдоха

вокруг нулевого (атмосферного) давления (рис. 10, а), либо по показаниям — в режиме так называемого спонтанного дыхания под постоянным положительным давлением (СДППД) (см. рис. 10,б).

Для поддержания гарантированного объема вентиляции аппарат периодически включается для проведения одного «принудительного» цикла. Частоту таких включений регулирует врач в зависимости от вентиляционных возможностей больного.

ППВ является в принципе вариантом ИВЛ, что особенно очевидно для синхронизированной ППВ (SIMV), когда «принудительный вдох» аппарата синхронизируется со вдохом больного с помощью триггерного блока. При постепенном увеличении интервалов между «принудительными» циклами облегчается отвыкание больного от аппарата при длительной ИВЛ, что служит одним из важных показаний к ППВ.

Глава 4

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ АППАРАТОВ ИВЛ: КЛАССИФИКАЦИЯ, СТРУКТУРНАЯ СХЕМА, ГЕНЕРАТОРЫ ВДОХА И ВЫДОХА, РАЗДЕЛИТЕЛЬНАЯ ЕМКОСТЬ

Расширение применения ИВЛ и поиск оптимальных конструкций аппаратов привели к их большому разнообразию. Сейчас в СССР выпускается или готовится к производству свыше 20 различных аппаратов, известно также не менее 150 зарубежных конструкций. Такое разнообразие затрудняет понимание принципиальных особенностей определенной модели, не позволяя эффективно использовать ее преимущества и нейтрализовать недостатки. Оно свидетельствует о том, что оптимальные схемы и конструкции еще не созданы, и усложняет разработку, производство и эксплуатацию аппаратуры.

КЛАССИФИКАЦИЯ АППАРАТОВ ИВЛ

Хотя многообразные свойства аппаратов не позволяют разработать их единую классификацию, по различным признакам можно выявить характерные черты, определяющие несколько групп аппаратов.

Из стандартизированного (см. ГОСТ 17807 — 83) определения аппарата ИВЛ следует, что периодическое перемещение газа между внешней средой и внутрилегочным пространством может быть достигнуто принципиально различными методами. Аппараты ИВЛ наружного (внешнего) действия вентилируют легкие путем воздействия перемежающегося давления на все тело пациента, за исключением головы, или на часть тела — грудную клетку и (или) область диафрагмы. Как и при самостоятельном дыхании, во время вдоха газ поступает в легкие под действием создаваемого в них разрежения, величина которого определяется сопротивлением дыхательных путей. Из приведенных на рис. 1,а функциональных характеристик видно, что механика такой ИВЛ идентична механике самостоятельной вентиляции. В зависи-

мости от того, к какой части тела прилагаются колебания давления, аппараты наружного действия можно разделить на следующие типы:

- аппараты для воздействия на все тело — «железные легкие»,
- аппараты для воздействия на грудную клетку — с кирасой,
- аппараты для воздействия на область диафрагмы — с пневмопоясом,
- аппараты, в которых вентиляция легких достигается путем смещения диафрагмы под действием массы органов, находящихся в брюшной полости, когда тело пациента качают вокруг поперечной оси: так называемая «качающаяся кровать».

В настоящее время выпуск аппаратов, реализующих наружный способ, прекращен, поскольку они малоэффективны, а наиболее эффективные из них — «железные легкие» — представляют собой дорогостоящие громоздкие устройства, затрудняющие доступ к телу пациента. В таких аппаратах затруднено управление составом, температурой и влажностью вдыхаемого газа. В этой работе аппараты наружного действия не рассматриваются.

Аппараты ИВЛ внутреннего действия во время вдоха вдувают газ в легкие пациента через верхние дыхательные пути, и развивающееся в легких давление обусловлено необходимостью преодолеть эластичное сопротивление легких и грудной клетки, а также сопротивление дыхательных путей. Именно поэтому давление в легких во время этой фазы дыхательного цикла по знаку противоположно давлению при самостоятельном дыхании и значительно превышает его по величине (см. рис. 1,6).

По виду энергии, необходимой для работы аппарата, их можно классифицировать на следующие типы:

- аппараты с пневмоприводом, в которых источником энергии служит сжатый газ, получаемый от внешнего или встроенного источника и используемый как для подачи пациенту, так и для работы системы управления;
- аппараты с электроприводом от внешнего источника энергии;
- аппараты с ручным приводом (аппараты с ножным приводом появлялись, но распространения не получили), в которых используется мускульная энергия оператора;
- аппараты с комбинированным приводом, в которых энергию для вдувания газа получают от внешних источников сжатых газов, а управление аппаратом осуществляется от электроэнергии.

Сопоставление аппаратов с различными видами энергии привода приведено в главе 6.

Важным признаком является способ переключения фаз дыхательного цикла. Выбор типа переключения, особенно со вдоха на выдох, оказывает глубокое влияние на эксплуатационные свойства аппаратов. Их можно классифицировать следующим образом:

- аппараты с переключением по давлению, где вдох сменяется выдохом вследствие достижения заданного давления в какой-то точке пневмосхемы аппарата, желательно расположенной как можно ближе к дыхательным путям пациента. Поэтому в них можно непосредственно устанавливать и

поддерживать на заданном уровне этот сравнительно второстепенный параметр ИВЛ, а изменение почти любой характеристики аппарат — пациент изменяет первоначально установленные минутную вентиляцию и дыхательный объем;

— аппараты с переключением по объему, где выдох наступает вследствие подачи пациенту заданного объема газа. Здесь соответственно этот объем можно непосредственно устанавливать и стабильно поддерживать при изменении характеристик системы аппарат — пациент;

— аппараты с переключением по времени, где вдох сменяется выдохом по истечении заданного интервала времени. В моделях этого типа легко регулировать временные параметры дыхательного цикла, которые стабильно поддерживаются во время работы.

Имеются отдельные аппараты, в которых выдох начинается вследствие снижения скорости вдувания газа до заданной величины. Однако этот метод мало удобен, поскольку скорость вдувания непосредственно не связана с основными параметрами ИВЛ и поэтому не обеспечивается независимая установка и стабильное поддержание этих параметров.

Находят некоторое применение аппараты ИВЛ с переключением фаз дыхательного цикла вручную оператором, воздействующим на специальную кнопку или рычаг.

Аппараты ИВЛ классифицируются также по виду используемого дыхательного контура. Существуют модели с реверсивным контуром, применяемые во время ингаляционного наркоза, с неверсивным контуром, с любым дыхательным контуром.

Разделяют аппараты ИВЛ на автономные и неавтономные, с автоматическим (с применением замкнутых контуров) и неавтоматическим управлением; аппараты с генератором вдоха постоянного или переменного потока.

Определенное влияние на характеристики аппаратов оказывает и их основное назначение. Границы между моделями разного назначения достаточно условны, тем не менее специфические особенности присущи моделям, предназначенным для длительной реанимации, для ИВЛ во время ингаляционного наркоза, для экстренного применения, для оживления новорожденных, универсального назначения, специального назначения (для высокочастотной ИВЛ, ИВЛ во время бронхоскопии и т.д.).

Стандартизированные в СССР требования к аппаратам различных групп приведены в табл. 4.

Таблица 4

Пределы регулирования основных параметров аппаратов И ВЛ по ГОСТ 18856 — 81 (группы 1-я, 2-я и 3-я — аппараты для взрослых и детей старше 6 лет, группа 4-я — для детей от одного года до 6 лет, группа 5-я — для новорожденных и детей до одного года)

Наименование параметра	Пределы регулирования значений для аппаратов групп				
	1-й	2-й	3-й	4-й	5-й

	Ниж- ний, не более	верх- ний, не менее	Ниж- ний, не более	верх- ний, не менее	Ниж- ний, не более	верх- ний, не менее	Ниж- ний, не более	верх- ний, не менее	Ниж- ний, не более	верх- ний, не менее
Минутная вентиляция, л/мин	3	50	5	25	8	20	0,7	5	-	3
Дыхательный объем, л	0,2	1,5	0,3	1,2	0,5	1,0	0,1	0,2	0,01	0,1
Частота дыхания, мин ⁻¹	10	50	10	30	12	20	20	60	—	
Отношение длительностей вдоха и выдоха:										
нижний предел, не более	1 : 1,3			1 : 1,5						
верхний предел, не менее	1 : 3,0			1 : 2,0						
Максимальное рабочее давление, кПа	8-10		5-10		3-8		5-10			
Максимальное рабочее разрежение, кПа	1,5		0,8		— 1,5		Пассивный выдох			
Потеря давления в линии пассивного выдоха, кПа, не более	0,2 на постоянном потоке газа 25 л/мин				0,2 на постоянном потоке газа 15 л/мин		0,2 на постоянном потоке газа 5 л; мин			

Примечания: 1. Требования таблицы не распространяются на дополнительные режимы работы аппарата, например вспомогательная вентиляция, искусственный «вздох» и др.

2. Для аппаратов достаточно выполнение требований к тем параметрам, которые регулируются независимо.

3. Для аппаратов 2 — 4-й группы активный выдох необязателен.

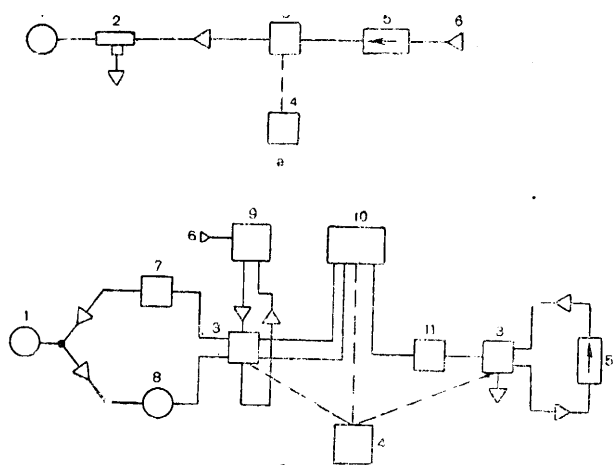
4. Нижнее значение минутной вентиляции, нижнее и верхнее значения частоты дыхания для аппаратов 5-й группы стандартом не установлены и должны быть указаны в технических условиях на конкретные типы аппаратов.

СТРУКТУРНАЯ СХЕМА АППАРАТА ИВЛ

В схемах каждого аппарата всегда можно выделить основные структурные блоки: источник газа, подаваемого пациенту (генератор вдоха); распределительное устройство, задающее требуемые направления движения газа в различных фазах дыхательного цикла; механизм управления распределительным устройством.

Простейшую структурную схему (рис. 11, а) имеют аппараты с неревверсивным дыхательным контуром. Примером такого аппарата может служить «Пневмат-1», в котором генератором вдоха является инжектор с питанием от сжатого кислорода. Распределительное устройство периодически прерывает поток газа, разделяя его на определенные порции. Перевод устройства из положения вдоха в положение выдоха и обратно осуществляет пневматический переключающий механизм, определяющий длительность вдоха и выдоха и, следовательно, частоту дыхания и отношение продолжительное гей вдоха и выдоха. Аппараты подобного типа иногда называют «делителями потока».

Примером структурной схемы многофункционального аппарата может служить схема широко распространенного аппарата РО-6Н (рис. 11,б). Для получения реверсивного и неревверсивного дыхательных контуров в этой модели применена разделительная емкость, с помощью которой газ, циркулирующий в дыхательном контуре, отделен от газа, используемого в линии привода. Распределительное устройство коммутирует потоки газа в линии привода и в дыхательном контуре. Управляется оно механизмом, задающим определенный ход мехов, т.е. дыхательный объем. Генератором вдоха является воздуходувка, работающая от электродвигателя. В схеме предусмотрены устройства для нагрева, увлажнения и очистки вдыхаемого газа, а также средства для измерения характеристик режима ИВЛ.



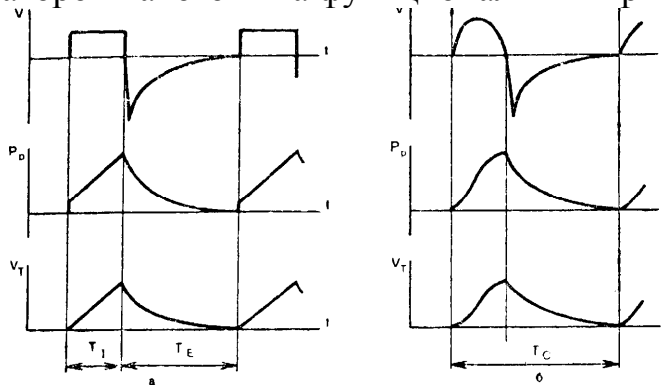
11. Структурная схема аппарата ИВЛ:

а — простого («Пневмат-1»); б — многофункционального (РО-6Н). 1 — пациент; 2 — неревверсивный клапан; 3 — распределительное устройство; 4 — переключающий механизм; 5 — генератор вдоха; 6 — ввод сжатого газа; 7 — увлажнитель; 8 — волюметр; 9 — наркозный блок; 10 — разделительная емкость; 11 — регулятор минутной вентиляции.

Генераторы вдоха

Генератор вдоха — важнейший узел аппарата, во многом определяющий его свойства, выполняется в двух функционально различных вариантах [Гальперин Ю.С., Юревич В.М., 1980]. *Генератор вдоха постоянного пото-*

ка создает поток газа, текущий только в одном направлении, чаще всего с примерно постоянной скоростью. Характеристики создаваемых аппаратом с генератором такого типа функциональных кривых приведены на рис. 12,а.



12. Функциональные характеристики аппарата ИВЛ с генератором вдоха постоянного (а) и переменного (б) потока:

V — объемная скорость движения газа; P_p — давление «во рту»; V_t — дыхательный объем; t — время; T_I — продолжительность вдоха; T_E — продолжительность выдоха; T_C — продолжительность дыхательного цикла.

Отличительным признаком генератора вдоха переменного потока является возможность выделения двух состояний: вдоха, когда газ непосредственно или через разделительную емкость подается пациенту, и состояния выдоха, во время которого генератор набирает новую порцию газа.

Если в насосе-генераторе постоянного потока единичный рабочий цикл либо вообще невозможно выделить, либо его длительность намного меньше длительности дыхательного цикла, то единичный рабочий цикл генератора вдоха переменного потока полностью совпадает с длительностью фаз дыхательного цикла.

Примерами генератора вдоха постоянного потока могут служить инжекторы, часто применяющиеся в аппаратах с приводом от сжатого газа, или насосы, рабочий орган которых с помощью электропривода выполняет движение с большой частотой.

Генераторы вдоха переменного потока обычно выполняются в виде насоса, рабочим органом которого служит мех, поршень или мембрана, приводимые в возвратно-поступательное движение механическим, пневматическим или электромагнитным приводом с частотой, равной частоте дыхания. Так как в каждом рабочем цикле такого генератора необходимо разогнать, остановить, а затем разогнать в обратном направлении значительные массы подвижных частей, то подача газа генератором переменного потока во время одного акта вдоха характеризуется постепенным возрастанием вдоха и постепенным снижением этой скорости к концу вдоха (рис. 12,б).

Из наиболее известных отечественных и зарубежных моделей генераторы вдоха постоянного потока имеют аппараты «Лада», РД-1, «Пневмотрон-80» и др. Генераторы вдоха переменного потока имеют аппараты ДП-8 и «Вита-1», зарубежные модели «Энгстрем-300» и SF-4 с электроприводом, аппараты «Энгстрем-2000» и «Сервовентилятор» с пневмоприводом.

При сравнении генераторов вдоха постоянного и переменного потока отмечается, что синусоидальное изменение скорости вдувания, часто встречающееся в генераторах вдоха переменного потока, ближе к пневмотахограмме самостоятельного дыхания. Преимущества той или иной формы скорости вдувания не имеют в настоящее время, общепринятой оценки.

Возможность изменять скорость вдувания при прочих равных условиях работы наталкивается на серьезные технические трудности, при преодолении которых проявляются принципиальные различия генераторов вдоха постоянного и переменного потока. Задать требуемую форму скорости вдувания в генераторах переменного потока с наиболее распространенным механическим приводом означает предусмотреть возможность изменения кинематики привода с сохранением частоты и амплитуды движения рабочего органа. Это принципиально возможно, но не оправдано, поскольку усложняет конструкцию, производство и обслуживание аппарата.

Проще осуществить управление формой скорости вдувания в генераторах вдоха постоянного потока, поскольку здесь необходимо воздействовать только на малоинерционный поток газа.

По мере развития ИВЛ появляется тенденция к усложнению требований к различным временным характеристикам дыхательного цикла. Организация в аппарате высокочастотного режима работы, задержки на вдохе, вспомогательной вентиляции, изменения отношения продолжительностей вдоха и выдоха, перемежающейся принудительной вентиляции — все это требует в определенные моменты обеспечить быстрое прекращение или, наоборот, начало вдувания газа в легкие пациента.

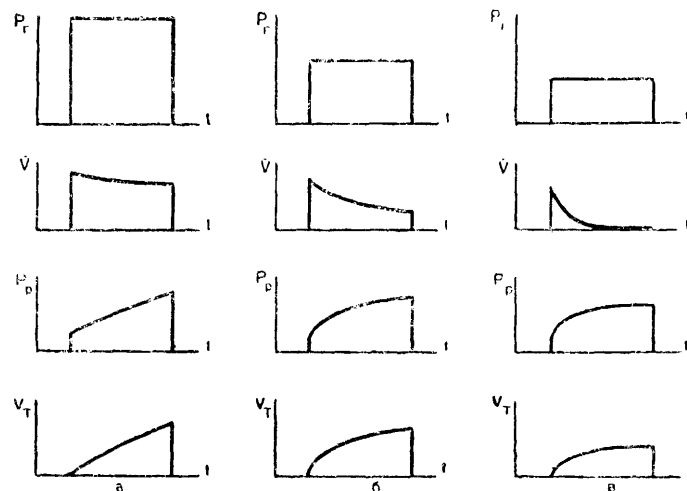
Такое гибкое управление «ременными характеристиками дыхательного цикла практически неосуществимо в генераторах вдоха переменного потока с механическим приводом. Оно затруднительно и при других видах привода генераторов вдоха этого типа, поскольку такой генератор определенную долю дыхательного цикла находится в состоянии подготовки к следующему вдуванию газа. Например, для реализации вспомогательной ИВЛ нужно начать подачу газа пациенту с задержкой не более 0,1 с после его дыхательного усилия. В тех случаях, когда пациент пытается осуществить вдох в интервал времени «подготовки» генератора вдоха, то ясно, что необходимый дыхательный объем будет подан не полностью или не будет подан.

Из определения генератора вдоха постоянного потока следует, что он нуждается в отдельном распределительном устройстве, коммутирующем создаваемые генератором потоки газа. Необходимость воздействия при этом на малоинерционный поток газа позволяет осуществить переключение фаз дыхательного цикла сравнительно простыми по конструкции электромеханическими, электронными или пневматическими реле времени. В генераторе вдоха переменного потока переключение фаз дыхательного цикла заложено в самом механизме генератора. Поэтому для изменения хотя бы частоты дыхания необходимо изменить его определенные механические или иные связи. Например, в аппаратах «Энгстрем» моделей 150, 200 и 300 с этой целью используется дорогостоящий и сложный в изготовлении и эксплуатации varia-

тор, позволяющий при постоянных оборотах электродвигателя плавно регулировать частоту движения рабочих частей.

Сопоставление особенностей генераторов вдоха постоянного и переменного потока позволяет считать, что генераторы вдоха переменного потока, в первую очередь с механическим приводом, целесообразно применять в сравнительно простых по функциональным характеристикам моделях. Большое разнообразие режимов ИВЛ, гибкость управления проще обеспечить, используя генератор вдоха постоянного потока.

Генераторы давления в отличие от рассмотренных выше генераторов постоянного и переменного потоков характеризуются непосредственным, первичным влиянием не на скорость вдувания, а на создаваемое для этого внутри генератора давление [Mushin et al., 1969]. Классическим примером генератора давления является мех, сжатие которого во время вдувания газа обеспечивается приложением усилия к подвижной крышке меха с помощью груза или пружин, притягивающих подвижную крышку к неподвижной. При надлежащем выборе размеров меха, конструкции и способа установки пружин давление внутри меха во время вдоха будет изменяться мало.



13. Функциональные характеристики генераторов давления (схема):

а — давление генератора намного превышает давление «во рту»; б — давление генератора слегка превышает давление «во рту»; в — к концу вдоха низкое давление генератора вдоха становится равным давлению «во рту»; P_g — давление, создаваемое генератором вдоха; V — объемная скорость вдувания; P_p — давление «во рту»; V_T — дыхательный объем.

Генератор давления принципиально другого типа выполняется в виде стабилизатора давления, который поддерживает постоянным давление источника вдувания, несмотря на поступление газа из него в легкие и воздействие других факторов. Функциональные кривые аппарата ИВЛ, создаваемые генератором давления, приведены на рис. 13.

Если создаваемое давление намного превышает давление «во рту», или, другими словами, разность $P_g - P_p$ остается значительной вплоть до переключения на выдох, то пропорциональная этой разности скорость вдувания

меняется слабо, дыхательный объем нарастает почти с постоянной скоростью, после начального резкого подъема плавно нарастает и давление «во рту» (рис. 13,а). Если давление генератора лишь немного превышает давление «во рту» в конце вдоха (рис. 13,б), то разность $P_r - P_p$, как и пропорциональная ей скорость вдувания, в процессе вдоха значительно снижается, давление P_p и дыхательный объем нарастает все более медленно. Возможен, наконец, случай, когда в определенный момент вдоха давление «во рту» становится равным относительно низкому давлению источника (рис. 13, б). В этот момент вдувание газа прекращается и в остальную часть вдоха в легких поддерживается постоянное давление и постоянный объем.

Во всех перечисленных случаях изменение характеристик имеет экспоненциальный характер, т.е. пропорционально $e^{-t/Rc}$ или $(1 - e^{-t/Rc})$, где C и R — растяжимость и сопротивление системы, образованной аппаратом и пациентом, а произведение RC — постоянная времени этой системы; t — текущее значение времени вдоха; e — основание натуральных логарифмов.

Соотношение между давлением, создаваемым генератором, и давлением конца вдоха, деформация гофров мехов, кинематика передаточного механизма и другие факторы не позволяют однозначно описать свойства аппарата ИВЛ с генератором давления. Именно это обстоятельство учли Mushin и соавт. (1980), дополнив характеристики генератора давления описанием величины давления, а также сопротивления газопроводящей системы аппарата между собственно генератором вдоха и пациентом.

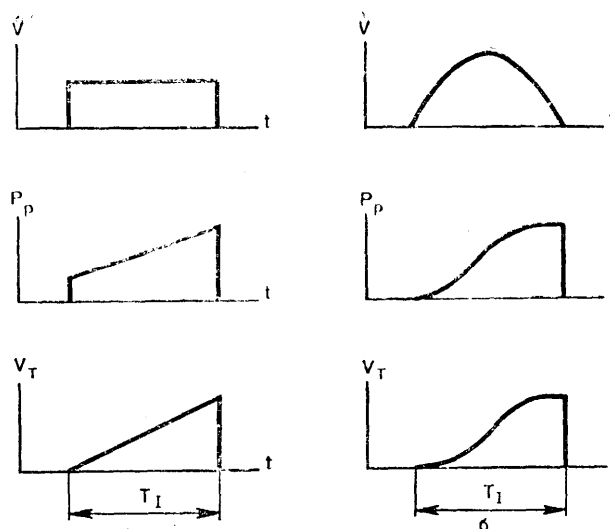
Первичной характеристикой генератора потока (рис.14) является скорость вдувания, определенным образом изменяющаяся во время вдоха. Наиболее типичными представителями генераторов потока являются генератор постоянного потока или генератор синусоидального потока. Для того чтобы генератор вдоха заслуживал наименования «генератор потока», необходимо, чтобы создаваемая им скорость потока газа мало зависела от возрастающего к концу вдоха давления в легких и других факторов.

У генератора потока создаваемые характеристики определяются его устройством. В генераторе постоянного потока скорость вдувания постоянна, а объем и давление в легких линейно (т.е. с постоянной скоростью) возрастают. Когда скорость вдувания изменяется по закону синуса $V = V_0 \sin(\omega t)$, то для описания изменения объема и давления на выходе аппарата приходится также использовать тригонометрические функции:

$$V = V_0(1 - \cos \omega t) \text{ и}$$

$$P_A = \frac{V_0}{C} (1 - \cos \omega t) + R \dot{V}_0 \sin \omega t,$$

где V_0 и \dot{V}_0 — номинальные значения соответственно объемной скорости вдувания и дыхательного объема; C и R — растяжимость и сопротивление системы аппарат — пациент.

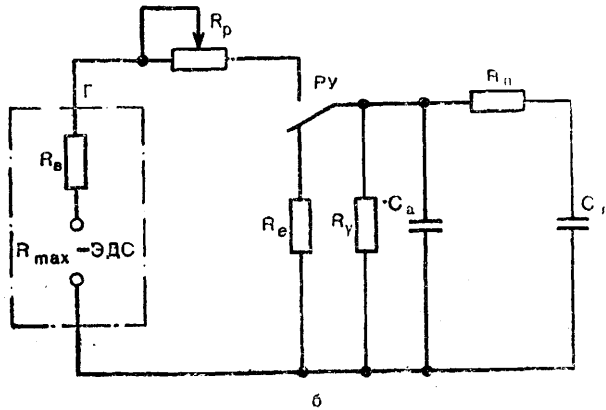
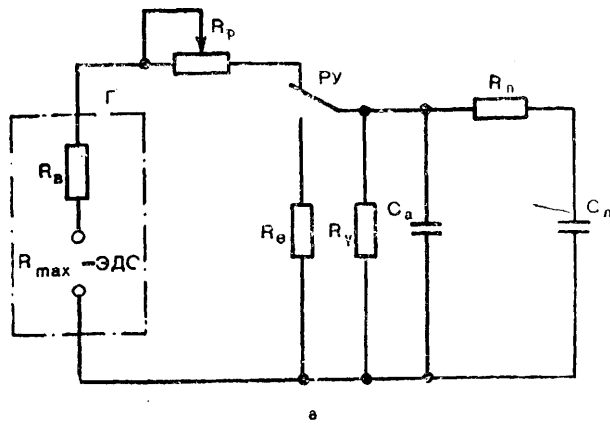


14. Функциональные характеристики генераторов потока:

а — генератор постоянного потока; б — генератор синусоидального потока; \dot{V} — объемная скорость вдувания; P_p — давление «во рту»; V_T — дыхательный объем; T_I — время вдоха.

Другие факторы, влияющие на характеристики генератора вдоха. Классификация генератора вдоха как генератора давления, генератора постоянного или переменного потока во многом облегчает понимание особенностей аппарата, однако еще недостаточна, чтобы охарактеризовать способность генератора вдоха поддерживать вентиляцию, несмотря на колебания нагрузки.

Для объяснения используем аналогию между пневматическими и электрическими цепями, в которой объем газа эквивалентен электрическому заряду, объемная скорость движения газа — электрическому току, давление газа — напряжению, растяжимость — емкости, а пневматическое сопротивление — электрическому сопротивлению. Применяя обычные для электротехники условные обозначения, генератор вдоха, подключенный к пациенту, с некоторыми упрощениями можно изобразить так, как это сделано на рис. 15.



15. Эквивалентная схема аппарата ИВЛ:

а — вдох; б — выдох; P_{\max} — максимальное давление генератора вдоха; $R_{\text{в}}$ — внутреннее сопротивление генератора вдоха; R_p — регулятор скорости вдвухания; Γ — генератор вдоха; P_y — распределительное устройство; R_e — сопротивление линии выдоха; R_y — сопротивление утечки; C_a — внутренняя растяжимость аппарата; $R_{\text{п}}$ — сопротивление дыхательных путей пациента; $C_{\text{п}}$ — растяжимость легких пациента.

Эквивалентная электросхема полезна для облегчения понимания физических процессов, происходящих во время вдоха (или выдоха) в системе аппарат — пациент, и позволяет использовать математические методы анализа переходных процессов в электрических цепях для анализа пневматической системы. Практические результаты применения теоретического описания процесса приведены ниже.

Использование электрической аналогии приводит к выводу о том, что характеристиками, полностью и количественно раскрывающими свойства генератора вдоха, является максимальное давление, которое он может создать, и внутреннее сопротивление генератора — величина, отражающая степень снижения производительности генератора в зависимости от нагрузки. Как же определить значения этих величин при анализе аппарата ИВЛ? Максимальное давление генератора вдоха определяется его типом и часто указывается в описании аппарата. Общепринятые характеристики аппаратов, однако, не включают данных о внутреннем сопротивлении генератора вдоха, и эту важную характеристику приходится определять экспериментально. Например, если при давлении конца вдоха, равном 1 кПа (10 см вод.ст.), была установ-

лена минутная вентиляция 15 л/мин, а без изменения настройки аппарата давление конца вдоха увеличилось до 3 кПа (30 см вод.ст.), что снизило вентиляцию до 12 л/мин, то внутреннее сопротивление генератора вдоха будет равно:

$$P_{\text{вн}} = \frac{\Delta P}{\Delta V_{\text{мин}}} = \frac{3-1}{15-12} = 0,67 \frac{\text{кПа} \cdot \text{мин}}{\text{л}}.$$

Несколько более наглядно вместо внутреннего сопротивления генератора вдоха использовать обратную величину — жесткость генератора. Ее величина показывает, насколько снижается установленная скорость вдувания, когда давление конца вдоха увеличилось на 1 кПа (1 см вод. ст.). Например, жесткость генератора вдоха аппарата 1 л/(мин•кПа) может считаться приемлемым значением, поскольку означает, что при увеличении давления конца вдоха с 1 до 3 кПа (с 10 до 30 см вод.ст.) минутная вентиляция снизилась с 15 до 13 л/мин, т.е. всего на 13%.

Имеются и другие факторы, влияющие на способность генератора вдоха и аппарата в целом поддерживать заданную минутную вентиляцию. Это, конечно, величина негерметичности и внутренняя растяжимость аппарата, отображенные на рис. 14 как сопротивление утечки R_u и емкость C_a .

Неполная герметичность дыхательного контура встречается практически всегда. Наши измерения показали, что величина утечки прямо пропорциональна давлению. Это позволяет по известной или нормированной утечке из дыхательного контура вычислить сопротивление утечки.

Например, утечка величиной 1 л/мин при давлении 3 кПа (30 см вод.ст.) эквивалентна сопротивлению утечки R_u 180 кПа•с/л. Сравнивая полученное типичное для современных аппаратов значение сопротивления утечки с сопротивлением дыхательных путей пациента, кПа•с которое может находиться у взрослых в пределах от 0,2 до 1,8 кПа•с/л, можно отметить малое влияние такой утечки на свойства аппарата.

Внутренняя растяжимость может быть определена как отношение объема газа, введенного в ту часть дыхательного контура аппарата ИВЛ, которая во время вдоха соединена с дыхательными путями, к изменению давления в ней, вызванному введением этого объема газа. Так как эта растяжимость подключена параллельно растяжимости легких пациента, то чем больше внутренняя растяжимость аппарата, тем большая часть создаваемого генератором вдоха потока газа бесполезно расходуется на ее вентиляцию. Внутренняя растяжимость определяется двумя факторами: эластичностью нежестких деталей (гофрированные шланги, мешки, меха) и объемом тех жестких частей аппарата, которые во время вдоха соединены с дыхательными путями. Чтобы количественно оценить влияние внутренней растяжимости аппарата на создаваемую минутную вентиляцию и дыхательный объем, отметим, что, по данным Zietz (1981), внутренняя растяжимость некоторых аппаратов составляет (л/кПа•с): «Энгстрем-300» с дыхательным контуром для взрослых 0,045; «Энгстрем-2000» с увлажнителем 0,045; «Спиромат-650» с дыхательным контуром для детей 0,012; «Бирд марк 7» 0,022; «Сервовентилятор 900В» с увлажнителем 0,017.

По нашим данным, внутренняя растяжимость аппаратов РО-6 вместе с дыхательными гофрированными шлангами и встроенным увлажнителем составляет 0,05 л/кПа•с. Большую роль в создаваемой внутренней растяжимости аппарата играет растяжимость гофрированных шлангов. Так, растяжимость гофрированного шланга длиной 1,0 м, выпускаемого в СССР, составляет 0,015 л/кПа•с, в то время как дыхательный шланг таких же размеров с жесткими стенками имеет растяжимость всего 0,0015 л/кПа•с.

Приведенные значения внутренней растяжимости аппаратов значительно меньше растяжимости легких и грудной клетки взрослого пациента, типовым значением которой считается 5 л/Па, поэтому внутренняя растяжимость уменьшает создаваемую аппаратом вентиляцию не более чем на 10%. Положение резко меняется, когда аппарат ИВЛ применяется у детей и новорожденных, у которых величина растяжимости легких снижается до 0,03 и даже до 0,01 л/кПа. Здесь, если не принять специальных мер, вентиляция внутренней растяжимости может составить половину величины, создаваемой аппаратом. Следует подчеркнуть, что спирометры и волюметры, даже если они включены в линию выдоха, не могут дать достоверной информации. Действительный дыхательный объем можно измерить, подключая те же приборы к патрубку выдоха неревсериопиого клапана, включенного перед пациентом.

Внутренняя растяжимость и сопротивление аппарата проявляются еще одним образом — они сглаживают резкие колебания скорости вдвухания.

Генераторы выдоха

Генератором выдоха называют устройство, обеспечивающее во время выдоха выведение газа из легких пациента и характеризующееся максимальным создаваемым давлением и внутренним сопротивлением. Во время ИВЛ с пассивным выдохом в аппарате ИВЛ генератор выдоха отсутствует, но теоретически и в этом случае можно считать, что к пациенту во время выдоха подключен генератор выдоха с нулевым максимальным давлением и незначительным внутренним сопротивлением липни выдоха. Эквивалентная электросхема для выдоха (рис. 15,6) даст возможность (при знании характеристик указанных элементов) теоретически рассчитать ход изменений всех параметров системы (давления в ее различных точках, скорости движения газа и объема) во время выдоха. Характеристики для пассивного выдоха приведены на рис. 6, а.

Для осуществления активного выдоха аппарат должен быть оснащен генератором выдоха с определенными параметрами. Закономерно различать генераторы давления, когда в конце выдоха соответствующее устройство обеспечивает поддержание заданного разрежения, и генераторы потока, когда на выдохе создается поток газа определенной формы, а также количественно характеризовать максимальное разрежение и внутреннее сопротивление генератора выдоха.

Функциональные характеристики активного выдоха приведены на рис. 6,б. Наиболее заметным их отличием от соответствующих характеристик пассивного выдоха является, конечно, отрицательное давление в конце выдоха. Для снижения среднего давления дыхательного цикла необходимо в начале выдоха резко сбросить давление в легких.

В большинстве аппаратов для этой цели предусматривается специальный клапан (с низким сопротивлением), с помощью которого выдыхаемый газ выходит в окружающее пространство параллельно с поступлением в генератор выдоха. Поэтому форма создаваемого последним потока может быть выявлена только во время той части выдоха, когда упомянутый ниже клапан закрывается и создается разрежение.

Для ИВЛ с положительным давлением в конце выдоха не требуется включения в аппарат специального генератора: достаточно включения в линию выдоха клапана, нагруженного пружиной, или водяного затвора. Другой возможностью получения положительного давления в конце выдоха является увеличение с помощью дросселирующего крана сопротивления линии выдоха настолько, чтобы за отведенный для выдоха промежуток времени положительное давление, созданное в легких во время вдоха, не успевало бы снизиться до нуля.

Функциональные характеристики способов получения положительного давления в конце выдоха приведены на рис. 6, в, г. Существенное различие этих характеристик заключается в том, что включение в линию выдоха нагруженного клапана или водяного затвора не уменьшает начальную скорость выведения газа из легких и скорость падения давления в начальной стадии выдоха; в какой-то момент времени эта скорость становится нулевой и остается таковой до начала следующего вдоха. Включение же в линию выдоха большого сопротивления заметно уменьшает максимальное значение скорости газа на выдохе, и она к концу выдоха уменьшится до нуля не успевает, а давление в легких успевает уменьшиться лишь до некоторой положительной величины. Независимо от способа получения положительного давления на выдохе следующий акт вдоха начинается с этого, а не с нулевого (или отрицательного при активном выдохе) давления.

РАЗДЕЛИТЕЛЬНАЯ ЕМКОСТЬ

Рабочий орган генератора вдоха переменного потока — мех, поршень или мембрана — отделяет дыхательный контур от привода, что позволяет осуществить реверсивный дыхательный контур. Для решения той же задачи в состав аппарата с генератором вдоха постоянного потока можно включить специальную часть — разделительную емкость. Она выполняется обычно в виде эластичного мешка, меха или мембраны, заключенных в замкнутый, чаще прозрачный, сосуд.

Внутреннее пространство мешка или меха или полость по одну сторону мембраны соединены с дыхательным контуром, а пространство между мешком (мехом) и внутренними стенками сосуда или полость по другую сторону

мембраны включено в линию пневматического привода. Включение разделительной емкости в аппарат с поршневым генератором вдоха переменного потока («Ангстрем-150, -200 и -300») призвано предотвратить загрязнение дыхательного газа парами смазочных масел и создать более гибкую систему управления.

Так как во время работы разделительная емкость может находиться только в одном состоянии — вдоха или подготовки к работе, то вне зависимости от устройства генератора вдоха аппарату с разделительной емкостью присущи все особенности аппарата с генератором вдоха переменного потока.

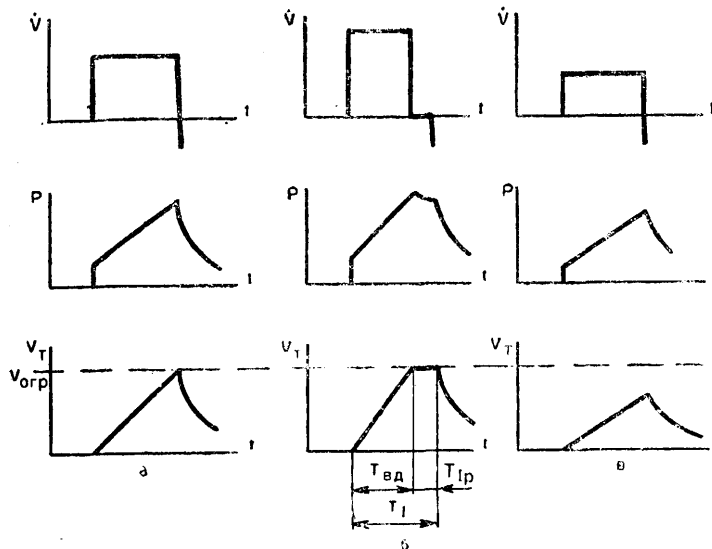
Когда разделительная емкость выполнена в виде меха или мембраны определенной формы, то дыхательный объем, подаваемый аппаратом, однозначно зависит от амплитуды движения меха (мембраны). Это дает возможность предусмотреть в аппарате шкалу, градуированную в единицах объема, и тем самым обеспечить информацию об установленном значении дыхательного объема. Прохождение подвижным элементом определенного пути может быть использовано для формирования пневматического (аппараты РО-2 и РД-4), механического (РО-5, РО-6) или электрического («Энгстрем-2000») сигнала, воздействующего на распределительное устройство. Именно таким путем часто осуществляется переключение со вдоха на выдох по объемному принципу.

Схема, в которой одновременно с разделительной емкостью используется переключение актов дыхательного цикла по времени, традиционно применяется в таких аппаратах фирмы «Дрегер» (ФРГ), как «Спиромат-650», «Универсальные вентиляторы UV-1, UV-2», и имеет ряд особенностей. Продолжительность вдоха, а по стандартизованному определению это интервал времени от момента начала поступления газа в легкие пациента до момента начала выведения газа из легких, задается здесь переключающим механизмом, который на это время соединяет линию нагнетания генератора вдоха с внешней полостью разделительной емкости. В зависимости от скорости поступления туда газа и установленной длительности вдоха при настройке аппарата ИВЛ на требуемый режим могут возникнуть три различные ситуации:

1) мех (мешок, мембрана) разделительной емкости, сжимаясь с определенной скоростью, подает заданный объем точно за отведенный переключающим механизмом интервал вдоха (рис. 16,а).

2) при той же амплитуде движения меха (мешка, мембраны) скорость подачи газа во внешнюю полость разделительной емкости и равная ей скорость вдувания газа в легкие выше, чем в первом случае. Заданный объем подается прежде, чем истечет длительность вдоха, и на кривых появляется задержка на вдохе («плато») (рис. 16,б);

3) при той же амплитуде движения меха (мешка, мембраны) скорость подачи газа во внешнюю полость разделительной емкости и равная ей скорость вдувания газа в легкие ниже, чем в первом случае. Отведенного на вдох времени не хватает для подачи заданного дыхательного объема и минутная вентиляция снижается (рис. 16,в).

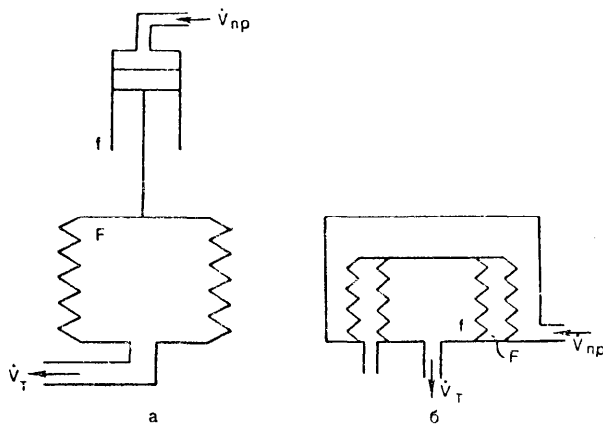


1.6. Особенности управления аппаратами с переключением со вдоха на выдох по времени и с разделительной емкостью, имеющей ограничение объема ($V_{огр}$):

а — «нормальная» скорость вдувания: $V_T = V_{огр}$; б — скорость вдувания увеличена на $\frac{1}{3}$: появляется задержка на вдохе $T_{IP} = T_I$; в — скорость вдувания снижена на $\frac{1}{3}$. Дыхательный объем и минутная вентиляция снижаются на $\frac{1}{3}$; $T_{вд}$ — время вдувания; T_I — время вдоха.

Таким образом, разделительная емкость делает взаимозависимыми органы управления дыхательным объемом, продолжительностью вдоха и скоростью вдувания, что усложняет настройку аппарата на заданный режим работы. С другой стороны, продуманное управление этими органами позволяет сознательно получить задержку на вдохе.

Когда данная схема используется совместно с генератором вдоха, не обладающим достаточной жесткостью, то, чтобы предотвратить нежелательное снижение дыхательного объема и минутной вентиляции при обычно встречающемся на практике постепенном возрастании сопротивления дыхательных путей и снижении растяжимости легких, необходимо заранее настроить аппарат на повышенную скорость вдувания, а значит, и на определенную задержку на вдохе. Но если заданы продолжительность вдоха и дыхательный объем, то скорость вдувания газа принимает минимально возможное значение при отсутствии задержки на вдохе. Поэтому ее влияние на равномерность распределения газа по участкам легких с различной растяжимостью и сопротивлением достаточно противоречиво.



17. «Пневматический трансформатор» (схема). Объяснение в тексте.

Еще две формы выполнения разделительной емкости, показанные на рис. 17, а, б, образуют так называемый пневматический трансформатор. Из равенства сил и перемещений вытекают следующие зависимости: для варианта «а» с силовым цилиндром:

$$\dot{V}_T = \dot{V}_{np} \frac{F}{f}, \quad P_d = P_{np} \frac{f}{F};$$

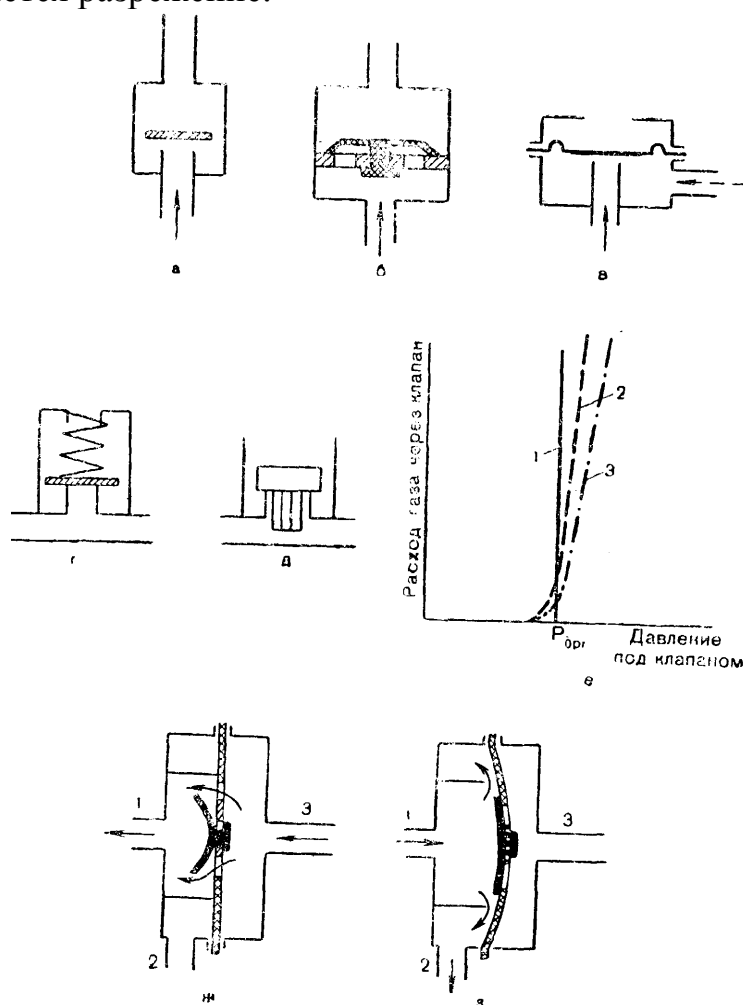
для варианта «б» с концентрическими мехами

$$\dot{V}_T = \dot{V}_{np} \frac{f}{F}, \quad P_d = P_{np} \frac{F}{f}.$$

Таким образом, в первом случае («а») увеличивается дыхательный объем по отношению к объему в линии привода и соответственно снижается давление в дыхательном контуре. Этот прием целесообразен, если конструкция генератора вдоха обеспечивает высокое давление газа и имеется необходимость его экономии. Применяется такая схема обычно в аппаратах с приводом от сжатого газа. Во втором варианте «б», наоборот, можно получить в дыхательном контуре давление более высокое, чем в линии привода и одновременно получить в той же степени меньшую объемную скорость движения газа. Такой прием используется в аппаратах типа РО. Суммируя характеристики обеих схем, отметим, что они позволяют согласовать характеристики привода с характеристиками течения газа в дыхательном контуре. Выше отмечались аргументы в пользу включения в состав аппарата разделительной емкости. Однако ее использование для получения реверсивного дыхательного контура в аппаратах с генератором вдоха постоянного потока не является необходимым условием. Получают распространение аппараты («Фаза», «Спирон-301»), в которых генератор вдоха, выполненный в виде насоса, включается непосредственно в дыхательный контур так, что при осуществлении реверсивного контура выдыхаемый газ поступает на вход этого насоса. Поэтому разделительная емкость как средство обеспечения возврата выдыхаемого газа для последующей подачи пациенту обязательна лишь в тех схемах, где роль генератора вдоха играет инжектор или иное непосредственное подключение к внешнему источнику сжатого газа.

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ АППАРАТОВ ИВЛ: РАСПРЕДЕЛИТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО, ПЕРЕКЛЮЧАЮЩИЙ МЕХАНИЗМ, РАЗЛИЧНЫЕ СПОСОБЫ ПЕРЕКЛЮЧЕНИЯ ФАЗ ДЫХАТЕЛЬНОГО ЦИКЛА РАСПРЕДЕЛИТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО

Для обеспечения движения газа в требуемых направлениях в аппаратах ИВЛ используют разнообразные по конструктивному исполнению устройства, назначение которых — пропускать газ только в предписанном направлении. Распределительное устройство может быть выполнено с применением механического, пневматического или электрического привода и без специального привода. Устройства последнего типа самодействующие клапаны имеют самую простую конструкцию (рис. 18, а, б) и пропускают газ только в одном направлении. Действие их ясно без особого разъяснения. Отметим только, что пластинчатые клапаны надежно работают независимо от своего положения, если пластина прижимается к седлу пружиной. Отличительной особенностью мембранного клапана (рис. 18, в) является его необратимость. Если остальные клапаны пропускают газ под действием создаваемого под пластиной давления или же под действием создаваемого над пластиной разрежения, то мембранный клапан пропускает газ при создании давления на его входе или выходе и не пропускает газ, когда в любом из этих патрубков создается разрежение.



18. Простейшие конструкции самодействующих клапанов (схема):

а — пластинчатый клапан; б — резиновый грибковым клапан; в — мембранный клапан; г - предохранительный пружинный клапан; д – предохранительный гравитационный клапан; е - характеристики предохранительных клапанов: 1 - «идеального»; 2 - гравитационного; 3 - пружинного: ж – мембранный нереверсивный клапан - положение вдоха; з- мембранный нереверсивный клапан - положение выдоха; ж и з: 1 - патрубок пациента; 2 — патрубок выдоха; 3 — патрубок аппарата.

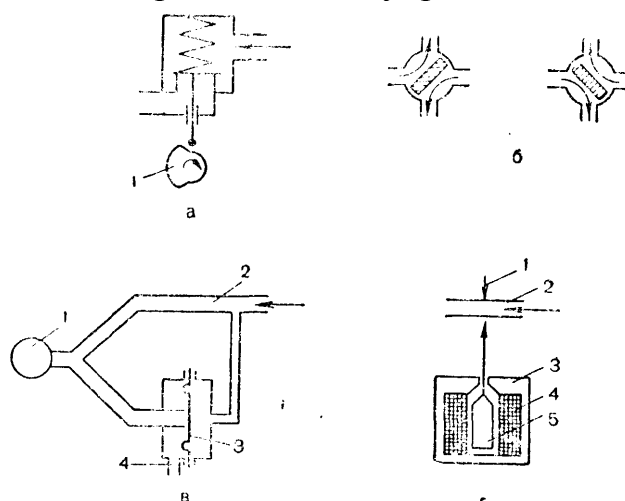
Разновидностью самодействующих клапанов являются предохранительные клапаны, назначением которых является выпуск части газа под действием давления или разрежения, превысившего заданный уровень. Чаще всего такие клапаны (рис. 18,г,д) ограничивают давление (разрежение) газа в дыхательном контуре или в какой-то другой части пневмосистемы аппарата. Различают регулируемые и нерегулируемые предохранительные клапаны. Характеристики пружинных и гравитационных предохранительных клапанов несколько отличаются друг от друга, к «идеальному» виду ближе характеристика гравитационного клапана (рис. 18, е).

К самодействующим клапанам можно отнести также нереверсивные клапаны, предназначенные для распределения потоков газа во время ИВЛ и при самостоятельном дыхании. Конструкции этих клапанов весьма разнообразны, но в выпускаемых в СССР аппаратах преимущественно используется нереверсивный клапан с резиновой мембраной (рис. 18, ж, з).

Когда во время вдоха газ поступает пациенту от генератора вдоха, то центральный грибковый клапан открывает отверстия в центральной части эластичной мембраны. В результате возникающего перепада давления мембрана перекрывает седло, предотвращая выход газа наружу через патрубок выдоха. Условием перехода нереверсивного клапана в состояние выдоха служит прекращение подачи газа и снижение его давления на входе в клапан до нуля. В этот момент давление газа на стороне пациента закрывает центральные отверстия мембраны. Последняя, прогибаясь, отходит от седла, позволяя газу из легких пациента выходить наружу через патрубок выдоха.

Управляемые клапаны приводятся в действие механическим, пневматическим или электрическим сигналом и могут одновременно коммутировать потоки газа в нескольких линиях (рис. 19). С помощью золотниковых распределительных устройств легче осуществить одновременную коммутацию нескольких пневматических линий. Их другое преимущество — независимость работы от разности давления на входе и выходе. Вместе с тем в конструкции золотникового распределительного устройства трудно сочетать требования: снизить утечку и иметь небольшое управляющее воздействие. Типичный пример использования пневматически управляемого клапана — блокировка линии выдоха аппарата во время вдоха. Надежное прижатие эластичной мембраны к седлу достигается за счет того, что давление под мембраной, т.е. в линии вдоха, больше давления в линии выдоха. В связи с рас-

пространением электронных схем управления в аппаратах ИВЛ все чаще используются клапаны с электромагнитным управлением.



19. Различные конструкции управляемых клапанов (схема):

а, б - с механическим приводом: 1 - вращающийся кулачок; в - пневматически управляемый клапан, предназначенный для перекрытия линии выдоха во время вдоха: 1- пациент; 2 - линия вдоха; 3 - мембрана; 4 - патрубок выдоха, г — клапан с электромагнитным приводом: 1 — неподвижный упор; 2 — эластичная трубка; 3 - магнитопровод; 4 - катушка; 5 - сердечник.

ПЕРЕКЛЮЧАЮЩИЙ МЕХАНИЗМ

Распределительное устройство, переводящее аппарат ИВЛ из состояния вдоха в состояние выдоха и обратно, является важнейшим из устройств. Нереверсивный и пневматически управляемый клапаны осуществляют эту функцию под действием генератора вдоха переменного потока, который в этом случае совмещает свою работу с функциями переключающего механизма. В некоторых схемах переключающий механизм является самостоятельным блоком аппарата ИВЛ.

Так как во время дыхательного цикла изменяются значения ряда его характеристик — объемов, давлений, скорости потока газа, длительности вдоха и выдоха, то условием переключения фаз дыхательного цикла в принципе может быть выбрано достижение заданного значения любой из этих характеристик. Как будет показано ниже, метод переключения, особенно переключения со вдоха на выдох, сильно влияет на свойства аппарата ИВЛ. Поэтому определение метода переключения аппарата на выдох имеет важное значение при его анализе или синтезе.

Структура переключающего механизма должна включать измеритель текущего значения выбранной для переключения характеристики, задатчик требуемой величины, сравнивающее устройство и исполнительный механизм. Поскольку задатчик позволяет независимо устанавливать один из параметров ИВЛ, то необходимо, чтобы регулируемая им характеристика была бы как можно теснее связана с основными параметрами работы — минутной вентиляцией, дыхательным объемом или частотой дыхания. Поэтому метод

переключения тесно связан с важным потребительским свойством аппарата — управляемостью (этим термином условимся называть степень удобства настройки аппарата на требуемый режим ИВЛ).

Если выбранная для осуществления переключения на выдох характеристика изменится из-за уменьшения проходимости дыхательных путей, изменения растяжимости легких или степени герметичности дыхательного контура, то режим вентиляции отклонится от первоначально установленного, вследствие чего метод переключения будет влиять и на другое важное качество аппарата — стабильность сохранения заданного режима работы при изменениях характеристик системы аппарат — пациент.

Переключение со вдоха на выдох

Рассмотрим перечисленные в главе 4 методы переключения аппарата ИВЛ со вдоха на выдох более подробно.

Переключение по давлению происходит вследствие того, что давление газа в определенной точке аппарата достигает заданного значения. Давление переключения, которое в этом случае независимо можно регулировать по шкале или показаниям манометра, с основными параметрами режима ИВЛ связано слабо. Даже опытному врачу, установившему на основании антропометрических данных пациента, его состояния и с помощью специальных номограмм требуемый режим ИВЛ, трудно оценить давление конца вдоха, на которое надо настроить переключающий механизм для подачи требуемого дыхательного объема. При неизменной настройке аппарат с переключением по давлению будет стремиться сохранить постоянным давление переключения, и так как между ним и основными параметрами ИВЛ нет однозначной связи, то дыхательный объем, частота дыхания и минутная вентиляция будут заметно изменяться в тех случаях, когда растяжимость, сопротивление и степень герметичности системы аппарат — пациент будут отклоняться от начальных значений.

Большая зависимость режима работы аппарата с переключением по давлению от характеристик системы аппарат — пациент может иметь и определенный положительный эффект. Хорошо различимое на слух изменение частоты дыхания позволяет обратить внимание на нарушение проходимости дыхательных путей, нарушение герметичности присоединения пациента, восстановление его самостоятельного дыхания. Более весомы преимущества переключения со вдоха на выдох по давлению вовремя проведения вспомогательной вентиляции, поскольку тогда пациент в известной степени может сам определить величину дыхательного объема. Для переключения по давлению до недавнего времени обычно использовался простой рычажный механизм с настройкой на заданную величину давления путем изменения натяжения пружины или положения постоянного магнита. В новых аппаратах ИВЛ с электронным управлением для контроля давления дыхательного цикла вырабатывается электрический сигнал, пропорциональный текущему значению давления. Если предусмотреть возможность коммутации потоков газа, когда

электрическое отображение давления станет равным заданной величине, то будет обеспечено ограничение максимального давления вдоха, что эквивалентно действию предохранительного клапана, и переключение со вдоха на выдох по давлению.

Сопоставление преимуществ и недостатков переключения со вдоха на выдох по давлению хорошо обосновывает тот факт, что в настоящее время такой способ используется редко, главным образом для осуществления вспомогательной вентиляции (РД-1, «Практивент-320», ряд моделей аппарата «Бирд», «Ингалог» и «Ассистор» фирмы «Дрегер» и др.), как дополнительный метод переключения в аппаратах с электрическим управлением «Спирон-101», «Спирон-201», «Спирон-401» (СССР), «Сервовентилятор-900», «Универсальный вентилятор UV-1» и др. и в некоторых простейших и малогабаритных моделях (ДП-9, «Минивент», «Циклатор»).

Переключение по объему происходит вследствие подачи аппаратом заданного дыхательного объема; необходимую величину этого параметра ИВЛ обычно можно независимо от установки других параметров установить по шкале. Типичным примером задания дыхательного объема является управление амплитудой движения крышки меха. Этот способ применяется в отечественных аппаратах РО-2, РО-5, РО-6, РД-4; в зарубежных — РПР, «Унивент-100», «Беннет» и др.

Для создания управляющего воздействия на распределительное устройство применяют рычажные механизмы; пневматические реле, вырабатывающие сигналы по прохождении крышкой меха заданного хода; электроконтактные или бесконтактные концевые выключатели и т.п. Аппараты с переключением по объему более легко управляются по сравнению с аппаратами с переключением по давлению. Однако по ряду причин, главной из которых является негерметичность присоединения пациента, выходящий из аппарата объем газа отличается от действительного. Попытки реализовать переключение по объему, вентилирующему легкие пациента, пока не реализованы.

Аппарат «Пневмотрон-80» [Cox L., Chapman E.A., 1974] рекламируется как модель с принципиально новым способом переключения по объему. В нем дыхательный объем измеряется в линии вдоха и в линии выдоха, но для переключения на выдох используется информация с линии вдоха, т.е. переключение по действительному объему не осуществлено.

Переключение по времени в настоящее время применяется наиболее часто, поскольку современными средствами пневмоавтоматики и особенно электроники сравнительно просто решается проблема задания требуемых интервалов времени. При этом установленная длительность определенной части дыхательного цикла или цикла в целом определяется только самим механизмом, и никакие изменения характеристик системы пациент — аппарат повлиять на него не могут. То же устройство переключения можно использовать для управления длительностью задержки на вдохе, длительностью ожидания попытки пациента во время вспомогательной вентиляции и т.п.

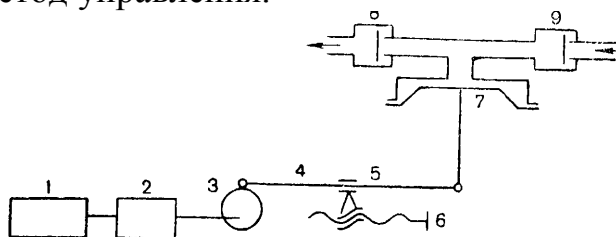
Сравнительно легко организовать более сложное, комбинированное управление временными характеристиками; например, обеспечить регулировку не длительностей вдоха и выдоха, а частоты дыхания, регулировать отношение продолжительностей вдоха и выдоха или длительность задержки на вдохе без влияния на установленную частоту дыхания.

Аппаратами с переключением со вдоха на выдох являются отечественные модели «Спирон», «Фаза», «Лада», «Пневмат-1» и зарубежные «Спиромат-650», «Универсальный вентилятор UV-1», «Сервовентилятор-900», «Энгстрем-2000», «Энгстрем-Эрика» и др. К аппаратам с переключением по времени следует отнести и те, в которых используется генератор вдоха переменного потока, поскольку переключение на выдох и здесь осуществляется строго по истечении времени, отведенного механическим приводом на сжатие меха, перемещение поршня или мембраны.

Подобной схемой обладают отечественные аппараты ДП-8 и АНД-2, зарубежные аппараты «Энгстрем-150, -200, -300» и др.

Переключение по потоку основано на том, что перевод распределительного устройства из состояния вдоха в состояние выдоха происходит тогда, когда скорость вдувания достигает заданного значения. Метод осуществляется очень редко. Настройка заданной скорости вдувания связана с основными параметрами ИВЛ весьма неявно, а на скорость вдувания оказывают влияние все характеристики системы аппарат — пациент, и, следовательно, высокой стабильности работы такого аппарата ожидать нельзя.

Переключение со вдоха на выдох вручную осуществляется, естественно, во всех моделях с ручным приводом. В аппаратах «Спирон-501», «Огайо» ввиду кратковременности применения и желания предельно упростить устройство переключение вручную сочетается с пневматическим приводом. В других аппаратах типа «Спирон» переключение вручную используется как вспомогательный метод управления.



20. Аппарат со смешанным переключением (схема):

1 — электродвигатель; 2 — редуктор с регулятором частоты вращения; 3 — кулачок; 4 — рычаг; 5 — подвижная точка опоры рычага; 6 — регулятор дыхательного объема; 7 — мембрана; 8 — клапан вдоха; 9 — впускной клапан.

Смешанное переключение — так принято называть переключение, происходящее вследствие достижения пороговых, заданных значений двумя параметрами дыхательного цикла одновременно. На рис. 20 приведена типичная схема, используемая в выпускаемой в нашей стране модели аппарата «Вита-1», зарубежных аппаратах «Кейп-вентилятор», «Беинет БА-4» и др.

Такая схема обеспечивает простое управление, поскольку здесь непосредственно и независимо друг от друга устанавливается частота дыхания (с помощью редуктора 2) и ход мембраны 7, т.е. дыхательный объем, путем перемещения точки опоры 5 рычага 4. Стабильность работы аппаратов с данным способом управления сохраняет достоинства переключения по объему и переключения по времени. Относительно малое распространение смешанного переключения объясняется сложностью производства механических узлов, которые одновременно препятствуют реализации гибкого управления временными характеристиками дыхательного цикла, включая вспомогательную вентиляцию, периодическую принудительную вентиляцию и т.п.

Комбинированное переключение основано на том, что в аппаратах ИВЛ может быть предусмотрено несколько самостоятельно действующих механизмов; при этом в каждом конкретном дыхательном цикле переключение на выдох вызывает один какой-либо механизм по выбору оператора. Такой способ переключения применен в аппарате «Хилмэн-Рисерч», который можно настроить на переключение по времени, по объему или по давлению. Управляемость и стабильность аппаратов с подобным управлением определяется тем видом переключения, который установлен в нем в данный момент.

Количественное сравнение стабильности различных способов переключения со вдоха на выдох.

Различные модели аппаратов ИВЛ можно и нужно сопоставлять и рассматривать с различных точек зрения, применяя качественные методы оценки. Количественное сравнение ввиду разнообразия конструкций аппаратов более затруднительно, хотя может дать более объективную информацию.

Нами разработан аналитический метод количественной оценки различных методов переключения со вдоха на выдох (по давлению, объему и времени) [Гальперин Ю.С., 1971]. Он основан на следующих предпосылках:

— характеристики системы отклоняются от начальных четыремя различными способами (табл. 5).

Таблица 5

Характеристики системы аппарат — пациент, принятые для количественной оценки способов переключения со вдоха на выдох

Номер режима	Растяжимость легких, С, л/кПа	Сопrotивление дыхательных путей и присоединительных элементов, Rп, кПа*с/л	Сопrotивление негерметичности, R _у , кПа*с/л
1	0,8	0,45	30
2	0,8	1,1	30
3	0,4	0,45	30

4	0,4	1,1	30
5	0,8	0,45	7,5

Примечание. Сопротивление псгерметичности системы, равное 30 кПа*с/л эквивалентно утечке 6 л/мин при давлении 3 кПа (30 см вод.ст.), а значени 7,5 кПа*с/л получено добавлением утечки 18 л/мин при том же давлении.

— характеристики генераторов вдоха всех аппаратов приняты одинаковыми: максимальное давление 10 кПа (100 см вод.ст.), внутреннее сопротивление 10 кПа*с/л;

— в начальных условиях (см. режим 1 в табл. 5) аппараты настроены на осуществление вентиляции с параметрами: дыхательный объем $V_T=0,67$ л, частота дыхания $f=16,7$ мин⁻¹, отношение $T_I/T_E=1 : 2$;

— для каждого принципа переключения вдох происходит до тех пор, пока параметр, определяющий переключение, не достигает заданного значения, рассчитанного на основе математического описания системы с указанными выше характеристиками.

Режим 1 — начальный. Режимы 2 и 3 характеризуются соответственно повышением сопротивления и снижением растяжимости. В режиме 4 действуют оба этих фактора. Режим 5 отличается от начального резким увеличением негерметичности.

Для каждого из способов переключения и для каждого режима рассчитывались действительные значения дыхательного объема V_T , минутной вентиляции $V_{мин}$ и частоты дыхания f . В качестве меры оценки способа переключения принималась сумма абсолютных процентных отклонений действительных величин от их начальных значений.

Приведенные в табл. 6 результаты математического моделирования «поведения» системы показывают, что в случае объемного способа переключения изменения C и R не влияют на дыхательный объем, а при переключении по времени — на частоту дыхания. Естественно, что появление утечки, не воздействуя на частоту, снижает дыхательный объем и, следовательно, минутную вентиляцию в обоих способах переключения. Из-за увеличения нагрузки на генератор вдоха по сравнению с начальной в режимах 2, 3 и 4 уменьшается скорость вдувания, что для объемного способа ведет к некоторому снижению частоты и поэтому минутной вентиляции, а для переключения по времени — к снижению дыхательного объема и к уменьшению минутной вентиляции. Возникновение утечки в общем снижает нагрузку на генератор вдоха, однако при принятых в расчете характеристиках генератора на режиме вентиляции это практически не сказывается.

В случае переключения по давлению при изменении характеристик системы сохраняется только давление на выходе аппарата. При возрастании нагрузки это давление достигает установленного значения переключения при меньшем дыхательном объеме быстрее, что эквивалентно увеличению частоты. Взаимная компенсация этих изменений все же недостаточна для того,

чтобы минутная вентиляция оставалась неизменной. Возникновение утечки снижает противодействие, действующее на генератор вдоха, поэтому, как это ни парадоксально, происходит увеличение дыхательного объема и почти в такой же степени уменьшается частота. Это подтверждает существующее мнение об «автоматической» компенсации аппаратами с переключением по давлению изменений характеристик системы. Однако в целом эта компенсация значительно слабее, чем стабильность аппаратов с переключением по объему и времени.

Таблица 6

Сравнение стабильности аппаратов ИВЛ с различными способами переключения со вдоха на выдох

Способ переключения	Характеристика системы										Суммарная погрешность $\Sigma [\sigma, \%$		
	С, л/к Па	0,8		0,4		0,4		0,8					
	Rп, кПа*с/л	0,45		1,10		0,45		1,10		0,45			
	Ry, кПа.с/л	30,0		30,0		30,0		30,0		7,5		Параметра	Способа
Параметр ИВЛ	зна-чение	погреш-ность	зна-чение	погреш-ность	значе-ние	погреш-ность	зна-чение	погреш-ность	значе-ние	погреш-ность			
По объему	vt, Л	0,67	0	0,67	0	0,67	0	0,67	0	0,60	— 10,4	10,4	42,1
	f, МИН-1	16,7	0	16,3	— 2,4	16,2	— 3,0	15,9	— 4,8	16,7	0	10,2	
	Умин, л/мин	11,2	0	10,9	— 2,7	10,8	— 3,6	10,7	— 4,5	10,0	— 10,7	21,5	
	vt, Л	0,67	0	0,63	— 6,0	0,63	— 6,0	0,59	— 11,9	0,60	— 10,4	34,3	
По времени По давлению	f, мин-1	16,7	0	16,7	0	16,7	0	16,7	0	16,7	0	0	69,2
	Умин, Л/МИН	11,2	0	10,5	— 6,3	10,5	— 6,3	9,8	— 11,6	10,0	— 10,7	34,9	
	vt, Л	0,67	0	0,42	— 37,3	0,42	— 37,3	0,22	— 67,2	0,71	+6,0	147,8	
	f, мин-1	16,7	0	18,9	+13,2	19,8	+18,6	21,5	+28,7	15,6	-6,6	67,1	
	Умин, л/мин	11,2	0	7,94	— 29,1	8,3	-25,9	4,7	-58,0	11,1	-0,9	113,9	

Следует отметить, что предлагаемый метод оценки стабильности ограничивается принятыми допущениями, но все же достаточно обосновано показывает значительно меньшую стабильность аппаратов с переключением по давлению и некоторое преимущество аппаратов с переключением по объему.

Методика и результаты расчета были подтверждены путем сопоставления с экспериментальными данными о влиянии изменения характеристик системы аппарат — пациент на отклонение действительных значений параметров ИВЛ от начальных значений.

Переключение с выдоха на вдох

Переключение с выдоха на вдох имеет существенные отличия от рассмотренного выше переключения с вдоха на выдох. Прежде всего необходимо выделить переключение, происходящее вследствие дыхательного усилия пациента, которое реализуется для синхронизации работы аппарата ИВЛ с неадекватным самостоятельным дыханием. Условием срабатывания переключающего механизма и здесь служит достижение заданного, порогового значения определенной физической характеристикой, изменяющейся во время попытки пациента вдохнуть.

Для осуществления вспомогательной, т.е. синхронизированной, ИВЛ были предложены различные способы распознавания дыхательного усилия

пациента — изменение электрической активности дыхательной мускулатуры и диафрагмы, создание пациентом определенной объемной скорости движения газа, вдыхание определенного объема газа. Однако почти исключительное применение в современных аппаратах для осуществления вспомогательной ИВЛ находит распознавание дыхательного усилия по созданному им разрежению в дыхательном контуре. Только в аппарате «Энгстрем-Эрика» применено измерение объемной скорости вдыхаемого пациентом газа.

Переключение аппарата на вдох вследствие дыхательного усилия пациента рассмотрим более подробно. Вначале отметим, что дыхательное усилие («попытка») пациента, в принципе, может возникнуть, когда в конце выдоха имеется не только нулевое (пассивный выдох), но и отрицательное (активный выдох) или положительное давление. Поэтому дыхательное усилие пациента правильнее характеризовать создаваемым им перепадом давления, а не разрежением.

В настоящее время разработаны три показателя, количественно характеризующие дыхательное усилие пациента (см. рис. 9): чувствительность системы, задержка времени, объем газа. Чувствительностью системы обычно называют разрежение (или перепад давления), необходимое для переключения на вдох, причем меньший перепад давления соответствует большей чувствительности. Эта величина обычно может регулироваться в пределах от 0,02 — 0,05 кПа (2 — 5 мм вод.ст.) до 0,4 — 0,7 кПа (40 — 70 мм вод.ст.). Перепад давления менее 50 Па пациент практически не ощущает. Однако настройка аппарата на столь высокую чувствительность не всегда пригодна, так как при такой настройке аппарат может переключиться на вдох из-за случайного касания дыхательных шлангов, малейшего движения пациента и даже от открывания двери помещения.

Задержка времени между достижением заданной величины перепада давления или другого параметра, вызывающего переключение, и началом поступления газа в легкие пациента должна быть возможно меньшей; эксперименты показали, что задержка более 0,1 с уже вызывает субъективно неприятные ощущения. Отсюда следует, с одной стороны, необходимость быстрого действия переключающего механизма, а с другой — создание всех условий для быстрого достижения порогового значения, что требует надежной герметизации и возможно меньшей растяжимости той части дыхательного контура, в которой перепад давления создается дыхательным усилием пациента.

Объем газа, который пациент должен вдохнуть, прежде чем начнется вдувание газа, должен быть возможно меньшим. В настоящее время в качестве удовлетворительного значения используется величина 2 мл. Этот критерий тесно связан с чувствительностью по давлению, поскольку, чтобы создать в системе определенный перепад давления, из нее нужно забрать соответствующий объем газа. Например, если внутренняя растяжимость полностью герметичного дыхательного контура равна 0,04 л/кПа, то для получения разрежения 50 на необходим объем дыхательного усилия 2 мл. Может также приниматься в расчет и скорость, с которой создается пороговое значение

переключения. Эта характеристика наименее изучена, и количественных рекомендаций по ней еще дать нельзя.

Во время управляемой ИВЛ переключение на вдох по объемному принципу не применяется. Из-за физиологически обусловленного неравенства вдыхаемого и выдыхаемого объемов, различия их физических характеристик и газового состава переключение со вдоха на выдох и с выдоха на вдох по объему приводило бы к недопустимому изменению функциональной остаточной емкости легких.

Поскольку для перевода аппарата из состояния вдоха в состояние выдоха и обратно технически проще применять один и тот же переключающий механизм, то в моделях с переключением на выдох по давлению часто используют тот же принцип переключения на вдох. Но и здесь возможны определенные трудности, особенно если активная часть вдоха не предусмотрена.

По этим соображениям в настоящее время преимущественное распространение получило переключение с выдоха на вдох вследствие истечения заданного промежутка времени. В чистом виде оно реализуется, когда в аппарате имеется устройство, задающее длительность выдоха в секундах или же частоту дыхания и отношение продолжительностей вдоха и выдоха. В аппаратах с переключением на выдох по объему, содержащих разделительную емкость, переключение на вдох часто определяется продолжительностью заполнения мешка, меха или мембранного рабочего органа новой порцией газа (РО-2, РО-5, РО-6, РД-4), а иногда непосредственно времязадающим устройством.

Необходимо отметить существенно меньшее влияние на стабильность способа переключения с выдоха на вдох. Во время вспомогательной вентиляции режим работы вообще полностью определяется частотой дыхательных усилий пациента. Во время управляемой ИВЛ по тем же причинам, которые были рассмотрены выше, стабильность будет низкой при переключении на вдох по давлению. Поскольку этот метод используется крайне редко, а переключение по дыхательному объему не используется вообще, то переключение на вдох по времени сопоставлять практически не с чем. Аналогичная ситуация возникает и при оценке управляемости аппаратов ИВЛ с различными способами переключения на вдох.

Переключение по времени позволяет прямо или косвенно регулировать длительность выдоха, а задание конечного давления (как правило, разрежения) выдоха с установкой основных параметров вентиляции связано очень слабо.

Переключение вследствие дыхательной попытки пациента, т.е. осуществление вспомогательной ИВЛ, вызывает необходимость управления, по крайней мере чувствительностью.

Глава 6

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ АППАРАТОВ ИВЛ: ПРИВОД, УПРАВЛЕНИЕ, ИЗМЕРЕНИЕ, СИГНАЛИЗАЦИЯ,

ПРИВОД

Поскольку способ подведения энергии к аппарату ИВЛ оказывает глубокое влияние на потребительские свойства и конструкцию, целесообразно детально рассмотреть эти способы и проанализировать их особенности.

В аппаратах с ручным приводом источником энергии является мускульная сила оператора. Непосредственное сжатие мешка или меха рукой полностью выявляет преимущества этого привода: простоту устройства, минимальные потери мощности и получение оператором ощущения непосредственного контакта с легкими пациента. Эти аппараты не являются, конечно, альтернативой всем другим и находят применение в скорой помощи и как аварийное средство.

Пневматический привод

Поскольку выходной энергией аппарата ИВЛ является энергия пневматическая, то и привод его от заранее сжатого газа кажется наиболее простым и удобным. О внедрении в практику такого привода свидетельствует развивающееся оснащение лечебных учреждений системами централизованной подачи кислорода. В СССР и во многих зарубежных странах организовано серийное производство элементов пневмоавтоматики, выполняющих роль силовой части аппаратов и системы их управления. Преимуществом аппарата с пневмоприводом является возможность выполнения его автономным, т.е. независимым от внешнего источника энергии, что имеет первостепенное значение для экстренной помощи пациенту в службе скорой помощи, горноспасательной службе, службе спасения утопающих и т.п. Даже в условиях стационарного лечебного учреждения может возникнуть необходимость проведения ИВЛ в ситуации экстренной реанимации в приемном и других неспециализированных отделениях, в оснащение которых аппаратура ИВЛ не входит. В таких случаях компактный аппарат, обеспечивающий ИВЛ в течение хотя бы 20 мин без подключения к внешнему источнику энергии, крайне необходим. В аппарате с пневмоприводом сравнительно просто обеспечить изоляцию дыхательных путей пациента от атмосферы, непригодной для дыхания. Если дыхательный газ или окружающая атмосфера взрывоопасны, то пневматический привод аппарата потенциально менее опасен, чем электрический.

Это способствовало широкому распространению аппаратов ИВЛ с пневмоприводом. Особенно много подобных моделей (среди них отечественные модели ДП-9, «Кокчетав», аппараты типа «Горноспасатель») предназначено для экстренной реанимации. Они могут обеспечить ИВЛ от подаваемых им одного-двух баллонов со сжатым кислородом, при давлении до 15 МПа (150 кг/см²) в течение примерно 20 мин без подсоса окружающего воздуха и в течение почти часа непрерывной работы с подсосом воздуха. Для сохранения возможно большего ресурса автономной работы в транспортном средстве скорой помощи (автомашине, самолете, судне, поезде) целесообразно

но размещать баллон со сжатым кислородом емкостью 20 — 40 л, который является источником питания не только аппаратуры ИВЛ, но и ингаляционных и наркотических аппаратов. В момент извлечения аппарата ИВЛ из транспортных средств он должен автоматически переключаться на питание от встроенного источника малой емкости.

Развитие одного из направлений пневмоавтоматики — струйной техники (пневмоники) позволило выполнить аппарат ИВЛ с относительно простыми функциями без движущихся частей [Трушин А.И., Тракслер А.Г., 1970]. Аппараты с пневмоприводом, выполненные на выпускаемых промышленностью элементах мембранной пневмоавтоматики (УСЭППА в СССР, «Дрелоба» в ГДР и др.), могут быть весьма компактными («Пневмат-1» — СССР, «Ньюпэк» — Великобритания и др.).

Обоснованной областью применения аппаратов ИВЛ с пневмоприводом являются приставки к универсальным аппаратам ингаляционного наркоза. Наряду с компактностью следует отметить и сравнительно простое обеспечение безопасного использования не только воспламеняющихся анестетиков, таких как эфир и циклопропан, но и других газопаровых смесей. Из отечественных аппаратов таким примером является модель РД-4, из зарубежных — «Циклатор САВ» и «Вентилог». Для обеспечения реверсивного циркуляционного дыхательного контура в состав такого аппарата должна входить разделительная емкость.

В случаях применения пневмопривода требуется обеспечение надежного пневмопитания при длительной ИВЛ. Например, при весьма скромном расходе сжатого кислорода 6 л/мин баллон емкостью 40 л обеспечит непрерывную вентиляцию только на 16 ч, и чем сложнее модель, тем больше расход кислорода и меньше длительность непрерывной ИВЛ.

Централизованное снабжение сжатым газом снимает ряд трудностей, возникающих перед оператором конкретного аппарата. Однако системы газоснабжения являются сложным инженерным сооружением, требующим непрерывного обслуживания, соблюдения строгих правил техники безопасности, периодических освидетельствований. Все возрастающее число потребителей кислорода в современной многопрофильной больнице или другом медицинском учреждении осложняет поддержание постоянного стандартного давления кислорода во всех возможных точках подключения аппаратов. Колебания давления в сети ставят создателей аппаратов перед нелегким выбором — обеспечить экономичное расходование кислорода при более высоком давлении питания или же сделать аппарат менее экономичным, но и менее требовательным к давлению питающего газа.

Компромиссом является установка в аппарате стабилизатора, который при изменении входного давления от 0,2 до 1 МПа (от 2 до 10 кг/см²) питает все цепи аппарата газом с постоянным давлением порядка 0,15 МПа (1,5 кг/см²). «Платой» за нечувствительность к колебаниям давления питания является некоторое снижение экономичности, поскольку чем ниже давление на входе в инжектор (а этот узел в аппаратах с пневмоприводом применяется практически всегда), тем меньше воздуха он подсасывает.

Электропривод

С помощью привода аппарата от электросети возможно проведение ИВЛ практически в любом лечебном учреждении, на дому у пациента, а при соблюдении определенных условий — и в транспортном средстве скорой помощи.

Электропривод можно использовать без затруднений при длительно выполняемой ИВЛ. Стабильность электросети гораздо выше, чем пневмосети, а характеристики электросети в настоящее время едины во всей стране. С помощью привода от электросети можно устранить трудности в тех случаях, когда с аппаратом ИВЛ применяют вспомогательные устройства — увлажнители-подогреватели вдыхаемого газа, мониторы для слежения за состоянием пациента, сигнализаторы и т.п. Все возрастающим преимуществом электропривода является возможность использования в цепях управления достижений современной электроники. С ее помощью легко осуществить самое сложное управление, измерить многие характеристики режима ИВЛ, сигнализировать о нарушениях в системе аппарат — пациент, получить, обработать, хранить и представлять в наиболее удобном для оператора виде разнообразную информацию. Прогресс электроники, в частности элементарной базы, сопровождается снижением стоимости и повышением надежности работы на единицу полезного эффекта.

Однако определенные трудности существуют при создании и эксплуатации аппаратов с электроприводом. Электроэнергия преобразуется в энергию поступающего к пациенту газа с помощью ряда промежуточных звеньев: электродвигателя, передачи, насоса и т.п., в которых неизбежны потери значительной части потребляемой от сети мощности. Поэтому аппараты с электроприводом в общем сложнее, чем аппараты с пневмоприводом. В аппаратах с электроприводом нельзя обойтись без движущихся механических частей, что приводит к шуму и вызывает необходимость борьбы с ним. Помимо защиты пациента и персонала от поражения электрическим током, необходимо учитывать опасность близости искрящих и(или) нагреваемых частей аппарата с линиями, по которым протекает легковоспламеняющаяся анестезирующая смесь или смесь с повышенной концентрацией кислорода.

Свои проблемы существуют при выборе привода для аппаратов, которыми должна оснащаться служба скорой помощи. Поскольку автомашина, самолет или катер скорой помощи снабжены собственным источником электроэнергии, возможно питание аппаратов ИВЛ, как и другой медицинской аппаратуры, от бортовых источников. Чтобы сделать возможным применение аппаратов ИВЛ на месте происшествия, в транспортном средстве скорой помощи и на дому у пациента и вместе с тем обойтись без решения технически сложной задачи — питания аппаратов от электроисточников с самыми разнообразными характеристиками, необходимо предусмотреть во всех транспортных средствах преобразователи напряжения бортовой сети в переменный ток напряжением 220В.

Привод от электросети используется в отечественных аппаратах моделей РО, «Фаза», «Вдох» и зарубежных «Энгстрем-300», «Спиромат-650» и др.

Комбинированный привод

Стремление соединить преимущества электронного управления с упрощенной конструкцией аппаратов с приводом от сжатого газа привело к появлению аппаратов для длительной ИВЛ, в которых работа управляющих цепей обеспечивается электропитанием, а в качестве генератора вдоха используется непосредственное поступление газов от внешней пневмосети. Окружающий воздух для формирования состава вдыхаемого газа чаще всего не используется. Примерами таких аппаратов ИВЛ являются «Сервоventильатор-900», «Пневмотрон-80», «Энгстрем-Эри-ка» и др.

Питание от двух источников позволяет исключить из состава аппарата генератор вдоха, что значительно упрощает конструкцию, снижает размеры и стоимость аппарата, увеличивает надежность его работы. Одновременно значительно снижается создаваемый аппаратом шум, улучшаются возможности эргономически и эстетически правильного оформления конструкции.

Однако работоспособность аппарата с комбинированным приводом зависит и от бесперебойного электропитания, и от столь же надежной подачи необходимого набора сжатых газов. Хотя в настоящее время задачу снабжения лечебных учреждений сжатым кислородом можно считать в основном решенной, длительная, стабильная подача сжатого воздуха требует решения сложных проблем: необходимо построить компрессорную станцию с основным и резервным компрессором, обеспечить полную очистку сжатого воздуха от посторонних примесей, включая пары воды и смазочных масел, обеспечить круглосуточную работу соответственно подготовленного персонала, изготовить и проверить пневмосеть, сделать невозможным ошибочное использование сжатого воздуха вместо кислорода и наоборот и т.д.

Полумера, заключающаяся в замене постоянной линии подачи сжатого воздуха питанием аппарата или группы аппаратов от индивидуального компрессора, не снимает ряда из перечисленных трудностей и, с другой стороны, лишает аппарат его нескольких основных преимуществ. Необходимость подключения к аппарату закиси азота еще более осложняет проблему. Поэтому аппараты ИВЛ с электроприводом, в которых сжатые газы используются только для формирования вдыхаемой газовой смеси, наиболее перспективны для обеспечения длительной вентиляции в лечебных учреждениях и в домашних условиях.

Аппараты с пневмоприводом выгодны в условиях кратковременной — от нескольких минут до нескольких часов — вентиляции, когда на первый план выходят автономность, малые размеры и полная взрывобезопасность, максимальная дешевизна и простота, т.е. в службе скорой помощи, в качестве приставок к универсальным аппаратам ингаляционного наркоза, для борьбы с асфиксией новорожденных.

Аппараты с одновременным приводом от электро- и пневмосети сегодня могут найти применение только в крупных лечебных учреждениях, которым по силам решение всех перечисленных задач.

ЗАТРАТЫ МОЩНОСТИ В АППАРАТЕ ИВЛ

Важнейшими техническими характеристиками любого аппарата ИВЛ являются максимальная объемная скорость подачи газа пациенту во время вдоха и максимальное давление, которое аппарат может создать на выходе дыхательного контура. Если предположить, что аппарат обеспечивает максимальную скорость вдувания при максимальном противодавлении, то можно рассчитать и максимальную мощность, развиваемую аппаратом. При минутной вентиляции 30 л/мин, отношении $T_i/T_E=1:2$ и постоянной в течение вдоха скорости вдувания последняя равна 90 л/мин. При противодавлении 5 кПа (50 см вод.ст.) на вдувание газа с такой скоростью затрачивается мощность всего 7,5 Вт.

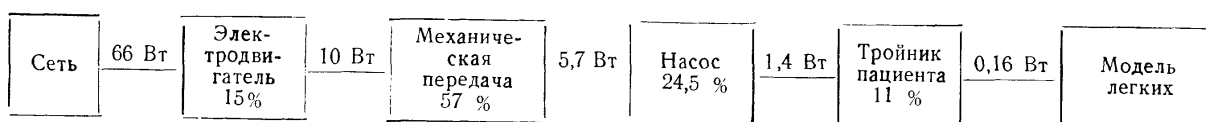
Однако мощность, потребляемая аппаратом ИВЛ из электро- или пневмосети, намного превышает эту величину. Так, потребляемая мощность аппарата РО-6 составляет 200 Вт, а аппарата «Бепнет МА» даже 800 Вт. Можно рассчитать и мощность, потребляемую из пневмосети. Например, экономичный аппарат РД-4 при минутной вентиляции 10 л/мин расходует мощность 33 Вт, а аппарат «Лада» при той же вентиляции — около 60 Вт.

Таблица 7

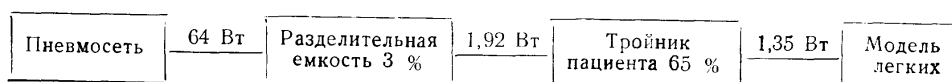
Потребляемая мощность (Вт) и КПД (%) типовых узлов аппаратов ИВЛ



Аппарат РО-5: КПД=2,1%



Аппарат «Вита-1»: КПД=0,2%



Аппарат РД-2: КПД=2%

Отсюда следует вывод об энергетическом несовершенстве аппаратов ИВЛ, поскольку коэффициент их полезного действия составляет всего несколько процентов. На первый взгляд это обстоятельство не должно вызы-

вать особого беспокойства: даже одновременная работа 20 000 аппаратов типа РО-6 потребляет мощность, равную мощности двигателя одного электровоза (4000 кВт).

Однако низкий коэффициент полезного действия приводит к завышению мощности приводного электродвигателя и таких элементов, как трансформаторы, выключатели и другие подобные компоненты сетевых цепей, что вызывает увеличение размеров и массы аппаратов, создаваемого ими шума и, следовательно, непосредственно влияет на оценку аппарата потребителем. Потери мощности в аппарате с пневмоприводом увеличивают потребность в газе. Поэтому оценка потерь мощности в типичных блоках аппаратов представляет несомненный интерес для их создателей, а КПД аппарата в целом может служить важной для потребителя мерой его технического совершенства.

Для определения потерь мощности и КПД аппаратов и их типовых узлов мы провели исследование аппаратов с электроприводом для взрослых РО-5, для детей — «Вита-1» и аппарата с пневмоприводом РД-2 [Кантор П.С., Гальперин Ю.С., 1974]. Методика исследования заключалась в синхронной регистрации в течение дыхательного цикла потребляемой от сети мощности, а также кривых изменения давления и объемной скорости движения газа в ряде точек газопроводящей системы аппаратов, находящихся между их типовыми узлами. Перемножение значений давления и объемной скорости определяло значение мощности в этих точках, а частное от деления мощности на выходе и на входе узла расценивалось как его КПД. Во время исследования устанавливались максимальные для этих моделей значения дыхательного объема, частоты дыхания или минутной вентиляции, а растяжимость и сопротивление модели легких выбирались так, чтобы эти максимальные режимы вентиляции сопровождалось максимальными затратами мощности.

Результаты исследования приведены в табл. 7, где в прямоугольниках вписаны наименования типичных узлов и их КПД, между ними — максимальное значение мощности, а у названия аппарата — его КПД. Низкие значения КПД аппарата (порядка 2% у аппаратов для взрослых и 0,2% у аппарата для детей) свидетельствуют о больших возможностях технического совершенствования аппаратов ИВЛ. Любое упрощение схемы путем исключения из нее функциональных узлов позволяет снизить потерю мощности и тем самым уменьшить размеры и массу привода или сэкономить расход кислорода. Следует также иметь в виду, что дроссели, широко применяющиеся в пневматических линиях аппаратов, энергетически невыгодны, как и невыгоден выпуск излишков газа в окружающее пространство.

ОРГАНИЗАЦИЯ УПРАВЛЕНИЯ АППАРАТОМ

Система управления аппаратом ИВЛ, т.е. совокупность органов, с помощью которых оператор настраивает его на требуемый режим работы, должна складываться из минимального числа управляющих элементов, не

превышающих в общем количества параметров вентиляции, которое в свою очередь должно быть адекватно основному назначению аппарата. Органы управления должны однозначно определять значение характеристик ИВЛ и быть снабжены шкалами, проградуированными непосредственно в единицах измерения регулируемого параметра. Все органы управления должны быть сконструированы и размещены так, чтобы их назначение было предельно ясно, расположение закономерно и удобно, а ошибки в управлении не могли бы причинить вреда пациенту.

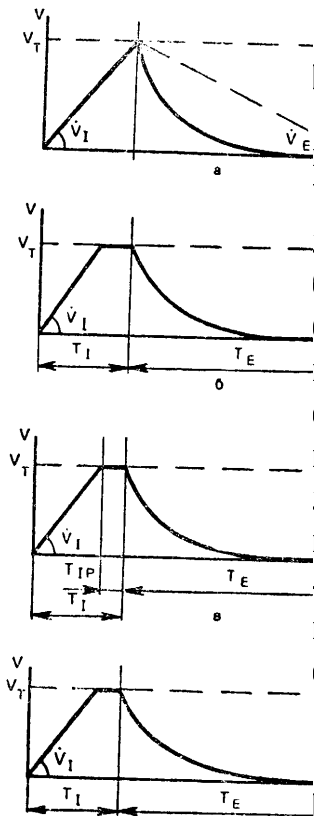
Однако реализация такой системы управления ограничивается тем, что основные параметры ИВЛ взаимосвязаны физиологически: минутная вентиляция равна произведению дыхательного объема на частоту дыхания и только любые два из этих трех параметров могут устанавливаться независимо, а третий всегда будет зависеть от избранных значений двух других. Это означает, что невозможно создать аппарат ИВЛ, позволяющий независимо устанавливать и минутную вентиляцию, и дыхательный объем, и частоту дыхания. Столь же невозможно регулировать максимальное давление вдоха независимо от дыхательного объема, так как они связаны между собой определенным образом. Понятно, что нельзя устанавливать продолжительность вдоха и выдоха независимо от частоты дыхания и отношения продолжительностей вдоха и выдоха и т.д.

В связи с практической недостижимостью во всех случаях герметичности присоединения пациента к аппарату возникает разница между подаваемыми аппаратом и получаемыми пациентом значениями дыхательного объема и минутной вентиляции. Однако временные характеристики режима ИВЛ — длительности вдоха и выдоха, их отношение, частота дыхания и т.п. не подвергаются воздействию вследствие изменения характеристик системы аппарат — пациент и поэтому могут точно устанавливаться и поддерживаться.

Решение некоторых технических проблем хотя и принципиально возможно, но неоправданно сложно. Так, в аппаратах с генератором вдоха переменного потока трудно разместить орган управления частотой дыхания вблизи от органа управления дыхательным объемом. Даже в аппаратах с электронным управлением, где управление аппаратом может быть очень гибким, совсем непросто обеспечить сохранение установленной частоты дыхания при изменении отношения продолжительностей вдоха и выдоха или изменении длительности паузы вдоха. На систему управления аппаратом влияет и примененный в нем способ переключения актов дыхательного цикла, поскольку всегда имеется независимый орган управления тем параметром, который использован для реализации переключения. Например, видя на незнакомом аппарате рукоятки, позволяющие по калиброванным шкалам устанавливать частоту дыхания или отдельно длительности вдоха и выдоха, можно с уверенностью сказать, что в нем осуществлено переключение по времени. На аппарате с переключением со вдоха на выдох по объему можно всегда обнаружить орган управления дыхательным объемом. Система управления аппаратом зависит от типа применяемого в нем генератора вдоха. В аппаратах с

генератором вдоха постоянного потока наряду с органом управления параметром, определяющим переключение со вдоха на выдох, практически всегда имеется регулятор скорости вдувания газа на вдохе, выполненный без калиброванной шкалы, со шкалой, градуированной в единицах объемной скорости движения газа или с наиболее удобной для оператора градуировкой в значениях минутной вентиляции. Последнее легко осуществить, когда между скоростью вдувания и минутной вентиляцией существует однозначная зависимость: например, отсутствует пауза вдоха, а отношение продолжительностей вдоха и выдоха постоянно (аппарат РО-6-03).

Если предусматривается ступенчатое изменение отношения продолжительностей вдоха и выдоха, то для каждого значения этого отношения приходится предусматривать свою шкалу минутной вентиляции. Чтобы избежать усложнения управления, в аппаратах с электронным управлением можно предусмотреть автоматическое введение поправки в показываемую величину вентиляции при изменении отношения продолжительностей вдоха и выдоха. Такое решение использовано, например, в аппарате «Спирон-303».



21. Основные функциональные характеристики различных типов аппаратов ИВЛ:

- а — аппараты типа РО-6: независимо устанавливаются дыхательный объем (V_T), отношение V_I/V_E , равное отношению T_I/T_E , и минутная вентиляция ($V_{мин}$) - фактически скорость вдувания V_I ;
- б — аппараты типа «Энгстрем-300», «Спиромат-650»; независимо устанавливаются скорость вдувания (V_I), отношение T_I/T_E и частота дыхания (f), ограничивается дыхательный объем (V_T);
- в — аппарат «Пневмотрон-80»: независимо устанавливаются дыхательный объем (V_T), скорость вдувания (V_I), длительность паузы вдоха (T_{IP}) и T_I/T_E ;
- г — аппарат «Пульмотор 19»: независимо устанавливаются скорость вдувания (V_I), T_I , T_E , ограничивается дыхательный объем (V_T).

Если в аппаратах одновременно с генератором вдоха постоянного потока используется переключение актов дыхательного цикла по времени и разделительная емкость, то градуировка органа управления скоростью вдувания газа в единицах минутной вентиляции невозможна, так как в составе дыхательного цикла может присутствовать пауза вдоха переменной длительности. В таких моделях данный орган управления обычно называют регулятором «рабочего давления» («Энгстрем-300», «Универсальный вентилятор LJV-1», «Спиромат-650»), хотя более логично было бы называть его регулятором скорости вдувания.

Особенности организации управления основными параметрами ИВЛ можно иллюстрировать графически, исходя из того, что конкретный метод

переключения актов дыхательного цикла равносильно определению координат точек, соответствующих переключению на плоскости и системе координат объем — время (рис. 21). В аппаратах типа РО при заданном дыхательном объеме V_T установленной скорости вдвухания V_i и отношении $T_E/T_i = m$ минутная вентиляция не зависит от установленного объема и поэтому скорость вдвухания однозначно определяет (для каждого значения m) минутную вентиляцию.

На графике (рис. 21, а) видно, что момент переключения на выдох определен как точка пересечения линии $V = V_T$ и линии, проведенной через начало координат под углом, равным скорости вдвухания, а момент переключения на вдох задан как точка пересечения линии $V = 0$ с линией, проведенной из предыдущей точки под углом к оси абсцисс, равным скорости растяжения мехов V_E . Из этого графика следует, что изменение V_T при постоянном отношении V_i/V_E обратно пропорционально частоте дыхания, и минутная вентиляция однозначно зависит от V_i .

В аппаратах с переключением по времени и разделительной емкостью (рис. 21, б) связь минутной вентиляции со скоростью вдвухания дополняет переменная продолжительность паузы вдоха. Именно поэтому регулятор скорости вдвухания нельзя градуировать в единицах минутной вентиляции, хотя она может быть рассчитана как произведение известных значений частоты и объема.

Еще более усложняется связь минутной вентиляции со скоростью вдвухания, если в аппаратах предусмотрена независимая регулировка длительности паузы вдоха. В аппарате «Пневмотрон-80» (рис. 21, в) независимо устанавливаются дыхательный объем V_T , скорость вдвухания (ступенчато!), длительность паузы вдоха T_{ip} . Затем в аппарате вычисляется продолжительность вдоха и автоматически устанавливается длительность выдоха T_E , обеспечивающая независимо установленное отношение продолжительностей вдоха и выдоха. Здесь, конечно, также невозможна градуировка регулятора скорости вдвухания в единицах минутной вентиляции. Более того, значительно затруднена установка требуемой частоты дыхания, поскольку она зависит от значений всех перечисленных факторов.

В ряде простых моделей («Пульмотор-19») с генератором вдоха постоянного потока установлен механизм, позволяющий по калиброванным шкалам отдельно установить T_i и T_E , а разделительная емкость ограничивает дыхательный объем. Здесь (рис. 21, г) моменты переключения определяются только временными факторами, и в зависимости от установленной скорости вдвухания V_i дыхательный объем V_T может быть подан с некоторой задержкой на вдохе, без нее или вовсе не подан. Поэтому и минутная вентиляция непосредственно не устанавливается.

Таблица 8

Организация управления основными параметрами ИВЛ

Тип генератора вдоха	Разделительная емкость	Вид органа управления	Организация органов управления основными параметрами аппаратов ИВЛ с переключением со вдоха на выдох		
			по объему	по времени	по давлению

Генератор вдоха постоянного потока	Отсутствует	Управление параметром, определяющим переключение со вдоха на выдох	Задание дыхательного объема обычно по градуированной шкале	Задание частоты дыхания и отношения T_i/T_v или длительности вдоха и выдоха по градуированным шкалам	Задание давления конца вдоха обычно по манометру или градуированной шкале
		Управление вторым основным параметром	Управление скоростью вдвухания; обычно градуируется в единицах частоты или вентиляции («Пневмотрон-80»)	Управление скоростью вдвухания; обычно градуируется в единицах вентиляции («Спирон», «Фаза», «Лада»)	Управление скоростью вдвухания; обычно не градуируется (РД-1)
	Имеется	Управление параметром, определяющим переключение со вдоха на выдох	Задание дыхательного объема обычно по градуированной шкале	Задание частоты дыхания и отношения T_i/T_v обычно по градуированной шкале	Задание давления конца вдоха обычно по манометру
		Управление вторым основным параметром	Управление скоростью вдвухания, обычно градуируется в единицах вентиляции (РО-2, РО-5, РО-6)	Ограничение дыхательного объема в разделительной емкости и управление скоростью вдвухания («Спиромат-650», «UV-1»)	Управление скоростью вдвухания; шкала обычно не градуируется» (РН-59, «Пульмомат»)
Генератор вдоха переменного потока	Отсутствует	Управление параметром, определяющим переключение со вдоха на выдох	Задание дыхательного объема обычно по градуированной шкале	Задание частоты дыхания по градуированной шкале	Задание давления конца вдоха
		Управление вторым основным параметром	Управление частотой дыхания обычно по градуированной шкале («Вита-1», «Кейп-Вейн»)	Управление дыхательным объемом вентиляцией (ДП-8, SF-4)	
	Имеется	Управление параметром, определяющим переключение со вдоха на выдох	Задание дыхательного объема	Задание частоты дыхания по градуированной шкале	Задание давления конца вдоха
		Управление вторым основным параметром		Управление минутной вентиляцией по градуированной шкале («Энгстрем-150, -200 и -300»)	

В аппаратах с генератором вдоха переменного потока обычно предусматривается независимая установка по градуированным шкалам частоты дыхания и дыхательного объема. В простейших моделях этого типа, например ДП-8, управление дыхательным объемом может осуществляться путем выпуска части газа наружу. Конечно, из-за различий физических характеристик органов дыхания у разных пациентов и влияния одного и того же отверстия на выпускаемый объем газа в зависимости от частоты дыхания градуировка выпускного дросселя в единицах минутной вентиляции невозможна.

Типичные приемы организации управления основными параметрами ИВЛ в зависимости от типа генератора вдоха, наличия или отсутствия в схеме разделительной емкости и принципа переключения со вдоха на выдох приведены в табл. 8. Из-за взаимосвязи трех основных параметров ИВЛ принципиально возможно создание аппаратов с независимой установкой любых двух из этих трех параметров, а третий, зависимый, параметр может быть рассчитан или измерен. В случае независимой установки $V_{\text{мин}}$ и f третий параметр — V_{T} обычно измеряют в линии выдоха волюметром или другим прибором. Недостаток способа заключается в том, что при непродуманной установке большой минутной вентиляции и одновременно малой частоты дыхания может быть получено недопустимо большое значение дыхательного объема и, следовательно, чрезмерное давление конца вдоха. Например, в случае установки вентиляции 25 л/мин и частоты 10 мин^{-1} будет получен дыхательный объем 2,5 л, что при обычной растяжимости легких 0,5 л/кПа создаст давление конца вдоха 5 кПа (50 см вод.ст.).

Когда в аппарате предусмотрена независимая установка V_{T} и f , то их произведение — минутную вентиляцию также целесообразно измерять в линии выдоха. Здесь также имеется определенное ограничение. При одновременной установке больших значений дыхательного объема и частоты их произведение — минутная вентиляция не может быть реализована из-за ограниченной производительности генератора вдоха. Например, обычными для аппаратов, рассчитанных на взрослых, можно считать диапазоны установки объемов 0,2—1,2 л и частоты 10 — 40 мин^{-1} . Однако одновременная установка максимальных значений этих параметров приводит к минутной вентиляции 48 л/мин и при отношении $T_i/T_E=1:2$ — К предельной скорости вдувания — 144 л/мин. Большинство аппаратов такими возможностями не обладает, поэтому некоторые комбинации установки основных параметров вентиляции практически неосуществимы.

Пожалуй, только независимая установка основных параметров: минутной вентиляции и дыхательного объема — свободна от ограничивающих факторов, поскольку третий, зависимый, параметр — частота — может находиться в самых широких пределах.

ИЗМЕРЕНИЯ РЕЖИМА РАБОТЫ

Как отмечалось выше, из-за неполной герметичности дыхательного контура практически всегда имеется разница между установленным и действительным значениями дыхательного объема и минутной вентиляции. Отсюда следует, что даже идеальный по управлению аппарат не может дать оператору полную информацию о режиме ИВЛ. Знание же истинных значений параметров ИВЛ позволяет соразмерить режим работы с состоянием пациента, свести к минимуму вредные побочные воздействия ИВЛ, направленно воздействовать на состояние пациента теми или иными особенностями режима. Так возникает необходимость оснащения аппарата ИВЛ измерительными средствами. Первым прибором, который начал устанавливаться на аппараты ИВЛ и находит применение до сих пор, был простой и надежный манометр. Развитие ИВЛ привело к оснащению аппаратов приборами для измерения дыхательного объема; сначала это были громоздкие «газовые часы», затем специальные механические приборы — волнометры, а сейчас часто встречаются электронные приборы. Те же приборы, если измерять ими объем газа, прошедший за известный интервал времени, позволяют определить минутную вентиляцию. Выше отмечалось, что временные параметры ИВЛ не зависят от каких-либо характеристик системы аппарат — пациент и могут быть заданы непосредственно на аппарате, но измерение, например, частоты дыхания может понадобиться в моделях, которые имеют независимую установку минутной вентиляции и дыхательного объема.

Все расширяющееся оснащение аппаратов ИВЛ средствами измерения — одна из наиболее заметных тенденции их развития. В табл. 9 приведены информационные возможности этих трех современных аппаратов: «Серво-вентилятора-900В», «Энгстрем-Эрика» и разрабатываемой в СССР модели «Спирон-101». Полный перечень устанавливаемых, измеряемых и охваченных сигнализацией параметров достигает в первой модели 32, во второй — 37, в третьей — 35 характеристик. Однако нельзя не высказать определенные сомнения по поводу подобного насыщения аппаратуры средствами измерения и сигнализации. Прежде всего поставим вопрос, в скольких лечебных учреждениях, где применяется ИВЛ, получаемая информация будет надлежаще интерпретирована и использована с пользой для пациента? Какой клинической, патофизиологической, инженерной и метрологической квалификацией должен обладать специалист, способный сознательно использовать предоставляемые ему сведения? Не существует ли опасности, что, поддавшись магии светящихся чисел, разноцветных ламп и разнообразных звуковых сигналов, оператор недооценит клиническую картину состояния пациента? Наконец, за все возможности измерения приходится платить в прямом и переносном смысле — увеличением трудоемкости изготовления и стоимости аппаратуры, необходимостью ее высококвалифицированного обслуживаемой специалистами и официальной периодической проверкой правильности метрологических характеристик средств измерения.

Т а б л и ц а 9

Информационные возможности некоторых многофункциональных аппаратов

ИВЛ		Количество в аппаратах		
Источники информации		„Серво- венилятор- 900В"»	„Эгстрем- Эрика"»	«Спирон- 101»
Органы управления, снабженные градуированными шкалами или индикаторами		7	5	8
Органы управления, не имеющие градуированных шкал		3	11	9
Параметры, измеряемые средствами, встроенными в аппарат		3	8	3
Параметры, измеряемые придаваемыми средствами		12	-	5
Сигнализация с устанавливаемыми пределами		2	2	8
Сигнализация «да — нет»		5	11	2
Всего . . .		32	37	35

Поэтому при создании аппарата ИВЛ, оценивая нужный набор средств измерения, регистрации и сигнализации, Следует всесторонне соразмерить назначение конкретной модели аппарата, принцип его устройства, достижимые погрешности средств измерения и психологические аспекты восприятия многих видов информации. Важную роль здесь должно играть и понимание информативной ценности измеряемых параметров ИВЛ.

Среди встроенных или отдельных средств измерения характеристик режима ИВЛ наиболее важны средства измерения дыхательного объема и минутной вентиляции. Нужно заметить, что в настоящее время еще нет методов, позволяющих определить их истинные значения. Невозможно точно измерить объем газа, поступившего в легкие пациента, поскольку в момент присоединения пациента к аппарату практически никогда нельзя достичь полной герметичности. Измерение объема газа в линии выдоха в большей степени приближается к действительному значению, чем объем, определенный в линии вдоха. Это же относится и к измерению минутной вентиляции.

Для оценки режима ИВЛ и состояния пациента было бы правильнее выявлять значения не общей, а альвеолярной минутной вентиляции, которая определяет газообмен.

Обычные трудности определения объема функционального мертвого пространства при ИВЛ дополняются необходимостью учета еще и мертвого пространства аппарата.

Потери объема и, следовательно, ухудшение вентиляции часто не принимают во внимание из-за того, что установленные в линии выдоха средства измерения большую часть этих потерь суммируют с истинным дыхательным объемом. Оценить величину этих потерь можно простым способом определения внутренней растяжимости аппарата. Для этого отмечают величину максимального давления дыхательного цикла при «нормальной» вентиляции

пациента, затем, отключив пациента и перекрыв выходное отверстие аппарата при той же частоте дыхания, уменьшая дыхательный объем, устанавливают по показаниям манометра аппарата прежнее значение максимального давления вдоха. Показание прибора, измеряющего в данный момент дыхательный объем, приблизительно соответствует потере объема на вентиляцию внутренней растяжимости аппарата в одном дыхательном цикле. Эти обстоятельства заставляют критически оцепить предусмотренную в некоторых зарубежных приборах возможность введения поправки к показаниям минутной вентиляции и дыхательного объема («Сгшролог» фирмы «Дрегер») или растяжимости и коэффициента сопротивления («Вычислитель легочной механики» фирмы «Сименс-Элема») в зависимости от величины мертвого объема или объема присоединенных к пациенту частей аппарата, поскольку в каждом конкретном случае значения этих объемов неизвестны.

Свои особенности присущи и оценке измерения давления. Имеющиеся на аппаратах механические или электронные манометры показывают максимальное давление дыхательного цикла не в легких, а в некоторой точке дыхательного контура. На результат измерения оказывают влияние динамические погрешности манометров, кроме того, трудно считывать быстро меняющиеся показания, отличающиеся в разных дыхательных циклах. Когда в аппарате предусмотрена пауза вдоха, то измерение давления конца вдоха получает большую информационную ценность. Из-за прекращения вдувания газа исчезает перепад давления между точкой, к которой подключен манометр, и внутрилегочным пространством. Поэтому показания прибора в этот момент соответствуют средней величине давления во всех открытых альвеолах. Более того, давление, измеренное в конце паузы вдоха, в сопоставлении с дыхательным объемом позволяет рассчитать растяжимость легких, а разность между максимальным давлением и давлением в конце паузы, отнесенная к скорости вдувания, является коэффициентом сопротивления.

В ряде современных приборов для измерения параметров ИВЛ, например в отечественных спиромонторах — СМ-1 «Аргус-1» и СМ-3 «Аргус-3», предусмотрена также возможность измерения среднего значения давления дыхательного цикла, что приобретает большую актуальность в связи с использованием ИВЛ с положительным давлением конца выдоха. Однако и здесь следует сделать оговорку, что среднее давление измеряется «во рту», в то время как на кровообращение влияет среднее внутрилегочное давление.

Мы рассмотрели специфику измерения некоторых параметров ИВЛ, хотя свои особенности измерения имеют и все остальные. Эти обстоятельства, отнюдь не умаляя важность измерений при ИВЛ, подчеркивают необходимость критического осмысления показаний и анализа возможностей измерительных средств.

СИГНАЛИЗАЦИЯ

С измерениями тесно связана проблема сигнализации об изменениях характеристик системы аппарат — пациент. Важность сигнализации при проведении длительной ИВЛ не нуждается в доказательствах.

В настоящее время выбор параметров, по которым проводится сигнализация, весьма разнообразен. Распространены модели, в которых сигнализация вообще не предусмотрена, аппараты с сигнализацией об ограниченном числе отклонений от установленного режима работы и аппараты со встроенной сигнализацией об изменении большого числа характеристик. Так, выпускаемый в США аппарат «Бер-1», имеющий 28 органов управления и 3 цифровых индикатора встроенных средств измерения, оснащен еще 13 сигнальными лампами и 9 другими световыми индикаторами различных опасных состояний.

Представляется оправданным предусматривать сигнализацию о тех характеристиках режима ИВЛ, которые наиболее важны для обеспечения жизни пациента и к изменению которых приводит наибольшее число сдвигов физиологических параметров пациента или функциональных характеристик аппарата. Исходя из этого наиболее целесообразным представляется устройство, вырабатывающее сигнал опасности через короткий промежуток времени после уменьшения максимального значения давления дыхательного цикла ниже определенной величины, например 0,5 кПа (5 см вод.ст.). Такое устройство с автономным, не зависящим от стационарного электро- или пневмоснабжения питанием позволяет сигнализировать о нарушениях, вызванных значительным или полным нарушением герметичности присоединения пациента к аппарату, неисправностью аппарата, нарушением его питания. Поскольку устройства такого типа, называемые часто «сигнализаторами апноэ», следят за уровнем давления, они одинаково применимы в аппаратах для взрослых и для детей, поскольку давления в течение дыхательного цикла имеют одинаковый порядок величин.

Помимо такого простейшего устройства, могут применяться сигнализаторы и мониторы с более широкими характеристиками сигнализации. В первую очередь необходимо сигнализировать о выходе из установленного диапазона важнейшего параметра — минутной вентиляции. Поскольку ее значение не изменяется при кратковременных нарушениях режима работы, которые тоже должны привлекать внимание оператора, то сигнализацию по минутной вентиляции целесообразно дополнить сигнализацией о выходе за установленные границы быстро меняющегося параметра — максимального давления дыхательного цикла. Используя один из этих видов сигнализации или оба сразу и устанавливая их пределы срабатывания, оператор получает ту информацию о состоянии системы аппарат — пациент, которая ему необходима. Подобный сигнализатор «второго уровня» должен также иметь возможность какое-то время (по международным стандартам не менее 5 мин) подавать сигналы о нарушении питания аппарата. На подобном принципе построена сигнализация в спиромониторе модели СМ-1 «Аргус-1».

Сигнализаторы следующего уровня должны охватывать еще больший набор характеристик, дополненный элементами диагностики состояния па-

циента и аппарата. Можно представить себе сигнализацию о необходимости аспирации из верхних дыхательных путей, восстановлении самостоятельной дыхательной активности пациента, нарушении газового состава вдыхаемого газа и т.д. Принципиально возможна сигнализация о необходимости технического обслуживания аппарата, замены сменных компонентов, например бактериальных фильтров, о нарушении теплового режима аппарата или правил безопасности и т.д. Поэтому возникает задача тщательного обоснования числа сигнализаторов, их иерархии, связи с регистрирующими и другими вторичными устройствами и т.п.

В сигнализирующих устройствах выходными элементами являются световые и звуковые индикаторы. Сейчас часто предусматривается срабатывание в опасной ситуации и световой, и звуковой сигнализации, причем для привлечения большего внимания они могут быть прерывистыми. В ряде устройств имеется возможность временного отключения звуковой сигнализации при сохранении световой. Если нормальная ситуация восстановилась, то в большинстве устройств сигнализация прекращается. Однако есть определенная логика и в том, чтобы в этих условиях сохранить световую сигнализацию до того, как оператор подтвердит, что он знает о происшедшем срабатывании сигнализации. Иногда звуковую сигнализацию можно выключить только специальным ключом.

Все большее расширение характеристик, «охраняемых» сигнализацией, наряду с использованием в медицинских помещениях и другой снабженной сигнализаторами аппаратуры выдвигает задачу стандартизации видов и логики работы сигнализирующих устройств.

Глава 7

АВТОМАТИЗАЦИЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Для исследования биологических объектов и создания аппаратов для управления их функциями может быть использована теория автоматического управления. При создании аппаратов ИВЛ и исследовании процесса ИВЛ теория автоматического управления применяется для моделирования процесса ИВЛ с целью его изучения и получения моделей, пригодных для построения систем автоматического управления ИВЛ, в том числе с использованием биологических параметров, в определенной мере заменяющих естественные контуры регулирования дыхания, систем автоматического управления, стабилизирующих работу аппаратов ИВЛ без применения информации о биологических характеристиках пациента.

Применению теории управления в биологических системах посвящено большое количество работ, наиболее доступной из которых для специалиста-медика является монография «Теория регулирования и биологические системы» [Гродинз Ф.С., 1966].

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Моделирование какого-либо объекта обычно заключается в количественном описании процессов, протекающих в этом объекте, с той или иной степенью приближения к реальности, создании структурной схемы моделируемого объекта и практической реализации таких структурных схем для создания возможных вариантов протекания изучаемых процессов при различных состояниях объекта и влияющих на объект внешних факторов.

Прежде всего необходимо с учетом цели моделирования выделить и охарактеризовать объект, подлежащий представлению в виде модели. Как показано в главе 1, сущность дыхания заключается в том, что оно снабжает ткани кислородом и выводит из них углекислый газ; эти процессы координированы между собой и тесно связаны с другими физиологическими процессами организма. На всем пути газообмена между внешней средой и тканями организма в настоящее время наиболее доступна именно искусственная вентиляция легких.

С количественной стороны процесс самостоятельной и искусственной вентиляции характеризуют частотой дыхания f , дыхательным объемом V_T и минутной вентиляцией $V_{\text{мин}}$, связанными между собой отношением:

$$V_{\text{мин}} == V \cdot f$$

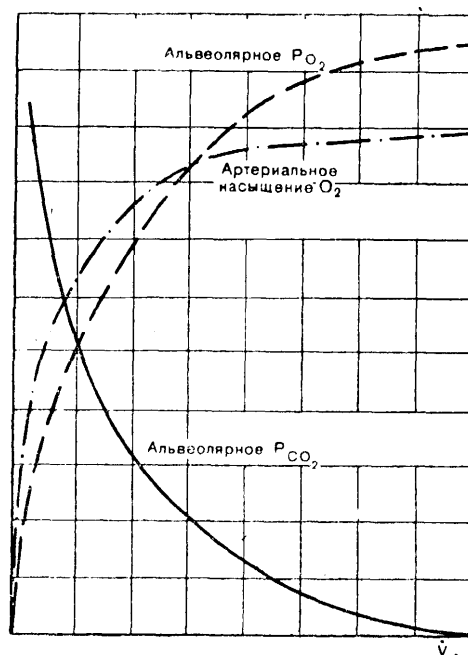
Поскольку газообмен происходит только в альвеолах, важна величина не общей, а альвеолярной вентиляции V_A , которая зависит от частоты дыхания f дыхательного объема V_T и величины мертвого пространства V_D :

$$V_A == (V_T - V_D) \cdot f$$

Как уже упоминалось, одно и то же значение альвеолярной вентиляции можно получить при различных сочетаниях частоты дыхания и дыхательного объема. При самостоятельном дыхании механизм его регуляции способен выявить неадекватность альвеолярной вентиляции и отрегулировать ее путем изменения частоты дыхания и дыхательного объема. При этом показано [Теннеибаум Л.А., 1966; Rentsch Н.Р., 1966], что из множества возможных сочетаний значений f и V_T организм выбирает те, которые, поддерживая нормальные параметры газообмена, делают это с минимальной работой дыхания. В самом общем виде деятельность механизма регуляции дыхания зависит от артериального P_{CO_2} , P_{O_2} и pH . Подъем артериального P_{CO_2} , падение артериального P_{O_2} и снижение pH ведут к увеличению альвеолярной вентиляции. Обратные изменения P_{CO_2} и pH ведут к уменьшению альвеолярной вентиляции. Увеличение же P_{O_2} не всегда приводит к уменьшению альвеолярной вентиляции. Связь между этими показателями и альвеолярной вентиляцией приведена для «среднего» пациента в работе Комро Дж. Г. и др. [1961] (см. рис. 22).

Исследования [Ivanov, Nunn, 1968] показали, что чувствительность дыхательного центра отличается разнообразием. При моделировании объекта управления иногда стремятся построить систему управления ИВЛ аналогично системе регулирования естественного процесса дыхания. Однако структура такой системы настолько сложна, что ее реализация по техническим и экономическим соображениям существенно затруднена.

Одним из вариантов управления ИВЛ может быть поддержание адекватного газообмена в тканях. Однако решение такой задачи в настоящее время невозможно из-за отсутствия методов измерения тканевого газообмена и методов осреднения информации о газообмене в тканях. Кроме того, обеспечение достаточного тканевого газообмена в ряде случаев зависит не только от ИВЛ.



22. Связь между альвеолярной вентиляцией \dot{V}_A и альвеолярными P_{O_2} , P_{CO_2} , артериальным насыщением O_2 .

Попытки использовать систему естественной регуляции дыхания для управления ИВЛ известны и базируются на предположении, что эта система при ИВЛ не нарушена. В одной из таких систем используется активность диафрагмального нерва. Однако для медицинской практики такая методика слишком «инвазивна». В аппаратах, снабженных так называемыми триггерными устройствами для вспомогательного дыхания, для управления ИВЛ ис-

пользуются слабые попытки вдоха пациента. Однако эффективность такого управления для обеспечения оптимального газообмена сомнительна.

Физиологическими константами, отражающими адекватность дыхания, являются P_{O_2} , P_{CO_2} и pH артериальной крови. Если говорить об этих константах применительно к ИВЛ, то по причинам, изложенным в главе 1, напряжение кислорода в артериальной крови нужно исключить из параметров, по которым следует вести управление ИВЛ. Из-за наличия в организме буферной системы $VHCO_2 - H_2CO_3$ pH артериальной крови также можно исключить из управляющих параметров. Таким образом, наиболее целесообразно управление ИВЛ осуществлять по P_{CO_2} артериальной крови.

Возможности постановки такой задачи были показаны при исследовании регуляции дыхания в работах Gray (1945), где статическая характеристика системы управления самостоятельным дыханием на основании эмпирических данных приведена в виде:

$$V_A = 1,1 [pH] + 1,31 [P_{CO_2}] - 90 + 10,6 \cdot 10^{-8} [104 - P_{CO_2}].$$

Там же предлагается использовать для определения pH выражение, связывающее его с величиной P_{CO_2} :

$$pH = a [P_{CO_2} - b],$$

где a и b — параметры, зависящие от содержания бикарбоната в крови и от кислородной емкости крови. С учетом последнего выражения ясно, что в системе спонтанного дыхания альвеолярная вентиляция определяется в основном напряжением углекислого газа в артериальной крови.

Постоянство P_{CO_2} артериальной крови при ИВЛ создаст в организме лучшие условия для насыщения крови кислородом, стабилизируя положение кривой диссоциации оксигемоглобина; поддерживает благодаря буферной системе нормальный pH; вместе с тем из перечисленных задач управления реализация такой системы представляется наиболее простой.

Для этой задачи управляемой величиной объекта управления является P_{CO_2} артериальной крови, а управляющим воздействием — минутная вентиляция.

Моделирование системы дыхания

Моделированию системы дыхания посвящено большое число работ [Петровский Б.В. и др., 1968; Дарбинян Т.М. и др., 1969; Gray, 1945; Horgan, 1968]. Рассмотрим некоторые из этих моделей, наиболее подходящие для ИВЛ.

Одна из первых моделей дыхания — модель Грея — исследует альвеолярную вентиляцию, P_{O_2} , P_{CO_2} и pH крови в ответ на вдыхание углекислого газа. Для выведения закона работы управляющей системы было принято предположение, что каждый из трех показателей химического состава крови: P_{O_2} , P_{CO_2} и pH — оказывает независимый и суммарный эффект на альвеолярную вентиляцию и что эти эффекты суммируются. Используя это предполо-

жение, был эмпирически выведен закон системы регуляции дыхания в виде приведенной выше статической характеристики.

Изучение переходных процессов в системе дыхания проводилось на основе модели Гродинза (1966). В ней статические характеристики управляемой системы полагались нелинейными и описывались системой дифференциальных уравнений второго порядка.

Другой подход к моделированию системы дыхания развивается Д.М. Александером (1968), Б.В. Петровским и соавт. (1968), Л.Л. Шиком (1968). Суть его состоит в том, что при моделировании систему дыхания рассматривают не как изолированную, а во взаимосвязи с другими системами организма. Так, модель, описанная Б.В. Петровским (1968), включает в себя системы кровообращения, дыхания, тканевого обмена по нескольким веществам, систему регуляции сосудистого тонуса и др. Модель позволяет воспроизводить многие патологические эффекты, возможные в системах организма. Включенная в эту более общую модель, модель системы дыхания близка к модели [Horgan, 1968] в отношении зависимостей, определяющих концентрации кислорода и CO_2 в артериальной крови, и задана системой уравнений, в которой три уравнения задают условия переноса кислорода кровью, используя кусочно-линейную аппроксимацию кривой диссоциации гемоглобина. Они учитывают распределение кровотока по различным органам. Еще два уравнения влияют на развитие материального баланса для легких.

Все рассмотренные модели системы дыхания представляют легкие, как жесткую емкость, через которую воздух протекает со скоростью, определяемой химическим составом крови. Ни в одной из моделей не сделано попытки учесть отдельные фазы дыхательного и сердечного циклов. В более простых моделях изучение динамики CO_2 сводится к изучению массообмена между «резервуарами» для CO_2 ; в более развитых моделях система дыхания является частью комплекса, охватывающего несколько систем организма. Во многих моделях влиянием O_2 и рН крови на управление дыханием пренебрегают, сводя его к влиянию P_{CO_2} , и, несмотря на это, получают удовлетворительные результаты. Некоторые важные физиологические эффекты (например, влияние P_{CO_2} на кривую диссоциации оксигемоглобина) не учтены ни в одной из упомянутых моделей. Индивидуальные значения физиологических констант, от которых зависит поведение модели, могут быть учтены только в результате изучения каждого конкретного организма. Последнее осложняет проверку адекватности модели и снижает ее ценность для решения задачи управления.

Главными трудностями при рассмотрении ИВЛ с точки зрения управления являются изменяемость параметров исследуемого объекта, их взаимосвязанность, а также нелинейный характер связей между переменными. При этом синтез системы автоматического управления наталкивается еще и на ограничения в выборе величины и вида управляющего воздействия, т.е. величины и скорости изменения вентиляции. В настоящее время намечаются два пути преодоления упомянутых трудностей.

Первый путь — принятие большого количества упрощающих допущений и пренебрежение некоторыми свойствами объекта, обусловленное стремлением получить модель, пригодную для реализации системы управления. В ряде задач, относящихся к биологическим объектам, это приводит к тому, что остаются неучтенными существенные свойства объекта. Поэтому системы управления, построенные на основании таких моделей, в некоторых случаях не справляются с возложенными на них задачами [Сомс М.К. и др., 1962; Frumin, 1959; Rentsch, 1966].

Второй путь — усложнение модели, обусловленное стремлением к возможно более точному учету всех связей в объекте для достижения наибольшей адекватности. Это часто приводит к тому, что синтез управления на основе полученной модели существующими средствами теории управления становится затруднительным, а в некоторых случаях и невозможным [Алксандер Д.М. и др., 1968; Гродниз Ф.С., 1966; Horgan, 1968].

Существуют, однако, другие возможности моделирования биологического объекта, которые в явной форме не требуют выбора компромиссного решения между адекватностью модели и реализуемостью управления [Беллман Р., 1966]. Основная идея подобных методов заключается в сочетании статистических и детерминистских методов моделирования биологических объектов.

Одним из вариантов такого подхода является представление объекта линейным дифференциальным уравнением со случайными коэффициентами, заданными своими законами распределения [Бурлаков Р.П., Юшкин А.В., 1970]. Такой подход не игнорирует неизвестные свойства моделирующего объекта, в частности нелинейность и зависимость параметров объекта от неизвестных исследователю причин или от влияния одних параметров на другие. С другой стороны, на основе такой модели возможно решить задачу синтеза управления, так как в настоящее время интенсивно разрабатываются методы построения систем управления, малочувствительных к изменению в известных пределах параметров объекта [Нмельяиов В., 1967; Петров Б., 1968]. К недостаткам такого подхода следует отнести то, что модель в меньшей степени способствует пониманию свойств объекта, чем, скажем, модель, построенная по принципу усложнения уравнений.

В связи с изложенным нам представляется целесообразным при моделировании процесса ИВЛ для решения задачи управления использовать идею описания объекта линейным дифференциальным уравнением со статистически заданными коэффициентами.

Все изложенное выше в основном определило то обстоятельство, что при моделировании ИВЛ мы описывали объект линейным дифференциальным уравнением, коэффициенты которого заданы законами распределения.

Построение такого рода полустохастической модели, имея ряд преимуществ, требует наличия и обработки большого количества экспериментального материала.

Модель канала вентиляции — P_{CO_2} при ИВЛ. Было аппроксимировано 100 кривых $I_{\dot{V}} = P_{CO_2}(t)$, полученных в эксперименте на животных, и 107

экспериментальных кривых, полученных при ИВЛ у людей во время оперативного вмешательства по различным поводам. По результатам аппроксимации были построены гистограммы для коэффициентов дифференциального уравнения.

Здесь уместно привести основные допущения, при которых модель можно считать адекватной объекту, а система управления, построенная на основании этой модели, будет обеспечивать заданное качество. Первое из этих допущений касается физиологической стороны отбора информации и предполагает соответствие (приближенное равенство) альвеолярного и артериального P_{CO_2} . При возникновении патологии, приводящей к нарушению этого соответствия в зависимости от вида патологии, система будет поддерживать P_{CO_2} , не соответствующее заданию, либо вообще окажется неработоспособной.

Второе допущение предполагает, что модель может отразить то изменение P_{CO_2} , которое может быть скомпенсировано изменением минутной вентиляции. Точно так же и система управления может отработать лишь такое отклонение P_{CO_2} , которое в состоянии скомпенсировать соответствующим изменением минутной вентиляции.

Третье допущение предполагает, что за время переходного процесса изменением коэффициентов дифференциального уравнения, описывающего объект, можно пренебречь. Следует отметить, что это допущение в неявной форме предполагает кусочно-линейную линеаризацию статической характеристики объекта.

О моделировании влияния ИВЛ на гемодинамику. Поскольку условия работы системы кровообращения при ИВЛ значительно отличаются от условий самостоятельного дыхания, то при выборе режима вентиляции необходимо уменьшить, насколько это возможно, вредное влияние ИВЛ на гемодинамику пациента. С другой стороны, полученная выше модель канала вентиляции — P_{CO_2} , давая возможность выбирать лишь величину вентиляции, оставляет произвольным способ ее задания. Приведенные выше данные о том, что система регуляции спонтанного дыхания задает способ вентиляции из условия минимума энергетических затрат на дыхание, при ИВЛ вряд ли следует использовать, так как здесь расходуется энергия внешних источников.

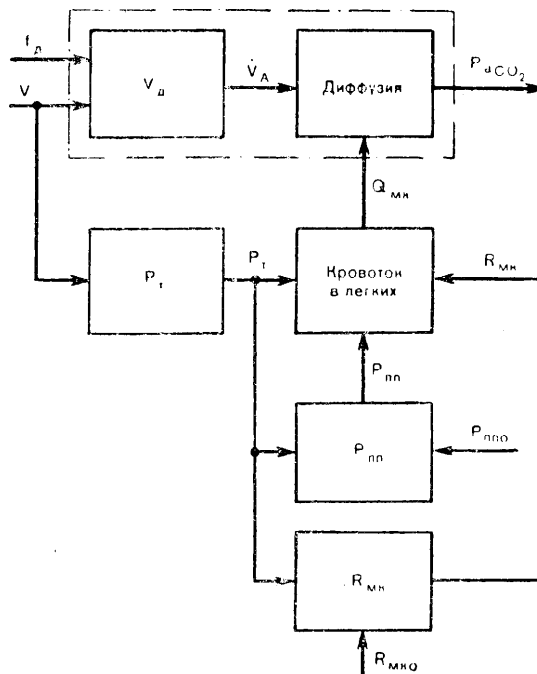
Применяя известные модели системы кровообращения и дыхания, Бабский Е.Б. (1947), Петровский Б.В. (1968), Гайтон А. (1969), Norgan (1968) преобразовали блок-схему объекта в такой вид, чтобы в ней были учтены полученные нами экспериментальные факты влияния ИВЛ на параметры гемодинамики (рис. 23). Блок V_D отражает наличие объема мертвого пространства и в соответствии с вышеприведенным выражением преобразует общую минутную вентиляцию в альвеолярную. Блоки V_D и «диффузия» характеризуют модель ИВЛ, отражающую влияние вентиляции на артериальное P_{CO_2} .

Блок P_T отражает возникновение давления в трахее (P_T) в результате вдвухвания определенного дыхательного объема V_T в легкие:

$$P_T = K' \cdot C \cdot V_T + K'' \cdot R \cdot dV_T/dt$$

где C и R — соответственно растяжимость грудной клетки и легких и сопротивление дыхательных путей.

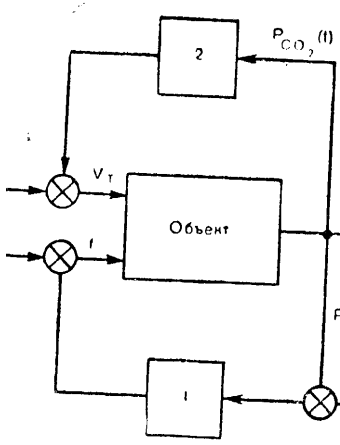
Блоки «Кровоток в легких», $P_{ни}$ — давление в правом предсердии и $R_{мк}$ — сопротивление в малом круге кровообращения отражают влияние ИВЛ через P_T на гемодинамику.



23. Блок-схема модели ИВЛ с учетом влияния режима ИВЛ на гемодинамику. Объяснение в тексте.

Использование этой блок-схемы при синтезе системы управления ИВЛ требует прежде всего достаточного экспериментального материала для аппроксимации передаточных функций блоков конкретными зависимостями с численно заданными коэффициентами. При этом следует помнить, что необходимо выявить «критерий невмешательства в гемодинамику» пациента, что является больше медицинской, чем технической, задачей. Однако для того чтобы уменьшить отклонения параметров гемодинамики от физиологических норм, т.е. направить процесс управления ИВЛ в желаемом направлении, достаточно качественно рассмотреть предложенную модель. Ясно, что, уменьшая дыхательный объем, можно уменьшить и отклонения от физиологических норм и параметров гемодинамики. Наименьшую величину дыхательного объема в этом случае будет определять объем мертвого пространства.

Не следует забывать, что понятие мертвого пространства в физиологии дыхания не ограничивается определением какого-либо объема легких, не участвующего в газообмене. На величину V_D влияют неравномерность вентилизации по отношению к кровотоку, нарушения диффузии и др. Измерение функциональной величины V_D в условиях ИВЛ чрезвычайно затруднительно.



24. Блок-схема системы управления ИВЛ с учетом уменьшения вредного влияния на гемодинамику. Объяснение в тексте:

1 — контур управления частотой дыхания по P_{CO_2} ; 2 — устройство управления дыхательным объемом с анализатором формы капнограммы.

Для определения величины минимально допустимого объема дыхания при автоматически управляемой ИВЛ можно использовать капнограмму — кривую изменения концентрации CO_2 во время дыхательного цикла. Известно, что наличие горизонтального участка капнограммы в конце выдоха свидетельствует о достаточном промывании мертвого пространства и, кроме того, дает информацию о значении P_{CO_2} в альвеолярном газе при отсутствии соответствующих патологий.

Таким образом, можно представить следующую блок-схему системы управления ИВЛ (рис. 24), уменьшающей вредное влияние ИВЛ на гемодинамику пациента. Устройство 2, анализирующее форму капнограммы $P_{CO_2}(t)$, дискретно уменьшает дыхательный объем, пока кривая P_{CO_2} имеет плато в конце выдоха и увеличивает его, если плато отсутствует, воздействуя тем самым на быстродействующий контур управления 1 частотой дыхания по P_{CO_2} . Контур 1, отработав это возмущение, установит новое значение f , соответствующее заданному значению P_{CO_2} , после чего устройство 2 вновь анализирует форму капнограммы. Этот процесс длится до тех пор, пока при заданном P_{CO_2} минутная вентиляция будет осуществляться с минимальным, но достаточным для получения значения P_{CO_2} дыхательным объемом и соответственно увеличенной частотой дыхания.

АВТОМАТИЧЕСКОЕ УПРАВЛЕНИЕ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИЕЙ ЛЕГКИХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

Практически все известные аппараты ИВЛ с автоматическим управлением на основе использования биологической информации построены по принципу стабилизации заданного значения P_{CO_2} . И медицинские специалисты, и инженеры являются сторонниками построения таких систем автоматического управления, которые в возможно большей степени заменяли бы утраченные по различным причинам функции систем организма, управляющих самостоятельным дыханием в нормальных условиях.

Существует по крайней мере две причины, которые затрудняют решение этой проблемы. Первая из них состоит в том, что современные знания о

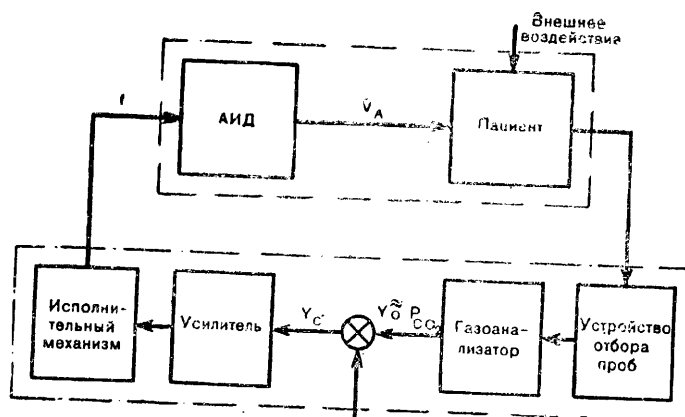
системе дыхания и методы автоматического управления и отбора информации для его осуществления пока не позволяют еще решать такие задачи. Вторая и главная причина состоит в том, что патологические состояния, вынуждающие переходить на искусственную вентиляцию легких, чрезвычайно разнообразны. Воздействия же, которыми создатели аппаратуры располагают при искусственной вентиляции легких, определяются величинами ряда параметров вентиляции и возможностями изменения состава газовой смеси. Поэтому и постановка задачи автоматического управления ИВЛ имеет смысл, когда имеющиеся в распоряжении методы воздействия в состоянии оказать влияние на необходимые параметры организма в нужном направлении. Другими словами, управление функциями организма во время анестезиологического и реанимационного пособия значительно шире и разнообразнее воздействий, оказываемых на организм самыми совершенными методами ИВЛ.

Несмотря на изложенное выше, проблема автоматизации процесса ИВЛ остается весьма актуальной уже потому, что ее решение снимает с врача часть сложных задач, которые ему приходится решать в ходе анестезиологических и реанимационных мероприятий.

Одна из систем управления ИВЛ по содержанию CO_2 в альвеолярном или выдыхаемом газе реализована в аппарате ИВЛ РОА-1 [Сомс М.К. и др., 1962].

При проектировании этой системы авторы считали статическую характеристику пациента в рабочем диапазоне линейной:

$$P_{\text{CO}_2} = f(v)$$



25. Блок-схема аппарата РОА-1. Объяснение в тексте.

Эта система (рис. 25) состоит из объекта управления с данной статической характеристикой управляющей системы, включающей сравнивающее устройство, усилитель, исполнительный механизм, устройство для получения пробы альвеолярного газа и оптико-акустический газоанализатор.

Величина альвеолярного P_{CO_2} , которую врач считает необходимым поддерживать у больного, задается при помощи сравнивающее-задающего устройства. Оно сравнивает сигнал задания Y_i (заданное значение P_{ACO_2}) с

сигналом газоанализатора Y_0 (фактическое значение $P_{A\text{CO}_2}$) и вырабатывает сигнал ошибки: Y_c , (сигнал рассогласования):

$$Y_c = Y_i - Y_0$$

Сигнал ошибки подается на магнитный усилитель, который в зависимости от знака и величины Y_c преобразовывает его в переменное напряжение с различной амплитудой и фазой. Это напряжение определяет скорость и направление вращения исполнительного механизма, который вращает элемент, задающий значение вентиляции на аппарате искусственного дыхания. В этом аппарате вентиляция регулируется путем автоматического изменения частоты дыхания, а дыхательный объем устанавливается вручную один раз на весь процесс регулирования.

Система управления аппарата РОА-1 реализует интегральный закон управления за счет применения в качестве исполнительного механизма реверсивного двигателя, управляемого магнитным усилителем, на вход которого подан сигнал рассогласования между заданной и измеряемой величинами P_{CO_2} в альвеолярном газе.

Так как отбор пробы артериальной крови — процедура достаточно сложная и далеко не всегда необходима во время ИВЛ, то в этом аппарате, как и в других известных системах управления ИВЛ по P_{CO_2} вместо P_{CO_2} в артериальной крови используется P_{CO_2} в альвеолярном газе. У больных с отсутствием патологической неравномерности распределения вентиляции относительно легочного кровотока и с отсутствием значительного артериально-венозного шунта величина альвеолярного P_{CO_2} находится в соответствии с величиной артериального P_{CO_2} и ниже ее на 1 — 3 мм рт. ст. Это объясняется тем, что обмен углекислоты между кровью и альвеолами происходит очень быстро и при очень небольших градиентах напряжения CO_2 .

Такой прием позволяет применить в системе управления в качестве измерительного устройства обычный оптико-акустический газоанализатор, снабженный устройством отбора пробы, которое обеспечивает поступление в газоанализатор смеси из последней трети объема выдоха. При этом считается, что дыхательный объем всегда установлен врачом таким, что к моменту наступления последней трети выдоха мертвое пространство уже «промыто», и через устройство отбора проходит газ, концентрация CO_2 в котором равновесна с концентрацией P_{CO_2} в артериальной крови. Для синтеза системы управления принята модель объекта с постоянными коэффициентами, не учитывающая возможности изменения параметров объекта. Такая возможность при ИВЛ, однако, имеется и при переходе от одного пациента к другому, и при проведении ИВЛ у одного и того же пациента, состояние которого не однозначно.

Другой системой управления ИВЛ по P_{CO_2} в артериальной крови является аппарат Лейпцигского научно-технического центра «Медицинмеханик» [Rentsch, 1966]. В этой системе для управления используется измерение P_{CO_2} в альвеолярном газе, измеряемое инфракрасным газоанализатором. В системе «Медицинмеханик» применен пневматический регулятор, реализующий пропорциональный закон управления. Модель, по которой производится

синтез системы управления, как и предыдущая, не учитывала возможности изменения параметров объекта. Проверка устойчивости и выбор между обеспечением устойчивости и уменьшением величины статической ошибки регулирования производились экспериментально на модели легких.

Несмотря на то, что авторы этой разработки подчеркивали зависимость качества управления от постоянной времени и времени запаздывания у больного, от мертвого пространства аппарата и от уровня P_{CO_2} , при построении аппарата «Медицинмеханик» эти особенности объекта не были учтены. Очевидно, что при работе с пациентом, характеристики которого могут изменяться, эта система может иметь и неудовлетворительные (например, неустойчивые) процессы регулирования.

Система автоматического управления ИВЛ по P_{CO_2} [Фрумин М.Х., 1958; Frumin, 1959] предусматривает установку частоты дыхания вручную и снабжена интегральным регулятором, управляющим дыхательным объемом в зависимости от уровня P_{CO_2} в альвеолярном газе. При синтезе этой системы управления возможность изменения параметров управления объекта также не учитывалась.

Перечисленные системы построены по принципу управления интенсивностью вентиляции легких на основе использования информации о P_{CO_2} в альвеолярном газе. Недостатком такого подхода является то, что при некоторых видах патологии (например, увеличенном венозно-артериальном шунте или ярко выраженной неравномерности легочной вентиляции по отношению к кровотоку) системы автоматического управления ИВЛ с таким отбором информации окажутся неработоспособными по причине значительного несоответствия величин альвеолярного P_{CO_2} и артериального P_{CO_2} .

Работы ряда авторов [Дарбинян Т.М. и др., 1965, 1969; Чеботарь А.И., 1966; Юревич В.М., 1966, 1967] показали, однако, что в большинстве случаев P_{CO_2} в пробе альвеолярного газа соответствует P_{CO_2} в артериальной крови и почти всегда ниже этой величины на 1 — 3 мм рт. ст. Поддержание артериального P_{CO_2} при ИВЛ с такой точностью вполне допустимо. Описанные системы автоматического управления ИВЛ, дающие подобную точность поддержания P_{CO_2} на модели легких при настройке, в ряде случаев не могли обеспечить ее при работе системы аппарат — пациент. Более того, наблюдались неустойчивые или очень затянутые процессы регулирования, вследствие того, что модели, по которым производился синтез всех этих систем управления, не учитывали возможности изменений параметров объекта, влияния чистого запаздывания, ограничений управляющего воздействия, помех и др. Поэтому представляется важным, хотя бы с удовлетворительной для практики точностью, решить задачу, в которой перечисленные выше осложняющие обстоятельства учтены в комплексе. В работе А.В. Юшкниа (1970) была показана возможность подобного решения при помощи комбинирования методов нелинейного программирования и метода статистических испытаний. Преимущества такого подхода состоят в том, что трудности решения задачи синтеза системы управления, осложненной запаздыванием, помехами, ограничениями и т.п., переносятся в область вопросов сходимости алгоритмиче-

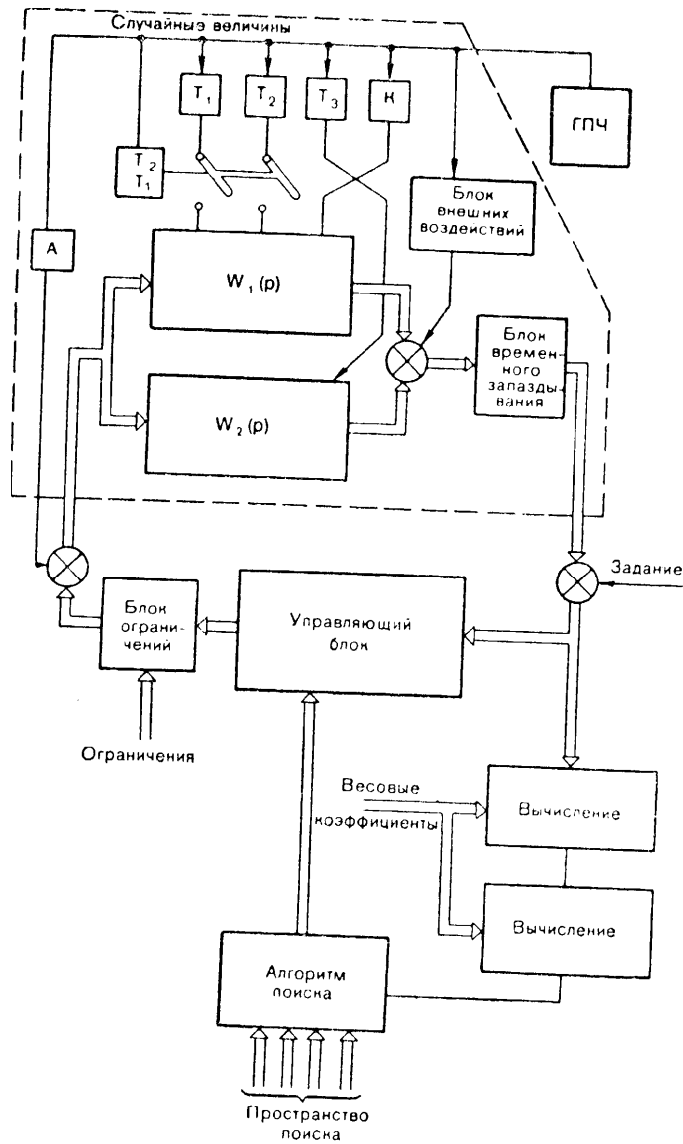
ских методов поиска экстремума, точности воспроизведения объекта методами стохастического моделирования, объема памяти машины, времени решения задачи и т.д. В связи с этим при синтезе системы управления ИВЛ пришлось решать ряд вопросов, связанных с численной реализацией алгоритма, моделирующего объект управления и управляющие устройства.

Моделирование системы автоматического регулирования. Блок-схема алгоритма, осуществляющего стохастическое моделирование контура объект — регулятор и поиск параметров устройства управления, представлена на рис. 26. Алгоритм представляет собой математическую модель объекта, охваченную контуром управления с введением необходимых ограничений и запаздывания. Вся эта схема охвачена алгоритмом поиска, предназначенным для вычисления некоторого функционала качества управления с осреднением по множеству наборов параметров модели объекта и способным влиять на параметры управляющего устройства в направлении изменения функционала к его экстремальному значению.

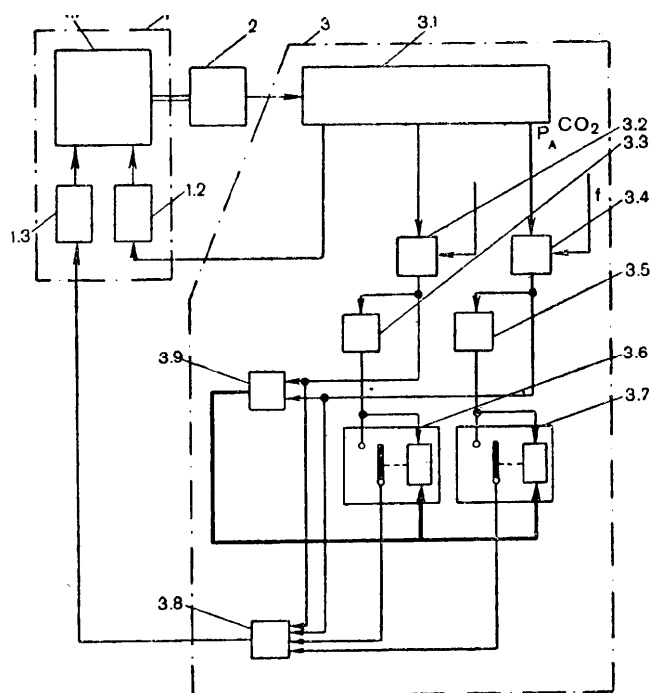
Блок ГПЧ — генератор псевдослучайных чисел с равномерным законом распределения в диапазоне 0 — 1. Блоки T_1 , T_2 , T_3 , K , A являются фильтрами законов распределения, выдают последовательности случайных величин, т.е. коэффициенты дифференциального уравнения модели объекта при ИВЛ соответственно закону распределения каждой из них. Блок T_1/T_2 реализует дополнительную фильтрацию T_2 и T_1 с целью воспроизведения корреляции между ними. Блоки $W_1(p)$ и $W_2(p)$ реализуют линейную часть модели ИВЛ. Все вышеуказанные блоки, кроме ГПЧ (пунктир), образуют модель канала вентиляция — P_{CO_2} при ИВЛ.

Блок ограничений и управляющий блок моделируют уравнения контура управления с учетом ограничений пределов и скорости изменения минутной вентиляции.

Аппарат ИВЛ с автоматическим управлением, построенный на основе моделирования. Анализ результатов испытаний модели системы управления ИВЛ позволил построить аппарат ИВЛ (рис. 27) с использованием биологической информации для управления — РОА-2.



26. Блок-схема алгоритма моделирования системы управления ИВЛ.
Объяснение в тексте



27. Блок-схема аппарата РОЛ-2. Объяснение в тексте.

Газовая смесь из блока искусственного дыхания 1 поступает в газоанализатор 2. Сигнал с выхода газоанализатора (капнограмма) поступает в цифровую часть 3.1 блока регулирования 3, где вычисляется значение парциального давления углекислоты в альвеолярном газе P_{ACO_2} , значение производной от P_{ACO_2} и определяется наличие или отсутствие плато на капнограмме.

Контур управления дыхательным объемом 3.1, 1.2 работает следующим образом. При наличии на капнограмме плато цифровая часть блока регулирования 3.1 вырабатывает сигнал, который в течение следующего дыхательного цикла включает исполнительный механизм 1.2 в линии управления величиной дыхательного объема аппарата ИВЛ 1.1 в сторону уменьшения величины дыхательного объема; при отсутствии плато исполнительный механизм 1.2 увеличивает дыхательный объем. Таким образом, величина дыхательного объема поддерживается на минимально допустимом уровне, достаточном, чтобы промыть мертвое пространство пациента.

Остальная часть блок-схемы (см. рис. 27) образует контур управления величиной минутной вентиляции.

Сигнал, соответствующий значению P_{ACO_2} , поступает на операционный усилитель 3.4, где сравнивается с заданным уровнем P_{ACO_2} . Рассогласование между заданным и текущим значением P_{ACO_2} ; (X_1), а также производная от этого рассогласования (X_2), получаемая на выходе операционного усилителя 3.2 после вычитания постоянной составляющей, используется для управления величиной минутной вентиляции в сети переменной структуры, образованной операционными усилителями 3.3 и 3.5, обеспечивающими инвертирование рассогласования X_1 и производной X_2 ; сумматорами 3.8 и 3.9; блоками знака произведения 3.6 и 3.7, обеспечивающими коммутацию сигналов

инверторов 3.3 и 3.5 на вход сумматора 3.8 в зависимости от знака произведения входных сигналов на их входах.

Управляющее воздействие, получаемое на выходе операционного усилителя 3.8, обрабатывается исполнительным механизмом 1.3 в линии управления величиной минутной вентиляции блока ИВЛ.

Значения коэффициентов усиления в операционных усилителях, образующих управляемую сеть переменной структуры, выбраны таким образом, что при изменении характеристик объекта во всем диапазоне в системе возникает скользящий режим, обеспечивающий независимость качества управления величиной минутной вентиляции от характеристик объекта управления.

Опыт клинического применения аппаратов РОА-2 показал безусловную необходимость развития этого направления техники на основе углубления знаний в первую очередь о самом процессе ИВЛ, его биологических особенностях. Одновременно была реализована идея снижения влияния ИВЛ на гемодинамику за счет уменьшения дыхательного объема и повышения частоты дыхания, вызывающая в настоящее время большой интерес у клиницистов.

АВТОМАТИЗАЦИЯ АППАРАТОВ ИВЛ БЕЗ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

В предыдущих главах подчеркивалось, что, с одной стороны, аппараты ИВЛ работают в условиях значительных изменений нагрузки, вызванных как широким разбросом характеристик пациента (растяжимость легких, сопротивление дыхательных путей, степень герметичности присоединения к аппарату), так и их изменением в процессе применения ИВЛ у одного пациента. С другой стороны, уже было показано, что стабильность поддержания в этих условиях установленного режима вентиляции является важным потребительским качеством аппарата ИВЛ. Недостаточная стабильность приводит к необходимости постоянного контроля за взаимодействием системы аппарат — пациент, частей коррекции установленных параметров ИВЛ по клиническим показателям или показателям многочисленных контрольно-измерительных приборов и т.п. Другими словами, анестезиолог или реаниматолог значительное время тратит на аппаратуру, а не на слежение за пациентом. Наилучшим решением этой задачи было бы автоматическое поддержание заданного газового состава крови. Однако, как уже указывалось выше, создание таких аппаратов ИВЛ чрезвычайно сложно. В связи с этим находят все большее применение «местные» системы автоматического управления, главное назначение которых — компенсация упомянутых выше и других дестабилизирующих факторов. Технические решения, стабилизирующие режим работы аппарата ИВЛ, достаточно многообразны. Например, в отечественных аппаратах «Фаза», «Вдох» и «Спирон» в канале регулирования минутной вентиляции используется стабилизатор перепада давления на регулирующем дросселе, что позволяет получить заданную величину вентиляции (на выходе ап-

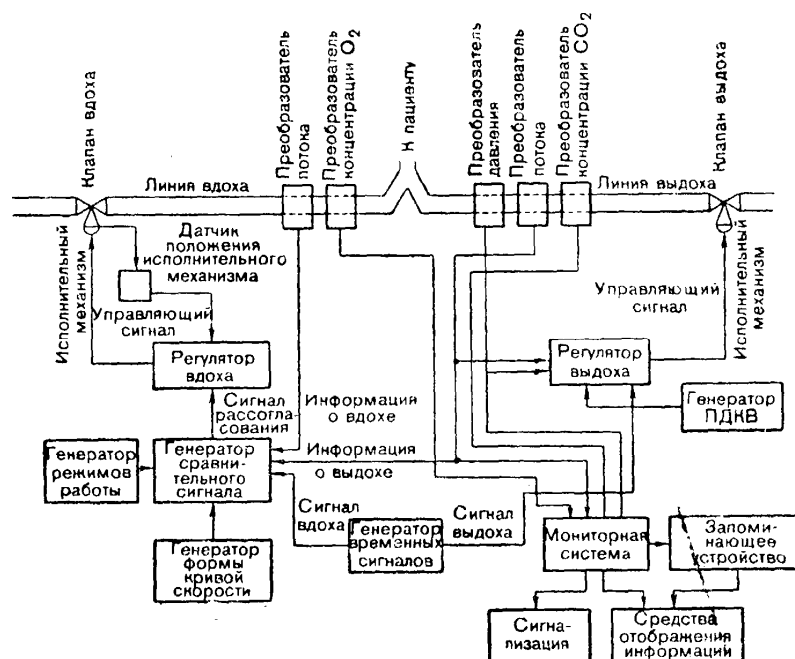
парата) при колебаниях нагрузки или производительности генератора вдоха. Другой пример использования пневматических автоматических устройств — стабилизаторы давления питания, получившие широкое распространение в аппаратах ИВЛ с пневмоприводом.

Успехи электронной, в том числе микропроцессорной, техники расширили возможности автоматических систем, стабилизирующих режим работы. Здесь можно отметить применение в аппарате «Пневмотрон-80» переключение на выдох после подачи в линии вдоха заданного объема газа, поддержание заданной минутной вентиляции при сочетании самостоятельной и искусственной вентиляции в аппарате «Энгстрем-Эрика», а также стабилизацию заданной величины минутной вентиляции с помощью измерения ее действительного значения в линии выдоха [Гальперин Ю.С., Кантор П.С., 1983]. Электронная элементная база позволяет также применять системы автоматического регулирования и для контроля других характеристик аппаратов ИВЛ. Так, в аппарате «Сервовептилятор-900» обеспечивается управление формой кривой вдувания газа, а также величиной максимальной скорости выдыхаемого газа. О необходимости таких систем можно спорить, однако несомненно, что такого рода аппараты представляют особый класс аппаратуры ИВЛ, важнейшей особенностью которых является слияние собственно аппаратов с различными измерительными средствами, наличие других блоков, характерных для замкнутых систем автоматического регулирования — задающего-сравнивающего устройства, регулятора, исполнительного механизма и обратной связи.

К автоматическим устройствам другого плана можно отнести, например, устройства, обеспечивающие переключение аппарата с вспомогательной на управляемую вентиляцию в случае прекращения дыхательных усилий пациента, автоматический переход на вспомогательную вентиляцию с управляемой вследствие появления дыхательных усилий и т.п. Здесь же, пожалуй, следует упомянуть и многообразные средства сигнализации тех или иных аварийных ситуаций в системе аппарат — пациент.

Качественное изменение автоматизации аппаратов связано с внедрением в них микропроцессорных систем управления. Основным преимуществом аппаратов этого класса является их функциональная гибкость. Еще одной важной функцией является совмещение внутренних систем управления аппаратом с осуществлением слежения за состоянием пациента, сигнализацией опасных ситуаций или отклоняющихся от установленных врачом граничных условий ИВЛ, представление этой информации в алфавитно-цифровой и графической форме, запоминание с возможностью последующего воспроизведения на дисплее информации, существовавшей некоторое время до начала нежелательной ситуации в системе аппарат — пациент. Микропроцессорное управление аппаратами ИВЛ наряду с некоторыми конструктивными особенностями аппаратов позволяет быстро реализовать в аппаратах этого класса новые функциональные возможности, необходимость в существовании которых появляется с приобретением медицинского опыта ИВЛ в результате интенсивно ведущихся в этом направлении научных исследований, и, таким

образом, существенно сократится период, необходимый на внедрение новых медицинских методик в клиническую практику.



28. Функциональная блок-схема аппарата ИВЛ с автоматическим управлением без использования биологической информации. Объяснение в тексте.

Существует большое количество различных аппаратов ИВЛ с реализацией такой системы управления «Энгстрем-Эрика» (Швеция), «Дрегер-Ева» (ФРГ), «Система» (Испания), аппарат для детей фирмы «СЛЕ» (Великобритания) и др. Ведутся разработки подобных систем и в СССР. Рассмотрим их обобщенную функциональную схему (рис. 28) с тем, чтобы продемонстрировать возможности и задачи, выполняемые в аппаратах такого типа. Схема относится к аппарату ИВЛ с генератором постоянного потока и демонстрирует основные особенности применения систем автоматического управления.

Регулятор вдоха, получая через генератор сравнительного сигнала информацию о заданном и действительном значениях минутной вентиляции, измеренных в линии выдоха, поддерживает при помощи клапана вдоха такой поток газа на вдохе, чтобы установленная минутная вентиляция не отличалась от измеренной, несмотря на изменение нагрузки на аппарат и негерметичности соединения аппарата с пациентом. Задаваемый (генератором формы кривой скорости) сигнал сравнивается с действительной формой скорости, измеренной в линии вдоха, передается через регулятор вдоха, получающий также информацию о положении исполнительного механизма клапана вдоха, в результате чего регулятор вдоха управляет клапаном вдоха так, чтобы обеспечивалась заданная форма кривой скорости вдувания. Регулятор выдоха, аналогично регулятору вдоха, управляет клапаном выдоха, получая для своей работы информацию о значении минутной вентиляции, требуемой величине давления конца выдоха от генератора ПДКВ, действительном значении давления и временных характеристиках выдоха.

Информация от преобразователей потока, давления, концентрации P_{CO_2} и O_2 поступает в мониторинговую систему, которая вырабатывает сигналы для системы сигнализации в случае, если параметры вышли за пределы установленных значений, передает эту информацию в запоминающее устройство и на средство отображения информации.

Возможности микропроцессорного управления далеко не исчерпываются данной схемой. Актуальной задачей является обоснование необходимой адекватности технических возможностей использования аппарата ИВЛ в конкретной области применения.

Глава 8

КОНДИЦИОНИРОВАНИЕ ВДЫХАЕМОЙ ГАЗОВОЙ СМЕСИ

Под кондиционированием вдыхаемой газовой смеси понимается придание ей таких свойств (химических, физических, биологических), которые делают ее оптимальной для конкретных условий ИВЛ.

Практические меры для кондиционирования следующие:

- искусственное увлажнение и обогрев,
- регулирование содержания кислорода,
- дополнительное введение в состав смеси с терапевтической целью некоторых газов, паров и аэрозолей,
- очистка газовой смеси от пыли и бактерий.

УВЛАЖНЕНИЕ И ОБОГРЕВ ВДЫХАЕМОЙ СМЕСИ ГАЗОВ

Теоретические данные. В условиях больничной палаты воздух при температуре 20°C и относительной влажности 40% содержит водяных паров около 7 мг/л. У здорового взрослого человека воздух в легких имеет температуру 37°C , относительную влажность 100% и содержит водяных паров 44 мг/л. Увеличение температуры и влажности вдыхаемого воздуха на пути окружающей среда — легкие происходит благодаря уникальной способности дыхательных путей независимо от колебаний температуры и влажности воздуха нагревать вдыхаемую газовую смесь до температуры тела и насыщать ее водяными парами. Это свойство дыхательных путей обеспечивает нормальную функциональную способность легких. Если известны температура, абсолютная влажность и средний объем вдыхаемого воздуха, то с помощью определенных физических констант можно вычислить количество теплоты и воды, отдаваемое дыхательными путями для кондиционирования вдыхаемой газовой смеси в течение 24 ч.

Допустим, что температура окружающей среды 18°C ; абсолютная влажность воздуха $10 \text{ г H}_2\text{O}/\text{м}^3$ (при относительной влажности 60% — обычной для средней географической полосы); объем вдыхаемого воздуха за 24 ч 15 м^3 (18000 г); латентная теплота испарения воды 539 кал/г; удельная теплоемкость воздуха $0,24 \text{ кал}/\text{г}/^\circ\text{C}$; температура альвеолярного воздуха 37°C , абсолютная влажность $44 \text{ г H}_2\text{O}/\text{М}^3$ (при относительной влажности 100%). Из

этого следует, что отданное дыхательными путями вдыхаемому воздуху количество воды за 24 ч составляет: $(44 \text{ г H}_2\text{O/м}^3 - 10 \text{ г H}_2\text{O/м}^3) \times 15 \text{ м}^3 = 510 \text{ г}$. Отданное за 24 ч количество тепла на испарение воды составляет: $510 \text{ г} \times 539 \text{ кал/г} = 275 \text{ Ккал}$, на нагревание воздуха: $(37^\circ\text{C} - 8^\circ\text{C}) \times 18000 \text{ г} \times 0,24 \text{ кал/г} = 82 \text{ Ккал}$, а всего 357 Ккал.

Из общего количества потерь тепла и влаги 20 — 25% приходится на долю так называемого реверсивного увлажнения и обогрева за счет конденсации влаги и тепла при выдохе, а 75 — 80% тепла и влаги продуцируется собственно слизистой оболочкой дыхательных путей.

Измерения температуры и влажности по ходу дыхательных путей показали, что в нормальных условиях кондиционирование вдыхаемой газовой смеси на 75% происходит в области выше трахеи: температура газа в области ротоглотки достигает 34°C , относительная влажность 85 — 90% и абсолютная влажность 30 — 34 г $\text{H}_2\text{O/м}^3$. На долю слизистой оболочки трахеи и бронхов приходится значительно меньшая влагонпродукция — 6 — 8 г $\text{H}_2\text{O/м}^3$, т.е. не более 120 г H_2O в сутки. Таким образом, подогрев и увлажнение вдыхаемой газовой смеси в полости носоглотки представляют собой защитный фактор для слизистой оболочки трахеи и бронхов.

У трахеотомированных или интубированных больных воздух в легких при температуре тела также полностью насыщен водой. Однако при поступлении он может увлажняться только в нижних отделах трахеи и в бронхах; следовательно, более 500 г воды в сутки испаряется во вдыхаемый воздух со слизистой оболочки трахеи и бронхов и только около 100 г в сутки конденсируется там во время выдоха. Таким образом, суточный дефицит воды для слизистой оболочки трахеи и бронхов составляет более 400 г. При повышении температуры тела этот дефицит возрастает.

Абсолютное количество воды, теряемое слизистой оболочкой носа у здорового человека и слизистой оболочкой трахеи и бронхов у интубированного или трахеотомированного, почти одинаково. Однако в первом случае вода теряется слизистой оболочкой носа, которая имеет обширную сосудистую сеть и приспособлена выделять большое количество влаги. Во втором случае испарение воды происходит с незащищенной слизистой оболочки поверхности трахеи и бронхов. Физиологическое кондиционирование вдыхаемого воздуха в полости носоглотки нарушается также при вспомогательной вентиляции легких через мундштук-загубник, при инсуффляции сухой кислородно-воздушной смеси через носовой катетер, а также при ротовом дыхании у больных в состоянии комы и сомнолентности.

Во всех описанных ситуациях возникает местное пересыхание и охлаждение слизистой оболочки трахеи и бронхов. В зависимости от продолжительности и интенсивности действия этих факторов могут возникнуть повреждения слизистой оболочки трахеи и бронхов, разрушение мерцательного эпителия, образование корок, нередко закупоривающих бронхи, возникновение деструктивного бронхита, чреватого тяжелыми бронхолегочными осложнениями. У маленьких детей к этому могут добавиться нарушения общего водного и теплового баланса.

На основании изложенного выше при ИВЛ необходимо принимать специальные меры для увлажнения и обогрева вдыхаемого газа.

Методы увлажнения и обогрева основаны на двух различных принципах: при первом — вода и тепло конденсируются из выдыхаемой газовой смеси и возвращаются во вдыхаемую (так называемое внутреннее, или реверсивное, увлажнение и обогрев), при втором — вода и тепло вводятся извне (так называемое внешнее увлажнение и обогрев).

Внутреннее (реверсивное) увлажнение и обогрев; влаго- и теплообменники

Во время фазы выдоха теплая и влажная выдыхаемая газовая смесь поступает на конденсатор теплообменника. Здесь она охлаждается, а тепло и конденсационная влага аккумулируются конденсатором. Во время фазы вдоха относительно сухая и холодная вдыхаемая газовая смесь проходит через увлажненный и подогретый конденсатор. Благодаря влаго- и теплообмену вдыхаемая газовая смесь кондиционируется, что имитирует функцию слизистой оболочки носа.

Впервые этот метод кондиционирования дыхательных смесей описал Cole (1953), а затем Kramcr (1957). В 1958 г. шведские исследователи Koch, Allander, Ingelstedt, Toremalm применили «возвратный» (реверсивный) увлажнитель, состоящий из стальных трубочек, заключенных в цилиндр из оргстекла. Клинические испытания показали, что вдыхаемый газ, проходящий по системе трубочек, интенсивно увлажняется за счет конденсированного пара. В 1960 г. Toremalm предложил новый тип реверсивного увлажнителя, так называемый искусственный нос. Он представлял собой цилиндр из оргстекла, включающий в качестве конденсатора спираль из алюминиевой фольги. Оценка производительности такого увлажнителя у различных авторов разная: от «достаточной» [Lawin, 1968] до «полной замены физиологического кондиционирования» [Welsh, Conn, 1973].

Производительность реверсивных увлажнителей определяется по формуле: $F_i = F_k + F_f$, где F_i — влажность вдыхаемой газовой смеси после ее прохождения через увлажнитель; F_k — конденсационная влажность; F_f — влажность вдыхаемой газовой смеси перед ее прохождением через увлажнитель.

Для того чтобы влаго- и теплообменник типа «искусственный нос» мог полностью компенсировать физиологическое кондиционирование вдыхаемой газовой смеси, F_f должна составлять минимум $14 \text{ г H}_2\text{O/м}^3$, что соответствует 90% относительной влажности при 18°C , 80% — при 20°C , 60% — при 24°C . В помещениях с центральным отоплением при средней относительной влажности 30 — 35% ($7 — 8 \text{ г H}_2\text{O/м}^3$) невозможно обеспечить достаточное увлажнение с помощью традиционного увлажнителя типа «искусственный нос». При подаче сухой газовой смеси в помещении с иекондиционируемым воздухом можно достичь в среднем 40 — 60% относительной влажности вдыхаемой смеси, что в сутки составляет $250 — 300 \text{ г H}_2\text{O}$ и является совершенно недостаточным для предупреждения осложнений. Для получения

лучшего эффекта рекомендуется применять увлажнитель «искусственный нос» совместно с любым другим, даже неподогреваемым увлажнителем-испарителем либо каждый час вводить в шланг вдоха 10 мл изотонического раствора хлорида натрия.

Обогревающую способность реверсивных увлажнителей Weeks (1976) оценивает как весьма незначительную. В зависимости от температуры среды «диапазон температуры подогревания» составляет 1,5 — 3°C.

Результаты наших исследований расходятся с приведенными выше: при расположении реверсивного увлажнителя непосредственно у наружного конца трахеальной трубки или трахеостомпческой канюли, выступающих над поверхностью тела не более чем на 4 — 5 см, температура вдыхаемой газовой смеси на 6 — 8°C выше температуры воздуха помещения и настолько же выше температуры вдыхаемой газовой смеси, измеренной в тех же условиях, но без применения реверсивного увлажнителя. Отличие наших результатов, возможно, объясняется рациональным расположением реверсивного увлажнителя. В частности, показано, что эффективность обогрева тем выше, чем ближе к рту или к трахеотомическому отверстию он установлен.

Конденсационная способность влаго- и теплообменника, от которой зависит его производительность, определяется его конструкцией. Главные требования, предъявляемые к конструкции реверсивного увлажнителя, следующие: большая поверхность влаго- и теплообмена, высокая удельная теплоемкость материала, надежная изоляция конденсационного элемента от окружающего воздуха. Кроме того, конструкция должна предусматривать незначительное мертвое пространство, небольшое сопротивление потоку, увлажнитель должен легко разбираться и изготавливаться из материалов, устойчивых к повторным стерилизациям (Для увлажнителей многократного использования), кроме того легко и удобно подсоединяться к дыхательному контуру.

До недавнего времени конденсационный элемент реверсивного увлажнителя изготавливали исключительно из металла. В последнее время шведские фирмы «Сименс-Элема» и «Энгстрем-Медикал» начали выпуск реверсивных увлажнителей, принципиально отличающихся от прежних по конструкции и по функциональным характеристикам. Основной элемент увлажнителей выполнен из пористого полимерного материала («гигроскопической целлюлозы»). Как и в традиционных реверсивных увлажнителях, этот элемент конденсирует тепло и влагу из выдыхаемого газа, а затем возвращает их вдыхаемому газу. Однако, помимо физического процесса тепло- и влагообмена, элемент обеспечивает процесс химической гигроскопии: поглощает воду из перенасыщенной влагой выдыхаемой газовой смеси и возвращает ее сухому выдыхаемому газу. Совместное -действие двух процессов обеспечивает оптимальное увлажнение и подогрев вдыхаемых газов: по данным фирм, сухой газ (5% относительной влажности, 22 — 23°C) увлажняется и подогревается настолько, что при поступлении в трахею имеет температуру 37°C и относительную влажность 90%. Таким образом, производительность увлажнителей составляет примерно 28 — 29 г H₂O/м³ газа. Элемент выполняет еще

одну полезную функцию — он является фильтром для бактерий. Увлажнители предназначены для одноразового использования, что для подобных устройств чрезвычайно важно в целях профилактики перекрестного инфицирования.

Внешнее увлажнение и обогрев

При внешнем увлажнении для введения воды во вдыхаемую газовую смесь применяются три основных метода:

- распыление, т.е. превращение воды в мельчайшие взвешенные в газе частицы (аэрозоли);
- испарение, т.е. превращение воды в молекулярное состояние — пар;
- инстилляция, т.е. введение воды путем прямого закапывания в трахею.

При всех методах одновременно с увлажнением может происходить (или отсутствовать) обогрев вдыхаемой газовой смеси.

Для кондиционирования используют три различных типа увлажнителей: аэрозольные распылители, испарители и инстилляторы. Последние, как и сам метод инсталляционного увлажнения, применяются крайне редко. При всей технической простоте этот метод далеко не безупречен, поскольку частые вливания в трахею у многих больных вызывают мучительные и пугающие приступы кашля, при которых вода выбрасывается наружу; распределение влаги по слизистой оболочке трахеи и бронхов при этом методе неравномерно.

Аэрозольное увлажнение.

Аэрозольные распылители-увлажнители дыхательных газовых смесей

Некоторые определения. Взвеси (суспензии) жидких частиц в газе отличаются одна от другой по главному признаку — размеру взвешенных (суспензированных) частиц. По этому признаку различают так называемые спреи, аэрозоль и пар.

Спрей — это крупнодисперсная взвесь, диаметр частиц которой превышает 5 мкм. Такую взвесь называют также «влажным туманом». Относительно крупные частицы такой взвеси обладают очень высокой скоростью осаждения. Поэтому спрей не может обеспечить так называемую квазистабильную газовую смесь.

Аэрозоль — это взвесь мелкодисперсных частиц в газе размером от 0,001 - до 5 мкм. Аэрозоли, их называют также «сухим туманом», представляют собой квазистабильную суспензию.

Пар также может рассматриваться как взвесь, в которой диспергируемое вещество находится в газообразном состоянии, частицы имеют диаметр менее 0,001 мкм и обладают собственным парциальным давлением в зависимости от концентрации и температуры.

Для увлажнения дыхательных смесей спреи не имеют практического значения; увлажнение паром ввиду специфических особенностей его генерирования будет рассмотрено ниже. Здесь же мы рассмотрим увлажнение аэрозолями, способы и устройства для их генерирования.

Основные характеристики аэрозолей воды и водных растворов. Для оценки эффективности увлажнения, а также выбора и оценки соответствующих способов и технических устройств для генерирования аэрозолей важнейшее значение имеют: плотность аэрозоля, размер его частиц, спектр размеров и объемов аэрозольных частиц.

— Плотность аэрозоля характеризует количество жидкости, содержащейся в 1 л ингалируемой смеси.

— Размер частиц аэрозоля определяет глубину проникновения и степень осаждения аэрозольных частиц в дыхательных путях в зависимости от характера легочной вентиляции и функционального состояния бронхов и легких.

— Спектр размеров аэрозольных частиц, или разброс частиц по размерам, характеризует однородность (монодисперсность) аэрозоля с относительно одинаковыми диаметрами частиц или его неоднородность (полидисперсность), т.е. содержание частиц разных размеров. Из спектра размеров частиц рассчитывается средний размер частиц аэрозоля. Спектр объемов аэрозольных частиц, или распределение частиц аэрозоля по объемам, отражает распределение всего объема диспергируемой жидкости на отдельные объемы, характеризующиеся одинаковыми размерами частиц. Эти параметры важны для оценки способов и устройств для генерирования аэрозолей.

Для увлажнения дыхательных смесей представляют интерес способы генерирования аэрозолей с помощью ультразвуковых, пневматических и центробежных распылителей.

Ультразвуковые распылители

Диспергирующее действие ультразвука на жидкости известно давно. Еще в 1927 г. Wood и Loomis описали явление образования туманов над поверхностью летучих жидкостей в стеклянном сосуде, погруженном в ультразвуковое поле. Развитием техники получения туманов явилось использование приспособлений для фокусирования ультразвуковой энергии в плоскости раздела жидкой и газообразной фазы.

Ультразвуковые распылители обладают высокой производительностью распыления жидкостей — до 3 г/мин, плавным изменением производительности распыления, образованием аэрозоля с узким заданным спектром величин частиц, что способствует осаждению основной массы частиц в заданных участках дыхательного тракта больного. Например, грубые взвеси с диаметром частиц более 30 мкм осаждаются в верхнем участке трахеи, частицы диаметром 10 мкм доходят до бронхов, в альвеолы могут проникнуть аэрозоли с диаметром частиц от 3 до 0,5 мкм. Возможность прицельного осаждения аэрозолей особенно выгодна при лечении хронических заболеваний легких.

Ультразвуковые распылители образуют аэрозоли с высокой плотностью частиц, что способствует достижению лучшего терапевтического эффекта. Отсутствие при генерации аэрозоля постороннего газа-носителя особенно целесообразно при проведении ИВЛ аппаратами с переключением по объему или по частоте, так как в этих условиях заданные параметры вентиляции не нарушаются. Отсутствие постороннего газа-носителя сохраняет заданный состав вдыхаемого газа.

Все модели ультразвуковых распылителей, упрощенная схема которых приведена на рис. 29, имеют распылительную камеру (1), звукопроницаемую мембрану (2) и ультразвуковой генератор (3). В пьезоэлектрическом преобразователе генератора электрическая энергия преобразуется в механические колебания, частота которых находится в диапазоне ультразвука. Высокочастотные колебания, идущие от ультразвуковой головки через контактную воду, поступают на звукопроницаемую мембрану, над которой и диспергируется находящаяся в камере жидкость. Применение дозирующих кранов, насосов или капельниц обеспечивает строгую дозировку количества жидкости для диспергирования.

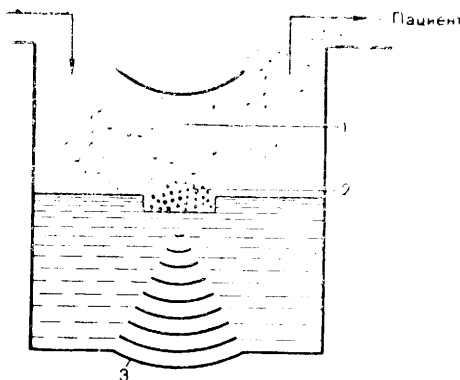


Рис 29. Ультразвуковой распылитель (схема). Объяснение в тексте.

В ультразвуковых распылителях существует прямая зависимость между размером частиц генерируемого аэрозоля и частотой колебаний. Чем выше частота колебаний, тем меньше диаметр частиц. При частоте колебаний 1 МГц размер частиц составляет в среднем 5 мкм, при частоте 5 МГц — 1 мкм. Применяемые ультразвуковые распылители генерируют частицы размером от 0,5 до 4 мкм.

Впервые использовали ультразвуковые распылители при ИВЛ шведские исследователи Herzog, Norlander и Engstrom (1964), применив их совместно с «Энгстрем-респиратором ER-200».

Предприятием «ТуР» (Дрезден, ГДР) созданы ультразвуковые и ингаляторы индивидуального пользования УСИ-2, УСИ-3, УСИ-50. Как показал наш опыт, они могут быть с успехом применены для аэрозольтерапии и для увлажнения дыхательных смесей при управляемой или вспомогательной ИВЛ.

Принципиальная схема ультразвуковых ингаляторов типа «УСИ» аналогична описанной выше. Для подсоединения распылительной камеры ингаляторов к аппаратам ИВЛ с нее снимают клапаны вдоха и выдоха. К освобо-

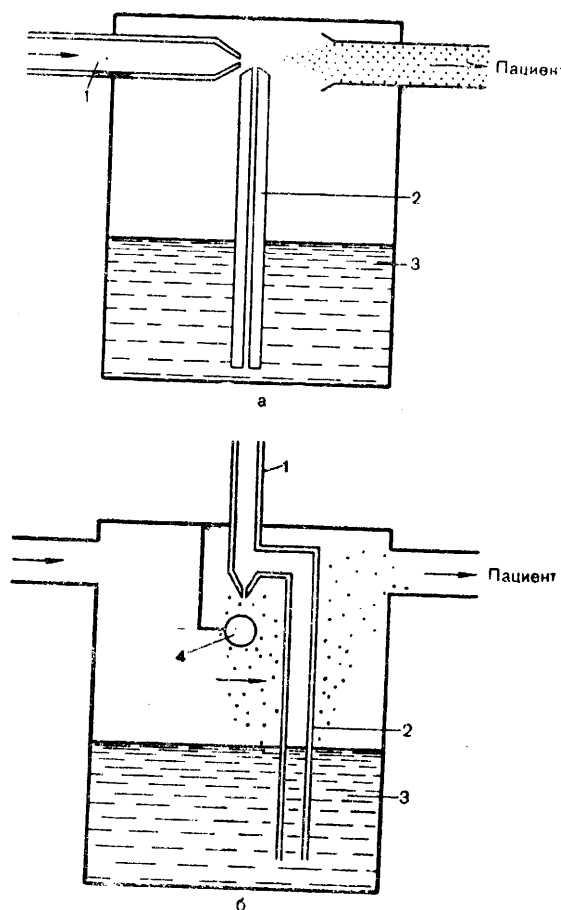
дившимся патрубкам подсоединяют части шланга вдоха таким образом, что распылитель оказывается «в разрезе» шланга вдоха, на пути вдыхаемой газовой смеси. В фазу вдоха газ проходит через распылительную камеру и увлекает с собой аэрозоль. Уровень диспергируемой жидкости в камере постоянно поддерживается за счет поступления жидкости из резервуара. Распылитель УСИ-50 может подогревать вдыхаемый газ до 30 — 32°C.

При ультразвуковом распылении в связи с исключительно высокой плотностью аэрозолей возрастает сопротивление дыхательных путей и снижается концентрация кислорода во вдыхаемой смеси. При ИВЛ гипероксическими дыхательными смесями эти нежелательные эффекты теряют значение. Однако остается возможность повреждения легких при их продолжительном переувлажнении. Избыточная «промывка» легких приводит к потере сурфактанта, ухудшению растяжимости, интерстициальному отеку и изменениям альвеолярных мембран. Необходимо учитывать также влияние увлажнения на общий водный баланс больного. С помощью ультразвукового распылителя содержание воды в организме может увеличиваться более чем на 200 мл ежедневно. В тех случаях, когда поддержание водного баланса имеет критическое значение (как, например, при почечной недостаточности), такое непредвиденное «персводнение» может привести к серьезным осложнениям у больного. Этот же фактор следует учитывать при ИВЛ у новорожденных и маленьких детей.

Ультразвуковые распылители имеют ряд эксплуатационных недостатков. Устройство их более сложно, и они более «ранимы», чем, например, пневматические распылители или увлажнители-испарители, их габариты несоизмеримы габаритам современных аппаратов ИВЛ, имеющих все большую тенденцию к миниатюризации; нужно отметить также и сравнительно высокую их стоимость. Все это привело к заметному уменьшению использования ультразвуковых распылителей, в том числе при ИВЛ.

Пневматические распылители

Одним из распространенных способов генерирования аэрозолей является применение устройств с форсунками (соплами). Так как распыление в них осуществляется посредством сжатого газа (воздуха или кислорода), то эти устройства получили название пневматических распылителей. Они могут быть как с подогревом, так и без него (рис. 30).



30. Пневматические распылители:
 а — общая схема; б — распылитель «Бирд ГГлайн Микропепулайзер». Объяснение в тексте.

По конструкции пневматический распылитель напоминает обычный пульверизатор (рис. 30, а). Сжатый воздух или кислород через сопло (1) подается к отверстию капилляра (2), погруженного в жидкость (3). Вследствие эффекта Вентури или Бернулли в капилляре создается разрежение. Вода всасывается в капилляр и далее под действием воздушного потока, выходящего из сопла, диспергируется.

Аэрозоли, образуемые пневматическими распылителями, как правило, полидисперсны (спектр размеров частиц составляет 0,5 — 35 мкм). Размер, спектр размеров и объемов аэрозольных частиц зависят от объемной скорости потока сжатого газа и от поперечного сечения капилляра. Их плотность значительно меньше, чем у аэрозолей, образуемых ультразвуковыми распылителями. Более крупные частицы имеют малую глубину проникновения в дыхательные пути больного; частицы мелкодисперсной фракции обладают высокой собственной скоростью, поэтому хотя они и проникают в мельчайшие бронхи, но в значительной части не оседают там и в фазе выдоха выбрасываются наружу, снижая эффективность увлажнения.

Мы считаем нужным обратить особое внимание на этот факт, нередко игнорируемый при оценке увлажняющей способности аэрозольных распылителей, как пневматических, так и ультразвуковых, которая основывается, как

правило, на их производительности. Однако влажность дыхательной смеси и увлажнение слизистой оболочки поверхности дыхательных путей — явления не однозначные.

С целью увеличения проникновения и осаждаемости аэрозоля предлагается ряд решений, в частности применение так называемых виброаэрозолей. Некоторые фирмы (например, фирма «Хайер», ФРГ) придают специальные вибраторы к аэрозольным распылителям.

Пневматические распылители в принципе могут работать в сочетании со всеми типами аппаратов ИВЛ. Однако необходимо учитывать, что, как правило, мощность дыхательной газовой смеси, поступающей к больному в фазе вдоха, недостаточна для генерирования аэрозоля, и в отличие от ультразвуковых распылителей дыхательная смесь не может быть газом-носителем. Для получения «пневматического» аэрозоля необходим сжатый газ либо от собственного генератора вдоха аппарата ИВЛ (как, например, у распылителей аппаратов «Спирон-303» или «Бирд-Марк 8»), либо от дополнительного источника (как в увлажнителях дыхательных смесей «УДС-1А» или «УДС-1У»).

Газ-носитель изменяет дозированный состав дыхательной смеси, а у аппаратов ИВЛ, регулируемых по объему или по времени, влияет на установленную величину дыхательного объема. Об устранении этого недостатка будет изложено ниже.

«Бирд Инлайн Микронебулазер». Этот пневматический распылитель без подогрева поставляется в сочетании с аппаратом ИВЛ «Бирд Марк 8» для аэрозоль-терапии и увлажнения дыхательной смеси. Упрощенная схема распылителя приведена на рис. 30,6. Кроме форсунки (1), капилляра (2) и резервуара для жидкости (3), распылитель имеет сепаратор (4), расположенный напротив отверстия форсунки, который осаждает крупные частицы аэрозоля. Благодаря этому выходящий из распылителя аэрозоль имеет относительно однородный состав мелкодисперсных частиц. Распылитель приводится в действие сжатым газом, идущим только в фазу вдоха по ответвлению от основного источника питания аппарата. Поскольку аппарат «Бирд Марк 8» переключается «по давлению», газ-носитель аэрозоля становится частью необходимого дыхательного объема.

Недостатками распылителей типа «Бирд» являются резкая зависимость производительности от уровня жидкости в резервуаре и от изменения параметров вентиляции. При $V_T=500$ мл, 1 вдоха^а/выдоха = 1:1, $f=12$ мин⁻¹ относительная влажность при 37°C составляет от 51 до 59%, а при $V_T=1000$ мл и неизменных остальных параметрах — только 41% [Tontschev et al., 1978], что не позволяет рекомендовать его для увлажнения дыхательных смесей, особенно при длительной ИВЛ [Schoning, Kolb, 1973].

«Дрегер-компрессор 660». Для увлажнения дыхательной смеси в состав некоторых моделей аппаратов ИВЛ фирмы «Дрегер», ФРГ (например, «Спиромат 661/662») входит так называемый компрессорный распылитель (рис. 31). Дистиллированная вода из резервуара (2) через фильтр (3) насасывается компрессором (1) и через сопло форсунки (4) с высокой скоростью поступает

на пластинчатый сепаратор (5), образуя аэрозоль. Крупные частицы и капли воды возвращаются в резервуар, мелкие частицы увлекаются дыхательным газом, который для данного типа распылителя является газом-носителем. Все элементы, входящие в состав так называемой дыхательной головки (волюметр, манометр, клапаны вдоха и выдоха, дыхательные патрубки) интенсивно нагреваются. Поэтому аэрозоль испаряется в линии вдоха, и к пациенту вода поступает в молекулярном виде. По своему принципу действия этот распылитель стоит особняком, занимая промежуточное положение между аэрозольным распылителем и увлажнителем-испарителем.

Эффективность увлажнения с помощью компрессорного распылителя получила самую высокую оценку исследователей [Namer, 1974; Tontschev et al., 1978].

31. Устройство «Дрегер-не в тексте.

Аэрозольный увлажнитель (УДС-1А). Разработан во Всесоюзном научно-исследовательском институте строения [Рейдерман Е.Н. и др., 1980]. Отличительная особенность данного пневмооптимальная синхронизация дыхательных циклов аппарата:

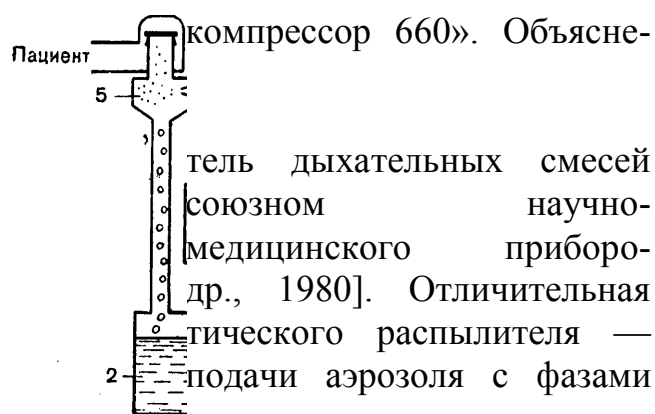
при ИВЛ аэрозоль воды заполняет шланг вдоха в фазе выдоха дыхательного цикла. Такой принцип работы, отличающийся от работы известных пневматических распылителей, исключает нарушение параметров вентиляции, установленных на аппарате, поскольку газ-носитель, поступающий в шланг вдоха, становится частью установленного дыхательного объема.

Влагосодержание дыхательного газа при объемной скорости его прохождения через увлажнитель от 5 до 20 л/мин и непрерывной работе распылителя составляет от 33 до 43 мг H_2O , что соответствует 75 — 98% относительной влажности при температуре 37°C.

Для работы увлажнителя необходим дополнительный источник сжатого газа, что усложняет его применение с аппаратами ИВЛ, работающими на электроприводе.

Пневматические распылители, входящие в состав отечественных аппаратов «Спирон-303» и «Ингалятор прерывистого потока — ИПП-03», сохраняя рациональную синхронизацию подачи аэрозоля с работой аппаратов, лишены указанного недостатка, поскольку их питание обеспечивается генератором вдоха самих аппаратов ИВЛ. Однако производительность этих распылителей достаточна только для одновременной с ИВЛ лекарственной аэрозоль-терапии и не может обеспечить удовлетворительного увлажнения дыхательного газа.

Пневматические распылители просты и удобны в эксплуатации, их стоимость невысока. Тем не менее они имеют ограниченное применение в качестве увлажнителей при ИВЛ. Основная причина состоит в том, что



пневматические распылители без подогрева не обеспечивают достаточного, эквивалентного физиологическому, увлажнения слизистой оболочки трахеи и бронхов. Более того, за счет потери тепла на испарение аэрозоля температура дыхательной газовой смеси, поступающей к больному, заметно ниже температуры окружающего воздуха, что приводит к дополнительному локальному переохлаждению слизистой оболочки трахеи и бронхов. Поэтому, сохраняя свое значение для образования лекарственных аэрозолей, пневматические распылители без подогрева считаются непригодными для увлажнения дыхательных смесей в процессе ИВЛ [Bachmann, 1971; Boys et al., 1972; Kucher et al., 1972].

Пневматические распылители с подогревом обеспечивают более высокую влажность и температуру дыхательной смеси. Однако генерируемая ими аэрозоль, как и у распылителей без подогрева, обладает свойствами, снижающими эффективность увлажнения слизистой оболочки бронхов, о чем было указано выше. Кроме того, обогреватель усложняет конструкцию распылителя, приближая его по сложности устройства к более предпочтительному в физиологическом отношении увлажнителю-испарителю.

Центробежные распылители

Принцип работы этого типа распылителей основан на распылении жидкости, находящейся на вращающемся диске, под действием центробежной силы. Размер аэрозольных частиц зависит от скорости вращения диска и от диаметра ротора. Для генерирования аэрозолей, используемых в медицине, необходимо применение центробежных генераторов с большим числом оборотов. Чтобы получить аэрозольные частицы размером 18 мкм, скорость вращения диска должна составлять 100000 об/мин при диаметре ротора 3 см. Аэрозольные частицы с достаточно малым размером могут генерировать только ультрацентрифуги. Все известные до настоящего времени центробежные распылители представляют интерес только для кондиционирования воздуха в помещениях.

Увлажнение водяным паром.

Увлажнители-испарители дыхательных газовых смесей

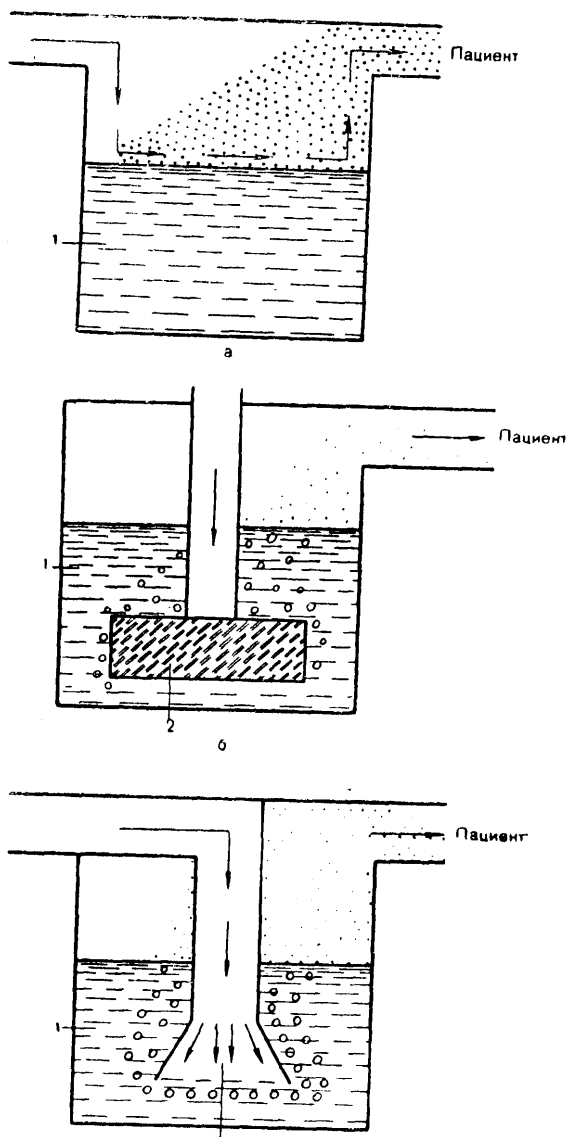
Искусственное кондиционирование дыхательной газовой смеси, осуществляемое подачей воды в молекулярном состоянии (водяной пар) и одновременным подогревом вдыхаемого газа, считается аналогичным функции естественного увлажнения и обогрева, которую выполняет слизистая оболочка носоглотки, и имеет неоспоримые преимущества перед кондиционированием с помощью аэрозолей [Benveniste, Pedersen, 1976; Green et al., 1976]. При всей очевидной необходимости дополнительного обогрева дыхательной смеси далеко не все увлажнители-испарители имеют специальные подогревающие устройства. В интересах простоты конструкции и снижения стоимости выпускаются увлажнители-испарители без нагревательных устройств.

Испарители без подогрева

Увлажнители без подогрева дают возможность получения «холодного пара». Простейший тип, получивший название «проточный испаритель» («blow over», или «draw over», английских авторов), представляет собой резервуар с водой, над поверхностью которой проходит дыхательная газовая смесь, насыщаясь водяным паром (рис. 32,а).

Между отдельными моделями увлажнителей этого типа нет существенных функциональных различий. Их производительность определяет температура жидкости (чем выше температура, тем больше жидкости преобразуется в молекулярное состояние), температура газовой смеси (чем выше температура, тем больше влагоемкость газа, а следовательно, и абсолютное количество пара, которое может содержаться в газе), поверхность испарения (чем больше контактная поверхность между жидкостью и газом, тем значительнее испарение воды), время контактирования газа с водой (чем выше объемная скорость газа, проходящего через испаритель, тем интенсивнее испарение; это не значит, однако, что концентрация паров воды, содержащихся в единице объема проходящего газа, становится выше).

При исследовании работы проточных испарителей было обнаружено, что при обычных условиях помещения они сообщают дыхательной смеси не более 20% относительной влажности при температуре 37°C, при этом их производительность уменьшается линейно в зависимости от времени работы (из-за потери тепла на испарение, уменьшения уровня воды). Такие испарители даже в сочетании с тепло- и влагообменниками типа «искусственный нос» не могут обеспечить минимально необходимой относительной влажности дыхательной смеси, составляющей 70% при 37°C.



32. Увлажнители проточного (а) и барботажного (б, в) типов (схема).
Объяснение в тексте

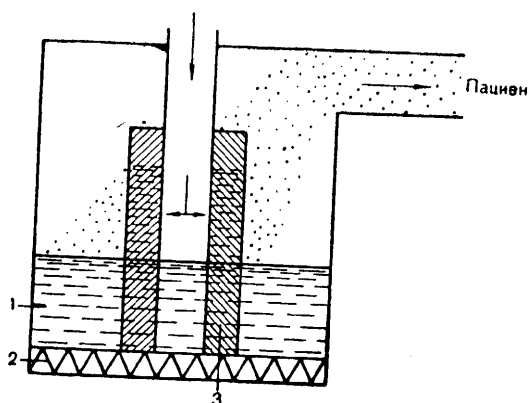
Незначительного увеличения производительности испарителя можно достичь пропусканием дыхательного газа через жидкость. Такое устройство наиболее часто называют «барботажный испаритель» («blow through humidifier», «bubble system» английских авторов).

На рис. 32, б, в, показан принцип устройства и действия испарителей барботажного типа. Дыхательная газовая смесь проходит по газоподводящему патрубку и выходит через распределитель (1), погруженный в резервуар с жидкостью (2). В одних испарителях распределитель газа выполнен из пористого материала, в других — в виде перфорированной пластины. Частицы воды небольшого размера уносятся током газа, последний дополнительно насыщается водяным паром. Барботажный испаритель можно рассматривать как переходный к устройствам, генерирующим аэрозоли. Однако количество частиц, увлекаемых потоком, столь незначительно, а диаметр их так велик (более 15 мкм), что такую взвесь нельзя называть аэрозолем.

Некоторые устройства для кислородной терапии, например кислородные ингаляторы фирмы «Дрегер», оснащены в качестве увлажнителей испарителями барботажного типа. Такие же увлажнители применяются в универсальном кислородном ингаляторе «Кислород-У-1» и в централизованных системах подачи кислорода отечественного производства.

Производительность барботажных увлажнителей-испарителей лишь незначительно выше, чем проточных. Они обеспечивают не более 30% относительной влажности при 37°C и считаются непригодными для применения при ИВЛ. Для целей кислородной терапии эти увлажнители должны применяться с известными ограничениями. Из-за значительной потери тепла при испарении температура воды в увлажнителях барботажного типа снижается на 6 — 7°C по сравнению с температурой окружающей среды при потоке кислорода 5 — 6 л/мин. Кислород охлаждается в испарителе и не успевает восстановить температуру по пути к больному из-за высокой линейной скорости потока в газоподводящем шланге небольшой длины и малого диаметра. При введении катетера в трахеальную трубку или, что еще опаснее, в трахеостомическую канюлю возникает локальное значительное высушивание и переохлаждение слизистой оболочки трахеи, чреватое серьезными осложнениями.

По мнению Rugheimer (1969, 1971), применять увлажнители-испарители барботажного типа при кислородной терапии можно в течение короткого времени и при условии, что кислород подается таким способом (через лицевую маску или катетер, введенный в нос на глубину не более 1,5 см), при котором сохраняется кондиционирующая способность носоглотки.



33. Увлажнитель с нестабилизированным подогревом (схема). Объяснение в тексте.

Испарители с подогревом

Применение испарителей в составе аппаратов ИВЛ целесообразно лишь тогда, когда температура воды в резервуаре может поддерживаться на уровне, значительно превышающем температуру окружающего воздуха.

Испарители с подогревом могут быть различными по конструкции и по способу контактирования дыхательного газа с нагретой водой или водяным паром. Принципиальное их различие заключается в том, могут ли испарители

стабильно поддерживать заданную температуру и влажность вдыхаемой газовой смеси или эта температура (а следовательно, и влажность) нестабильна и подвержена изменениям в зависимости от приводящих влияний.

Испарители с нестабилизированным подогревом

На рис. 33 приведена принципиальная схема устройства и работы типичного испарителя с нестабилизированным подогревом, входящего в состав «Энгстрем-респираторов» марки ER-150, -200, 300. Он состоит из цилиндрического резервуара с водой (1), в которую опущен каркас газо-подводящего патрубка (3), покрытый с целью увеличения контактной поверхности крупнопористым гигроскопичным материалом. Под основанием резервуара расположена нагревательная пластина (2). Согласно исследованиям Tont-shev и соавт. (1978), испаритель обеспечивает 64% относительную влажность дыхательной смеси при 37°C, что ниже стандартных требований. Однако на основании клинических наблюдений ряд авторов считают, что такой испаритель вполне эффективен для поддержания удовлетворительной влажности слизистой оболочки дыхательных путей [Herzog, Norlander, 1970].

К описанному выше типу нетермостабилизированных испарителей относится увлажнитель аппаратов ИВЛ моделей РО-6. Обогрев этого увлажнителя осуществляется за счет тепла, отдаваемого электродвигателем во время работы воздуходувки, расположенным под основанием увлажнителя. По данным Tontschev и соавт., производительность увлажнителя аппаратов РО-6 обеспечивает относительную влажность от 36 до 52% (при 37°C).

Многие считают наличие такого увлажнителя достаточной гарантией эффективного увлажнения и обогрева вдыхаемого газа.

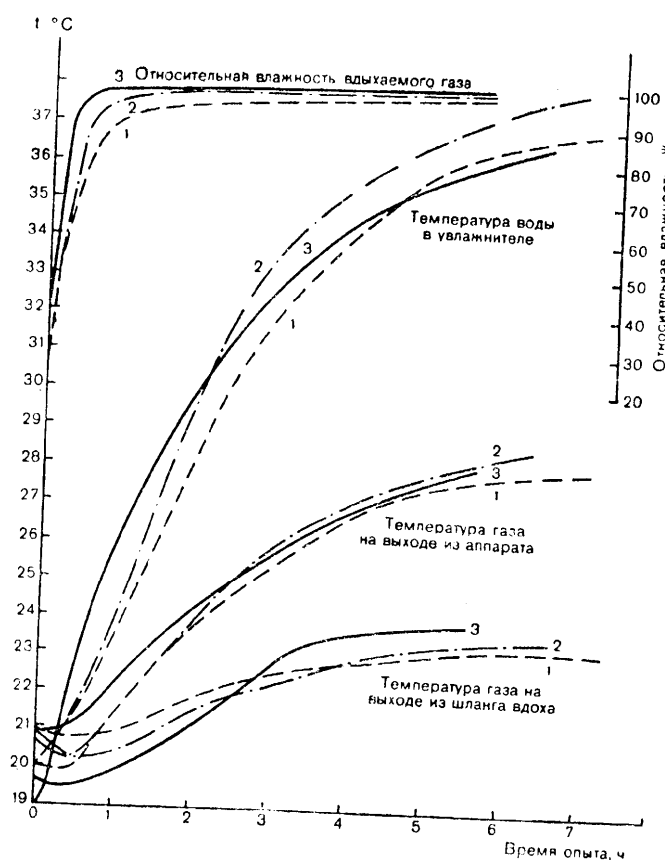
Ниже приводятся клинические и экспериментальные наблюдения и исследования для оценки эффективности нетермостабилизированного увлажнителя-испарителя аппаратов РО-6.

Экспериментальные данные. Если увлажнители располагаются внутри аппарата ИВЛ, то вдыхаемый газ на пути к пациенту проходит через дыхательные шланги длиной около 2 м. Вследствие очень малой удельной теплоемкости газовой смеси (примерно в 3000 раз меньшей, чем у воды) температура газа в тройнике пациента будет мало отличаться от температуры окружающей среды, а относительная влажность в результате охлаждения газа станет достаточно высокой.

С помощью малоинерционного электротермометра ТСМ-2 измеряли температуру окружающего воздуха, воды в увлажнителе, газовой смеси на выходе из аппарата и на выходе из тройника пациента. С помощью аспирационного психрометра также измеряли относительную влажность вдыхаемого газа на выходе из тройника пациента.

В первой серии экспериментов использовали обычные дыхательные шланги; во второй для увеличения теплоизоляционных свойств шланг вдоха был помещен в защитную муфту из пенополиуретана. В этих двух сериях проводили вентиляцию воздухом. В третьей серии также применяли тепло-

изолированный шланг, но в аппарат поступал из баллона кислород, относительную влажность которого принято считать равной пулю. Во всех опытах МОВ составил 10 л/мин, ДО — 0,6 л. Результаты экспериментов представлены на рис. 34.



34. Изменения относительной влажности и температуры вдыхаемого газа при ИВЛ аппаратом РО-6. 1 — 3 — серии экспериментов.

Рассматривая полученные экспериментальные данные, можно сделать следующие выводы.

Несмотря на значительный нагрев воды в увлажнителе (на 15 — 16°C) и нагрев проходящего через увлажнитель газа на 8 — 9°C выше температуры окружающей среды, температура газа, поступающего к пациенту, в случае применения обычных шлангов была выше окружающей температуры всего на 1 — 1,5°C.

Применение теплоизолированных шлангов-увеличивает эту разницу не более чем на 1 — 1,5°C. Теплоизоляция шлангов увеличивает их вес и размер и создает определенные неудобства. На температуру вдыхаемого газа не оказывает практически никакого влияния его состав: воздух (открытый контур) или кислород (полуоткрытый контур).

Результаты эксперимента показали, что вследствие охлаждения в шланге нагретого перед тем в увлажнителе газа достаточно быстро достигается высокая относительная влажность подаваемой пациенту газовой смеси (см. рис. 34). В шланге вдоха в значительном количестве конденсируется влага. Используя полученные экспериментальные данные, можно рассчитать,

что количество влаги, теряемой пациентом при искусственной вентиляции легких, возмещается при работе описанного выше увлажнителя примерно на 30%.

Клинические данные. На основании клинических наблюдений установлено следующее: температура воды в увлажнителе через 1 — 1½ ч после включения аппарата становилась выше температуры воздуха помещения на 4 — 5°C при работе по полуоткрытому контуру и на 8 — 9°C при работе по полужакрытому контуру; через 5 — 6 ч температура воды в увлажнителе достигала максимального значения и становилась выше температуры окружающего воздуха на 15 — 16°C при работе по полуоткрытому и полужакрытому контурам. Температура газовой смеси в тройнике пациента через 1 — 1½ ч после включения аппарата становилась выше температуры воздуха помещения на 0,5°C при работе по полуоткрытому контуру и на 1 — 1,2°C при работе по полужакрытому контуру; через 2 — 2½ ч работы температура газовой смеси была на 1,2 — 1,5°C выше температуры окружающего воздуха при работе по полуоткрытому и полужакрытому контурам; при дальнейшей работе «перепад» температур практически не изменялся. Температура газовой смеси в трахеальной трубке измерялась на уровне корня языка («во рту») и в трахее. Установлено, что температура «во рту» при любом контуре вентиляции и практически с самого начала (в том числе и без включения увлажнителя) достигала максимальных цифр и отличалась от температуры тела не более чем на 2,5 — 3,5°C; температура газа у трахеального конца трубки устанавливалась также с самого начала вентиляции и отличалась от температуры тела всего на 2 — 2,5°C. Установлено также, что значительные изменения минутного объема вентиляции (в 2 — 2,5 раза) приводили к изменениям температуры газа «во рту» не более чем на 0,5°C.

При искусственной вентиляции через трахеостому температуру газа измеряли в трахее, у внутреннего конца трахеостомической канюли. Установлено, что в первые 1 — 1½ ч температура газа была ниже температуры тела на 4 — 4,5°C при работе по полужакрытому контуру; через 2 — 2½ ч температура газа в трахее достигала максимума при обоих контурах дыхания и отличалась от температуры тела на 3 — 3,5°C.

В клинических условиях не производилось прямого измерения влажности, однако по постоянному наличию конденсата в шланге вдоха во всех наблюдавшихся случаях можно предположить, что относительная влажность газовой смеси в тройнике пациента была близкой к 100%.

Результаты экспериментальных и клинических исследований работы нетермостабилизированных увлажнителей, встроенных в аппараты типа «РО», позволяют сделать следующее заключение.

1. Увлажнители обеспечивают почти 100% относительную влажность вдыхаемого газа, но не повышают существенно его температуру.

2. Увлажнители подобного типа компенсируют потерю влаги слизистой оболочки дыхательных путей не более чем на 30%.

3. Значение увлажнителей в поддержании «местного» теплового баланса при ИВЛ через трахеальную трубку невелико, так как вдыхаемый газ бла-

годаря интенсивному теплообмену нагревается до температуры тела при прохождении через ротовую часть трубки.

4. Несколько большее значение в предупреждении местного охлаждения слизистой оболочки трахеи увлажнители имеют при вентиляции через трахеостомическую канюлю.

5. Для увеличения температуры вдыхаемого газа до 34 — 35°C, даже при использовании теплоизолированных шлангов, необходимо нагревать воду в увлажнителе до 70°C. При работе с обычными шлангами потребуются нагревание до температуры, близкой к точке кипения, для чего необходимо применение специального «кипятильника»; высокие температуры приведут к разрушению оргстекла, из которого выполнены увлажнители. Кроме того, кипячение приведет к непрерывному и чрезмерному накоплению конденсационной воды в шланге вдоха, что осложнит эксплуатацию аппарата.

Испарители с термостабилизированным подогревом

Принципиальное отличие этих увлажнителей состоит в том, что они обеспечивают возможность задавать и стабильно поддерживать определенную температуру и влажность, близкую к 100% вдыхаемой пациентом газовой смеси. Это обеспечивается с помощью устройств, которые меняют в нужном направлении либо интенсивность нагрева воды и газопаровой смеси, либо объем примешиваемого к газовой смеси пара постоянно кипящей воды. Такие устройства могут управляться автоматически или вручную по показаниям термометра.

Увлажнитель дыхательных смесей паровой (УДС-1П). Обеспечивает увлажнение и регулируемый нагрев дыхательной смеси путем дозированной подачи в нее пара кипящей воды. Такой метод увлажнения отличается наибольшей простотой и экономичностью.

Увлажнитель (рис. 35) состоит из двух сообщающихся сосудов: основного и нагреваемого, расположенных на общем основании. Нагреваемый сосуд (1) (металлическая трубка) вставлен в трубчатый нагревательный элемент (3). Основной сосуд (2) (банка) выполнен из прозрачного материала и служит резервуаром для воды. При включении увлажнителя в сеть (220 В) вода в нагреваемом сосуде закипает и пар через кран (4) регулировки потока поступает в проходящую дыхательную смесь, нагревая и увлажняя ее.

Температура дыхательной смеси контролируется по термометру, расположенному на конце шланга вдоха (у тройника пациента). Регулировка температуры дыхательной газовой смеси осуществляется изменением вручную с помощью крана потока пара, поступающего в смесь. Зависимость температуры от установки рукоятки крана при различных минутных вентиляциях приведена на рис. 36.

Электрическая мощность нагревательного элемента (100 Вт) обеспечивает образование пара в нагреваемом сосуде в количестве, достаточном для полного насыщения влагой дыхательной смеси при минутных вентиляциях

от 5 до 20 л/мин во всем интервале температур (от 30 до 40.°С) на выходе из шланга вдоха (при длине шланга не более 1 м).

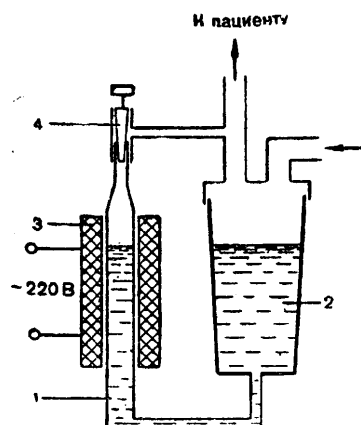


Рис 35. Устройство увлажнителя УДС-1П (схема). Объяснение в тексте.

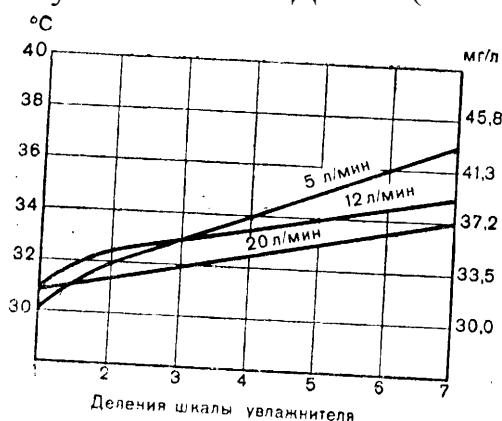


Рис 36. Температура (°С) и абсолютное влагосодержание (мг/л) на выходе из шланга вдоха в зависимости от положения крана увлажнителя УДС-1П при различных величинах минутной вентиляции (температура помещения 21°С).

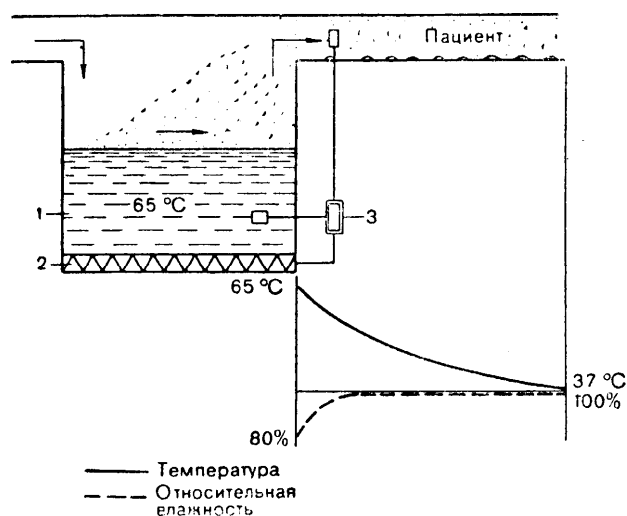
Конденсат, образующийся в процессе работы парового увлажнителя, частично возвращается в резервуар, частично стекает в сборник, расположенный в разрезе шланга вдоха.

Увлажнитель УДС-1П выполнен легко разборным для стерилизации его составных частей, контактирующих с дыхательной смесью и водой. Стерилизация резервуара с крышкой, нагреваемого сосуда и крана может осуществляться автоклавированием.

Для увлажнения дыхательного газа одновременно водяным паром и нагретым аэрозолем воды может быть использован универсальный увлажнитель — УДС-1У, представляющий собой конструктивную комбинацию парового увлажнителя УДС-1П и блока управления аэрозольного увлажнителя УДС-1А. Опыт клинического применения увлажнителей УДС-1 подтвердил их высокую эффективность [Попова Л.М., Рейдерман Е.Н. и др., 1984].

В увлажнителе «Гидротроп-200» комбината «Медицин унд лабортектник», ГДР) принцип и параметры увлажнения и обогрева дыхательной смеси

аналогичны таковым в УДС-1П. Основное отличие заключается в том, что «Гидротроп-200» снабжен автоматической блокировкой нагревательного устройства при достижении температуры вдыхаемой смеси 40°C ; при этом аппарат подает оптические и звуковые сигналы опасности.



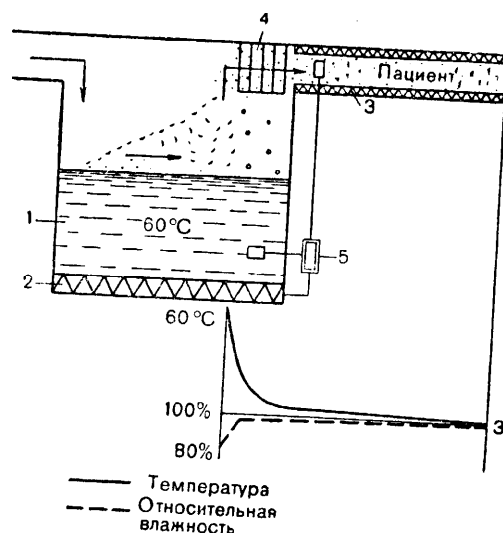
37. Увлажнитель со стабилизированным подогревом (схема).

1 — резервуар с водой; 2 — нагревательный элемент; 3 — контур автоматического регулирования температуры.

В отличие от увлажнителей УДС-1П и «Гидротроп-200» основной частью большинства увлажнителей с термостабилизированным подогревом является обычный испаритель» проточного типа (рис. 37).

Дыхательная газовая смесь проходит через резервуар над водой, температура которой поддерживается автоматически на уровне 65°C . Нагретая до этой температуры газопаровая дыхательная смесь, имеющая примерно 80% относительной влажности, при дальнейшем прохождении по шлангу вдоха охлаждается, чем обеспечивает 100% относительную влажность при 37°C [Grant et al., 1976].

Увлажнителям такого рода присущи серьезные недостатки, чрезмерное накопление конденсационной воды в шланге вдоха, зависимость температуры, а следовательно, и абсолютной влажности вдыхаемой пациентом газовой смеси от интенсивности ее охлаждения по ходу шланга вдоха (последнее ставит под сомнение право таких увлажнителей называться термостабилизированными); наконец, поскольку температура дыхательной смеси на выходе из увлажнителя и температура воды в увлажнителе регулируются одним автоматическим контуром, существует опасность внезапного перегрева вдыхаемой газовой смеси.



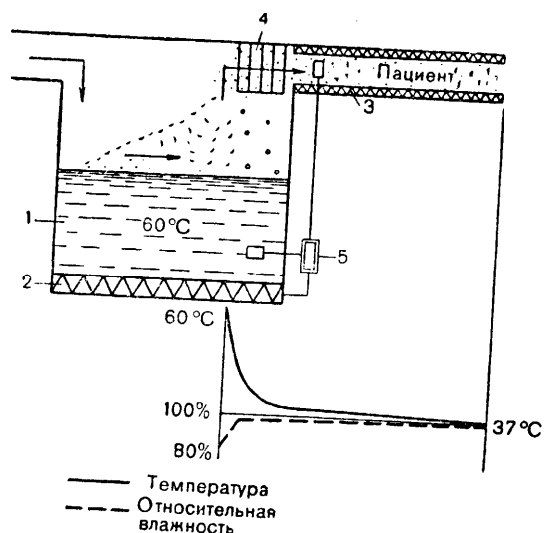
38. Термостабилизированный увлажнитель Листона (схема).

1 — резервуар с водой; 2 — нагревательный элемент; 3 — обогреваемый шланг вдоха; 4 — теплообменник; 5 — контур автоматического регулирования температуры.

В 1959 г. Listen разработал испаритель с термостабилизированным подогревом, с коротким шлангом вдоха, выполненным из теплоизолирующего материала. На выходе из резервуара испарителя был размещен теплообменник (рис. 38).

Проходящая через резервуар с водой газовая смесь нагревалась до 60°C и приобретала относительную влажность 80%. При соприкосновении с теплообменником газопаровая смесь охлаждалась до 37°C и относительная влажность смеси приближалась к 100%. Проходя по короткому и теплоизолированному шлангу вдоха дыхательная смесь сохраняла стабильную температуру и влажность до поступления в дыхательные пути пациента. Наличие теплообменника обеспечивало, кроме того, возврат в резервуар и повторное использование конденсационной воды.

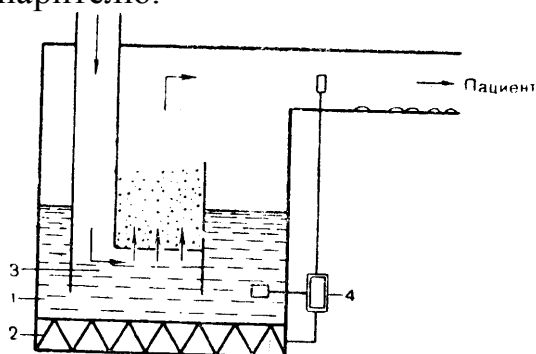
В 1962 г. Venveniste впервые сообщил о методе подогрева шланга вдоха с целью исключения потери тепла дыхательной смесью и образования конденсационной воды. Epstein (1971), а затем Spence и Melville (1972) с успехом использовали этот метод в своих работах.



39. «Увлажнитель Николае». Структурная (а) и функциональная (б) схемы.

1 — резервуар с водой; 2 — камера испарения; 3 — поплавковый клапан; 4 — нагревательный элемент; 5 — обогреваемый шланг вдоха; 6 — контур автоматического регулирования температуры дыхательной смеси в шланге и жидкости в камере испарения.

Наиболее совершенным представителем термостабилизированных увлажнителей такого типа является «Увлажнитель Николае» фирмы «Уотсон Виктор лимитед», Австралия (рис. 39). В относительно небольшой камере испарителя, отделенной от резервуара с водой поплавковым клапаном, дыхательная смесь нагревается до 41°C и насыщается водяным паром до 80% относительной влажности. В подогреваемом шланге вдоха смесь охлаждается до 37°C , и тем самым ее относительная влажность увеличивается почти до 100% без образования конденсационной воды. С помощью двух контуров автоматического регулирования поддерживается постоянная температура воды в резервуаре и дыхательной смеси в шланге вдоха. Наличие двойной системы регулирования предотвращает опасные осложнения из-за внезапного перегрева воды. Наличие поплавкового клапана между резервуаром и камерой испарения позволяет наполнять резервуар водой, не прерывая вентиляции легких. Grant и соавт. (1976) и Tontschcv и соавт. (1978) дают высокую оценку испарителю.



40. Каскадный увлажнитель Беннета (схема). Объяснение в тексте.

Каскадный увлажнитель Беннета фирмы «Беннет респирэйшн продактс» (США) представляет собой испаритель барботажного типа (рис. 40). Нагревательный элемент испарителя (2) имеет 9 температурных ступеней с автоматической терморегулировкой. В резервуар с водой (1) погружена камера испарителя (3), выполненная в виде так называемой каскадной башни. Дыхательная смесь проходит через перфорированное основание каскадной башни и через слой горячей воды, нагреваясь и насыщаясь водяным паром. В результате высокого сопротивления дыханию увлажнитель может применяться только при искусственной вентиляции легких. Несмотря на известные недостатки (значительная конденсация воды в шланге вдоха, наличие только одного контура автоматической терморегуляции и связанная с этим опасность внезапного перегрева дыхательной смеси) и высокую стоимость, «Каскадный увлажнитель Беннета» является одним из наиболее признанных и популярных увлажнителей дыхательных смесей при ИВЛ.

Подводя итог рассмотрению моделей увлажнителей, можно сформулировать общие требования, в том числе по обеспечению безопасности, предъявляемые к описанным выше увлажнителям:

1) увлажнитель должен обеспечивать возможность точной регулировки и стабильного поддержания температуры (в диапазоне от 30 до 37°C) и абсолютной влажности (в диапазоне от 30 до 40 г H₂O/м³) вдыхаемой газовой смеси;

2) производительность увлажнителя не должна зависеть от изменения величин минутной вентиляции в достаточно широком диапазоне (5 — 20 л/мин);

3) части увлажнителя, контактирующие с дыхательной смесью, должны быть легко разбираемыми для очистки, мытья и последующей дезинфекции или стерилизации, а материал, из которого они выполнены, должен быть устойчив хотя бы к одному из методов стерилизации (предпочтительно тепловому);

4) включение увлажнителя в дыхательный контур аппарата ИВЛ при прочих равных условиях не должно оказывать существенного влияния на регламентированные величины утечки газовой смеси, сопротивления потоку и внутренней растяжимости;

5) при работе увлажнителя температура его открытых металлических поверхностей не должна превышать 50°C, неметаллических — 60°C;

6) увлажнитель должен иметь конструкцию, исключаящую тепловую или электрическую опасность при распылении и разбрызгивании жидкостей;

7) если при данной конструкции увлажнителя предположительно допускается возникновение так называемой тепловой опасности (воспламенение, перегрев воды и вдыхаемой смеси, избыточная температура на открытой поверхности увлажнителя), то должно существовать устройство, обеспечивающее автоматическое размыкание электрической цепи нагревательного элемента;

8) конструкция увлажнителя не должна допускать, чтобы во время работы при наклоне увлажнителя до 20°C по отношению к его вертикальной оси жидкость из резервуара могла бы проникнуть в любую другую часть дыхательного контура.

РЕГУЛИРОВАНИЕ СОДЕРЖАНИЯ КИСЛОРОДА

У большинства больных, которым проводят искусственную вентиляцию легких, наблюдается более или менее выраженная гипоксемия. В применяемых терапевтических мерах важное место занимает увеличение вдыхаемой концентрации кислорода (F_{iO_2}), которая должна обеспечить поддержание P_{aO_2} на уровне 100 — 120 мм рт. ст. Но какой именно должна быть величина F_{iO_2} в условиях, например, выраженных нарушений альвеолярной вентиляции, можно определить при помощи схематического расчета. Допустим, что у больного достаточный дыхательный объем при дыхании воздухом равен 500 мл при частоте дыхания 20 мин. Примем величину общего мертвого пространства равной 150 мл ($V_D/V_T=30\%$), потребление O_2 240 мл/мин. Теперь предположим, что общее мертвое пространство вследствие расстройств отношения вентиляция/перфузия увеличилось до 400 мл ($V_D/V_T=80\%$). Какой при этом должна быть F_{iO_2} , чтобы оксигенация крови осталась нормальной?

Из 500 мл вдыхаемой смеси доля альвеолярной вентиляции составляет: $500\text{ мл} - 400\text{ мл} = 100\text{ мл}$, т.е. в альвеолы попадает при каждом вдохе и выходит из них при каждом выдохе 100 мл газовой смеси (это допущение условно, так как в действительности объем выдоха всегда слегка меньше объема вдоха).

Концентрация O_2 в альвеолах равна приблизительно 15%, следовательно, при каждом выдохе альвеолы покидают 15 мл O_2 . Кроме того, из альвеол за время дыхательного цикла поглощается 240 мл O_2 : $20 = 12\text{ мл } O_2$. Таким образом, за время одного дыхательного цикла альвеолы покидают 15 мл $4 - 12\text{ мл} = 27\text{ мл } O_2$. Следовательно, чтобы сохранить нормальную оксигенацию, 100 мл газовой смеси, поступающей в альвеолы при каждом вдохе, должны содержать не менее 27 мл O_2 , т.е. F_{iO_2} должна быть не менее 27%. Этот пример показывает, что даже значительное снижение альвеолярной вентиляции не приведет к гипоксии, если во вдыхаемой больным смеси газов повысить концентрацию кислорода всего до 30%.

Представляет интерес, что F_{iO_2} , равную 28%, Sykes и соавт. (1974) считают практически достаточной для получения терапевтического эффекта. Однако 30 — 40% O_2 во вдыхаемой смеси способны предупредить артериальную гипоксемию, пока расстройства легочного газообмена не носят характер полного функционального шунта с утратой значительного количества диффузионной поверхности. В этом случае, а также когда кислородная емкость гемоглобина оксигенируемой крови оказывается исчерпанной, эффект можно ожидать только от растворения кислорода в плазме крови. При этом растворение тем больше, чем выше парциальное давление и, следовательно, концентрация кислорода во вдыхаемом воздухе. При вдыхании 100% кислорода в 100 мл плазмы крови, приходящей в соприкосновение с вентилируе-

мыми альвеолами, может раствориться 2,2 мл O_2 . Фактический прирост O_2 в артериальной крови не превышает при этом 15%, однако в условиях тяжелой гипоксемии он может, по выражению Sykes, оказаться жизнеспасительным. Но если это так, то почему во всех случаях ИВЛ не применять вдыхаемую смесь со 100% содержанием кислорода? При ИВЛ нет оснований опасаться угнетающего действия кислорода на расстроенную регуляцию дыхания, которая зависит от стимулирующего эффекта гипоксии. У больных при ИВЛ вряд ли возможен общетоксический эффект гипероксигенации. Однако внезапная интенсивная оксигенация может привести к депрессии кровообращения, если она начата после длительного периода гипоксемии, сопровождавшейся активацией симпатической нервной системы и усиленным выделением катехоламинов. Об этом следует помнить и быть готовыми принять необходимые меры.

Наибольшие опасения связаны с повреждающим действием высоких концентраций кислорода на легкие, особенно при длительной гипероксигенации.

Повреждения легких в результате длительной ингаляции 100% кислородом, которые описал Pratt (1958, 1965), представляют собой капилляростазы с тромбообразованием и интраальвеолярными кровоизлияниями, утолщение альвеолярных мембран, интерстициальный и интраальвеолярный отек. Неизвестно, являются ли эти изменения результатом прямого действия кислорода на легочную ткань или общего гипероксического состояния. В пользу последнего предположения свидетельствуют исследования Evans (1944), а также Ohlsson (1947), обнаруживших защитное действие заболеваний легких, сопровождающихся артериальной гипоксемией, против повреждающего влияния кислорода.

Концентрация кислорода во вдыхаемой смеси газов, которая может вызвать патологические явления, различна у разных людей и зависит от возраста, конституционных особенностей, состояния эндокринной системы, температуры тела, приема различных медикаментов и т.д. В практических целях следует считать, что концентрация выше 60 — 70% может оказаться токсичной. Очень важное значение имеет продолжительность вдыхания гипероксических смесей. По мнению Deneke, Fanburg (1982), патологические изменения в легких вполне обратимы, если вдыхание гипероксических смесей продолжалось не более 48 ч. По утверждению этих же авторов, случаи повреждения легочной ткани при длительном вдыхании смесей с концентрацией кислорода менее 60 — 70% неизвестны. У многих больных (главным образом с центральным или проводниковым типом расстройств дыхания) при ИВЛ 40 — 50% кислорода во вдыхаемой газовой смеси вполне достаточно для поддержания оптимальной оксигенации, и было бы ошибкой увеличивать эту концентрацию. Однако при тяжелой патологии легких, когда вдыхание смеси с указанным содержанием кислорода не обеспечивает удовлетворительной оксигенации, а кислородная емкость крови остается недоиспользованной, все соображения относительно токсичности кислорода приходится отбросить и обеспечить больному вентиляцию гипероксическими смесями, даже 100%

кислородом, так долго, как это окажется необходимым [Bendixen et al., 1965; Sykes, McNicol., Campbell, 1974]. Мы полагаем, что при ИВЛ оптимальная концентрация кислорода во вдыхаемой смеси газов та, которая необходима и достаточна для поддержания оксигенации артериальной крови. Такая тактика должна опираться на объективную информацию о напряжении кислорода в артериальной крови. При отсутствии соответствующего оборудования минимальную информацию об использовании кислородной емкости крови и, следовательно, о достаточности вдыхаемой концентрации кислорода может дать простое оксигемографическое исследование.

Рациональная тактика оксигенотерапии включает также ограничение действия факторов, усиливающих токсичность гипероксигенации и, напротив, применение средств, обладающих антиоксидантным действием (препараты аскорбиновой кислоты, токоферола, некоторые ферменты и др.).

На отечественных аппаратах ИВЛ типа «РО» имеется дозиметр для плавной регулировки подачи кислорода и (что важно подчеркнуть) мешок-ресивер для его накопления. Простое отнесение величины потока кислорода к величине вентиляции (без учета кислорода атмосферного воздуха) не дает правильного представления о величине FiO_2 . Расчет необходимо осуществлять по прилагаемой к этим аппаратам таблице. При необходимости ИВЛ 100% кислородом газоток регулируют так, чтобы при данном объеме вентиляции мешок-ресивер в конце фазы выдоха полностью не опорожнялся. У большинства аппаратов, работающих от пневматического привода (например, у аппарата «Пневмат-1»), отсутствует возможность регулирования подачи кислорода. У таких аппаратов, когда они работают от сжатого кислорода, к нему подмешивается атмосферный воздух в результате функции инжектора. При этом по коэффициенту инжекции определяют объем добавляемого воздуха и его процентное содержание во вдыхаемой смеси. У аппарата «Пневмат-1» оно составляет примерно 60%. Необходимо обратить внимание на то, что под концентрацией кислорода в кислородно-воздушной смеси, образуемой функцией инжектора, следует понимать конечную, суммарную концентрацию кислорода, содержащегося в смеси.

ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ КОМПОНЕНТЫ ГАЗОВОЙ СМЕСИ

Лечебные аэрозоли. Для некоторых больных целесообразно вводить во вдыхаемую газовую смесь аэрозоли медикаментов, оказывающих местное терапевтическое действие. Наиболее часто применяются вещества, обладающие муколитическим (растворяющим слизь) или бронхолитическим (сняющим спазм гладкой мускулатуры бронхов и расширяющим их) действием. Значительно реже применяются антибактериальные (например, антибиотики) или противовоспалительные (например, глюкокортикоиды) вещества, а также пеногасители (30 — 50% этиловый спирт).

Муколитические вещества способствуют значительному уменьшению вязкости и адгезивности мокроты и тем облегчают ее откашливание или искусственную аспирацию. Их разделяют на «моющие» (детергенты) и фер-

ментные средства. Основным веществом первой группы является гидрокарбонат натрия; его 1,5% раствор можно с успехом применять в виде аэрозоля. Среди ферментных аэрозолей наиболее распространены протеазы: ацетилцистеин, дезоксирибонуклеаза и трипсин, а также синтетические препараты на основе трипсина (химотрипсин и химопсин).

К числу активных бронхолитических средств относятся вещества, обладающие симпатомиметическим действием (адреналин, эфедрин, изадрин, новодрин и др.), некоторые холинолитики (атропин, платифиллин, скополамин), а также производные пурина (эуфиллин).

При назначении аэрозолей медикаментов не следует забывать о возможности их нежелательного местного и общего действия. Первое относится главным образом к ферментным муколитикам, способным нарушить нормальную функцию альвеол и слизистой оболочки бронхов. Второе больше относится к бронхоспазмолитикам, обычно оказывающим общее адренергическое действие. Не следует применять аэрозоли слишком долго вследствие предотвращения их неблагоприятного действия и «привыкания» к ним. Правилом является также то, что никакие лекарственные аэрозоли не могут заменить эффективного увлажнения в процессе ИВЛ.

Техника применения аэрозолей при ИВЛ проста, если больного можно отключить от аппарата для проведения сеанса ингаляции. В этом случае используют практически любой ингалятор, в том числе и пневматический, например «Кислород-У-1» или «ИП-03».

Значительно сложнее вводить аэрозоли во вдыхаемую газовую смесь при непрерывной ИВЛ. В этом случае наиболее удобны ультразвуковые распылители, а также пневматические распылители УДС-1А, УДС-1У и распылители аппаратов «Спирон».

Продолжительность сеанса ингаляции 10 — 15 мин, частота сеансов зависит от состояния легких и эффективности аэрозольтерапии.

Аппараты ИВЛ типа «РО» нужно защищать от повреждения аэрозолями. Выдыхаемая влага и взвеси веществ, возвращаясь в линию выдоха аппарата, конденсируются и осаждаются по всему тракту. Опасность выхода из строя аппарата возникает при осаждении взвесей, особенно гидрокарбоната натрия, на поверхности переключающего золотниковое устройства. Во избежание подобных явлений можно рекомендовать на время вдувания аэрозолей использовать нереверсивный клапан, присоединяя его к тройнику пациента.

Закись азота и другие анестетики. В ряде случаев при ИВЛ необходима длительная и стабильная анальгезия. Эффективным средством является закись азота, для подачи которой у ряда аппаратов типа «РО» и «Спирон» предусмотрен специальный ротаметр на дозиметрическом блоке. Не следует увеличивать концентрацию закиси азота более 75% во избежание ее недопустимо высокого увеличения во вдыхаемой смеси, особенно при ИВЛ по реверсивному контуру.

В дыхательный газ можно ввести пары жидких анестетиков (фторотан, эфир). Для их дозирования у ряда аппаратов имеются специальные испарите-

ли, а при их отсутствии аппарат ИВЛ можно соединить с аппаратом ингаляционного наркоза.

Включение анестетиков в состав вдыхаемой газовой смеси при ИВЛ даже вне операционной в любом случае означает проведение общей анестезии, что влечет обязательное соблюдение всех соответствующих правил.

Гелий. Ингаляцию гелиево-кислородных смесей главным образом при обструктивных расстройствах дыхания применяют уже несколько десятилетий. В нашей стране гелиево-кислородная терапия получила распространение благодаря работам О.А. Долиной и соавт. (1965, 1966). Лечебное действие гелия основано на том, что его плотность в несколько раз ниже, а способность обеспечить диффузию кислорода и углекислого газа заметно выше, чем у азота.

Дыхание воздухом в нормальных условиях (при $V_{ср.}=0,6$ л/с и линейной скорости потока в трахее около 2 м/с) характеризуется в основном ламинарным газотоком, при котором аэродинамическое сопротивление невелико и зависит только от динамической вязкости газа, а не от его плотности. При нарушениях нормальной проходимости какого-либо участка дыхательных путей или значительном увеличении скорости газотока создаются условия для преобладания турбулентности в потоке. Переход от ламинарного к турбулентному потоку характеризуется так называемым критическим числом Рейнольдса (Re), равным примерно 2300. Чем более выражена турбулентность, тем выше число Рейнольдса. Сопротивление турбулентному потоку значительно более высокое и наряду с прочими факторами зависит от плотности газа, поскольку кинетическая энергия завихрения пропорциональна массе. Согласно теоретическим и экспериментальным исследованиям Kramer и соавт. (1979), сопротивление турбулентному потоку газа (если $Re > 4000$) при ИВЛ может быть снижено на 60% применением гелиево-кислородной смеси ($F_{iO_2}=0,3$), плотность которой приблизительно в 3 раза меньше плотности воздуха. Эффект тем выраженнее, чем выше число Re . Fritz и соавт. (1982), применяя гелиево-кислородную смесь ($F_{iO_2}=0,3$) для ИВЛ у больных с тяжелыми травмами грудной клетки, осложненными аспирацией, контузией легких, пневмо- или гемотораксом, отметили выраженное снижение эффективного минутного объема вентиляции, максимального давления вдоха и «давления плато на вдохе», увеличение растяжимости легких. Положительные эффекты объясняются ламинаризацией газотока и усилением диффузии кислорода и углекислого газа, имеющих следствием снижение аэродинамического сопротивления, улучшение распределения вентиляционных объемов, восстановление аэрации спавшихся альвеол, увеличение альвеолярной вентиляции.

Терапевтический эффект гелия тем больше, чем выше его концентрация в дыхательной смеси. Однако по общепринятой методике концентрацию гелия в смеси с кислородом во избежание гипоксии ограничивают 70%. Дозировать гелий можно с помощью ротаметрического дозиметра для закиси азота, показания которого ввиду разной плотности газов подлежат пересчету.

Фактическая объемная скорость потока гелия превышает показания поплавка дозиметра приблизительно в 3,4 раза.

Гелий — дорогостоящий и труднодоступный газ. Поэтому для экономии было бы желательно применять его, используя реверсивный дыхательный контур с малым суммарным газотоком. Однако этому препятствуют два основных фактора: во-первых, при малом расходе гелия указанный пересчет чреват грубыми ошибками и, во-вторых, ввиду избирательного поглощения кислорода организмом, его концентрация во вдыхаемой смеси при малом суммарном газотоке может снизиться до опасных пределов.

Поэтому если и можно применять гелиево-кислородные смеси в реверсивном дыхательном контуре аппаратов РО-6Н или «Спирон-301», то при условии, что суммарный газоток составит не менее 5 — 6 л/мин. Другое решение возможно при разработке специального дозиметра для гелия и комплектации аппаратов анализатором кислорода.

Углекислый газ. В некоторых случаях необходимо сохранить большой объем вентиляции, например, для поддержания воздушности легочной ткани, адаптации больного к аппарату и т.д. Возникающая при этом гипокапния нежелательна для больного, особенно, например, при ишемических заболеваниях головного мозга. В этих случаях наряду с искусственным увеличением мертвого пространства аппарата (например, установлением дополнительной емкости между тройником пациента или нереверсивным клапаном, с одной стороны, и трахеальной трубкой или трахеостомпической канюлей — с другой) может быть использовано включение углекислого газа в состав дыхательной смеси. Его концентрация в смеси газов, вероятно, будет весьма малой, во всяком случае не выше 5%. Следовательно, скорость газотока углекислого газа практически не будет превышать 1 л/мин. Можно прибегнуть также к ИВЛ по реверсивному контуру с выключенным или незаполненным адсорбером. При всех способах применение гиперкарбических смесей наиболее эффективно и безопасно при контроле напряжения P_{CO_2} в артериальной крови.

Глава 9 ОБЗОР АППАРАТОВ ИВЛ

В настоящей главе приведенные выше теоретические положения иллюстрируются кратким описанием наиболее часто используемых в лечебных учреждениях аппаратов ИВЛ. Одновременно ставится задача — дать представление о возможностях и особенностях аппаратов, с которыми предстоит работать специалистам.

ВЫПУСКАЕМЫЕ В СССР АППАРАТЫ С ЭЛЕКТРОПРИВОДОМ

Аппараты типа РО-6 наиболее распространены и предназначены для длительной ИВЛ в отделениях респираторных, реанимации и интенсивной терапии. Модель РО-6Н в основном используется во время наркоза. Аппара-

ты имеют привод от электросети и рассчитаны для ИВЛ у взрослых пациентов. Подача кислорода и других газов на установленный режим вентиляции не влияет и при необходимости автоматически дополняется воздухом.

Аппараты имеют нереверсивный и реверсивный дыхательные контуры, управляемую и вспомогательную вентиляцию (последняя отсутствует в модели РО-6-03), ИВЛ ручную, самостоятельное дыхание через аппарат. В состав аппаратов входят блок подачи кислорода или наркозный блок (РО-6Н), пневматический отсасыватель (кроме РО-6-03), увлажнитель, волюметр и мановакуумметр. Предусмотрена возможность периодического раздувания легких — ручную и (кроме РО-6-03) автоматически. С помощью простых приспособлений модели РО-6Н и РО-6Р позволяют осуществить периодическую принудительную вентиляцию и все модели — самостоятельное дыхание через аппарат под повышенным давлением [Гальперин Ю. С. и др., 1983].

В аппаратах независимо друг от друга и по калиброванным шкалам устанавливаются дыхательный объем (до 1,2 л при активном выдохе и до 2,5 л при пассивном), минутную вентиляцию (до 25 л/мин при активном выдохе и до 50 л/мин при пассивном), отношение длительности вдоха и выдоха, кроме РО-6-03, где оно фиксировано на значении 1:2. Дезинфекцию внутренней части дыхательного контура осуществляют без разборки — парами формальдегида и другими «холодными» методами.

Выпускаемые в настоящее время модели РО-6Н и РО-6Р отличаются только тем, что в последнем вместо наркозного блока типа «Полинаркон-2П» установлен блок подачи кислорода. РО-6-03 является упрощенной модификацией РО-6Р и отличается от него отсутствием блоков вспомогательной ИВЛ и периодического раздувания легких, а также имеет только одно значение отношения продолжительностей вдоха и выдоха. Готовится производство трех новых модификаций, в которых будет широко использовано электронное управление, а распределение потоков газа будет осуществляться электромагнитными клапанами.

Модель РО-6Р-04 приспособлена для наиболее широких возможностей выбора режимов работы, включая управляемую, вспомогательную и периодическую ИВЛ, самостоятельное дыхание через аппарат под положительным давлением и др. Предусмотрен встроенный сигнализатор нарушений нормальной работы.

Модель РО-6Н-05 представляет собой комбинацию простейшей модели РО-6-03 с наркозным блоком. Модель РО-6Р-06 заменит РО-6-03 и будет отличаться отсутствием активного выдоха. В обеих моделях встроенный увлажнитель заменяется эффективным увлажнителем УДС-1П. В комплект новых моделей будет включен клапан повышения давления конца выдоха.

Функциональный анализ. Акт вдоха: первичный генератор вдоха постоянного потока (воздуходувка) в сочетании с разделительной емкостью, включающей два меха и являющейся поэтому трансформатором давления, эквивалентен генератору вдоха переменного потока с постоянной скоростью вдувания и пневматической передачей мощности в дыхательный контур.

Переключение со вдоха на выдох: по объему — за счет установки хода мехов. Распределительное устройство в линии привода — поворачивающийся золотник с механическим приводом, а в дыхательном контуре — самодействующие и пневматически управляемые клапаны.

Акт выдоха: генератор потока, создающий отрицательное или положительное давление в конце выдоха; при пассивном выдохе — генератор «нулевого» давления.

Переключение с выдоха на вдох — по времени наполнения мехов или во время вспомогательной вентиляции вследствие разрежения, создаваемого дыхательным усилием пациента.

Аппарат «Вдох» отличаются компактные размеры и сравнительно малая масса (менее 15 кг). В сочетании с конструктивным выполнением в виде металлического чемодана эти качества делают удобным применение аппарата в поликлиниках и для экстренной реанимации в приемных отделениях, на дому у пострадавшего и т.п.

Аппарат обеспечивает управляемую ИВЛ в диапазоне от 0,7 до 20 л/мин с независимой установкой частоты дыхания от 10 до 50 мин⁻¹. Он может быть включен по любому дыхательному контуру, однако средств для подачи кислорода или ингаляционных анестетиков в аппарате не предусмотрено. Отличительная особенность модели — возможность переключения актов дыхательного цикла вручную. Давление конца выдоха может регулироваться в диапазоне от 0 до 1,5 кПа (от 0 до 15 см вод.ст.); и контролируется по показаниям встроенного мановакуумметра.

В стадии разработки находится модификация под названием «Фаза-3С». От аппарата «Вдох» она выгодно отличается наличием блока подачи кислорода, проточного увлажнителя с подогревом воды и наличием в комплекте устройства для дезинфекции дыхательного контура водяным паром с температурой, несколько превышающей 100°C.

Функциональный и анализ. Акт вдоха: генератор вдоха постоянного потока, выполненный в виде многокамерного насоса, включенного непосредственно в дыхательный контур и дополненного стабилизатором расхода газа.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, определяемому электронным реле или вручную. Распределительное устройство выполнено в виде электромагнитных клапанов.

Акт выдоха: генератор «нулевого» или положительного давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени или вручную.

Аппарат «Вита-1» предназначен для управляемой ИВЛ с пассивным выдохом у детей в возрасте до трех лет. Дыхательный контур — неререверсивный; состав дыхательного газа определяется внешним устройством. Снабжен мановакуумметром и столиком-подставкой. Предусмотрена плавная регулировка по калиброванной шкале дыхательного объема в диапазоне от 20 до 200 мл и ступенчатая регулировка частоты дыхания в пределах от 20 до 60 мин⁻¹. Отношение продолжительностей вдоха и выдоха 1:2, максимальная минутная вентиляция 5 л/мин, максимальное давление вдоха 5 кПа (50 см вод.ст.).

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор вдоха переменного потока — мембранный насос, работающий с частотой дыхания, регулируемой путем изменения передаточного числа редуктора. Регулировка дыхательного объема достигается плавным изменением амплитуды колебания мембраны насоса.

Переключение со вдоха на выдох: одновременно по времени и по объему определяется непосредственно генератором вдоха, поэтому распределение потоков газа в дыхательном контуре обеспечивается неререверсивным и самодействующим клапанами.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени, определяемому кинематикой механизма, который за счет применения кулачка обеспечивает заданное удлинение выдоха по сравнению со вдохом.

Аппараты типа «Спирон». Разрабатываемое новое поколение аппаратов ИВЛ «Спирон» предназначено для оснащения всех лечебных учреждений, где применяется ИВЛ, и будет постепенно заменять аппараты РО-6, «Вита-1» и др. Все модели, кроме аппарата «Спирон-501», имеют привод от электросети и подача в них сжатых газов требуется только для формирования состава дыхательной смеси. Главные особенности аппаратов данного типа:

— непосредственное, без разделительной емкости, включение генератора вдоха, выполненного в виде многокамерного мембранного насоса (кроме «Спирон-501» и «Спирон-601»), в дыхательный контур;

— возможность дезинфекции и стерилизации дыхательного контура различными методами, в том числе с полной разборкой для мойки и автоклавирования;

— переключение актов дыхательного цикла по времени с использованием электронных управляющих устройств;

— соответствие характеристик каждой модели конкретным условиям применения и назначению;

— широкое использование унифицированных функциональных блоков.

Предполагается выпуск следующих моделей. **«Спирон-101»:** предназначен для применения в самых сложных случаях реанимации, проводимой в отделениях реанимации, интенсивной терапии, послеоперационных палатах. Он позволяет осуществлять управляемую, вспомогательную и периодическую принудительную вентиляцию, ИВЛ ручную, самостоятельное дыхание через аппарат с обычным или повышенным давлением; получить положительное, нулевое или отрицательное давление конца выдоха, различные формы кривой скорости вдувания. Предусматривается возможность регулирования паузы вдоха и автоматическая стабилизация заданной величины минутной вентиляции. В состав аппарата включен увлажнитель УДС-1П, спиромонитор СМ-1 «Аргус-1», распылители лекарственных и дезинфицирующих средств и пульт дистанционного переключения актов дыхательного цикла. Основному назначению аппарата соответствуют и широкие пределы регулирования минутной вентиляции (до 50 л/мин), частоты дыхания (10—60

мин⁻¹), отношения продолжительностей вдоха и выдоха и давления вдоха (до 10 кПа).

¹ Первая цифра в обозначении модели соответствует группе требований по ГОСТу 18856 — 81.

«Спирон-201» также предназначен для применения в отделениях реанимации и интенсивной терапии, но отличается от предыдущей модели отсутствием возможности изменения формы скорости вдувания, паузы на вдохе и автоматической стабилизации заданной величины минутной вентиляции. В нем также предусмотрена управляемая, вспомогательная и периодическая принудительная вентиляция, ИВЛ ручную, самостоятельное дыхание через аппарат. Комплектуется увлажнителем УДС-1П и распылителем лекарственных и дезинфицирующих средств, однако спиромонитор СМ-1 заменен более простым СМ-3. Как и в модели «Спирон-101», используется новое устройство для дозированной подачи кислорода и закиси азота. Количественные характеристики те же, что и для предыдущего аппарата, но верхний предел регулирования минутной вентиляции несколько ниже — 35 л/мин.

«Спирон-301» предназначен для использования во время наркоза по любому дыхательному контуру. Обеспечивает управляемую ИВЛ с пассивным выдохом, ИВЛ ручную, самостоятельное дыхание через аппарат. Позволяет получить положительное давление конца вдоха. Состав дыхательного газа задается наркозным блоком типа «Полинаркон-4П» и не влияет на установленный режим вентиляции. Назначению модели соответствуют пределы регулирования минутной вентиляции (до 25 л/мин), частоты дыхания (10—30 мин⁻¹), максимального давления вдоха — до 6 кПа (60 см вод.ст.). Отношение продолжительностей вдоха и выдоха является нерегулируемым и составляет 1:2.

«Спирон-303» применяется для проведения дыхательной реабилитации в поликлиниках, больницах, в домашних условиях, как и другие модели типа, имеет цифровые табло частоты и вентиляции. Обеспечивает ИВЛ с пассивным выдохом и при необходимости с положительным давлением конца выдоха. Укомплектован дозиметром для кислорода, распылителем лекарственных средств, волюметром, мановакуумметром, пультом дистанционного переключения актов дыхательного цикла ручную. Минутная вентиляция регулируется в пределах до 25 л/мин, частота дыхания — от 10 до 60 мин⁻¹, отношение продолжительностей вдоха и выдоха — от 2:1 до 1:3 (ступенчато).

«Спирон-401» предназначен для проведения управляемой, вспомогательной и периодической принудительной вентиляции у детей и новорожденных в отделениях интенсивной терапии и реанимации. Он позволяет осуществлять ИВЛ ручную и самостоятельное дыхание через аппарат обычным способом или с повышенным давлением. Укомплектован спиромонитором СМ-3 «Аргус-3», волюметром, увлажнителем с подогревом, дозиметром для кислорода и закиси азота.

В соответствии с назначением модели минутная вентиляция регулируется в пределах от 0,7 до 7 л/мин, частота дыхания — в диапазоне от 20 до 80

мин⁻¹, отношение продолжительностей вдоха и выдоха — от 2 : 1 до 1:3. В аппарате, как и в других моделях с регулируемым отношением продолжительностей вдоха и выдоха, при изменении этого параметра автоматически вводится поправка в показываемую на цифровом индикаторе величину установленной минутной вентиляции.

Входящий в систему аппарат «Спирон-501» имеет пневматический привод и будет рассмотрен ниже.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор вдоха постоянного потока с жесткой характеристикой и стабилизацией заданной скорости вдвухания, которая для улучшения альвеолярного газообмена модулируется колебаниями с частотой порядка 100 Гц.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, а при вспомогательной ИВЛ — по давлению. Имеется возможность переключения вручную. Распределительное устройство — разборные электромагнитные клапаны, управляемые электронной схемой.

Акт выдоха: генератор потока, создающий положительное или отрицательное давление, причем последнее обеспечивается отдельным эжектором с приводом от сжатого кислорода. В случае пассивного выдоха — генератор «нулевого» давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени, задаваемому электронной схемой, при вспомогательной ИВЛ — вследствие дыхательного усилия пациента. При использовании пульта дистанционного управления переключение управляется вручную.

«Спирон-601» предназначен для проведения высокочастотной (частота от 20 до 250 мин⁻¹) ИВЛ с регулируемым в пределах от 1:2 до 1:4 отношением продолжительностей вдоха и выдоха. Значения этих параметров приводятся на цифровых индикаторах. Аппарат имеет привод от сжатого кислорода с давлением от 2 до 6 кг/см², что позволяет осуществлять инъекционную, струйную и объемную (с помощью неререверсивного клапана) ИВЛ. Комплектуется мановакуумметром и распылителем воды. В зависимости от входного давления минутная вентиляция может регулироваться до 50 л/мин. Аппарат «Спирон-601» — единственная модель отечественного производства с пневматическим приводом и электронным управлением.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор вдоха с жесткой (струйный и объемный метод) или мягкой (инъекционный метод) характеристикой и стабилизацией давления питания.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, определяемому электронной схемой. Распределительное устройство — электромагнитный клапан.

Акт выдоха: генератор нулевого давления; обычно вследствие короткого времени выдоха возникает некоторое положительное давление в легких, зависящее от их характеристик и режима ИВЛ.

Переключение с выдоха на вдох: по времени.

ВЫПУСКАЕМЫЕ В СССР АППАРАТЫ С ПНЕВМОПРИВОДОМ

Аппарат РД-4 по характеристикам адекватно соответствует основному назначению — обеспечению ИВЛ во время наркоза и является примером конструктивного выполнения аппарата ИВЛ в виде приставки к универсальным аппаратам ингаляционного наркоза. Обеспечивает управляемую ИВЛ с пассивным выдохом по любому дыхательному контуру и использованием любых ингаляционных анестетиков. Предусмотрена независимая регулировка дыхательного объема от 0,1 до 1,2 л, минутной вентиляции в диапазоне 5 — 25 л/мин. Максимальное давление вдоха 5 кПа (50 см вод.ст.), отношение продолжительностей вдоха и выдоха 1:1,5. Аппарат укомплектован волюметром и мановакуумметром.

Специфическими особенностями модели является малый расход газа на привод — не более 50% от установленной минутной вентиляции, полная разборность (без использования инструмента) дыхательного контура и применение в линиях управления элементов струйной пневмоавтоматики (пневмоники).

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор вдоха — инжектор в совокупности с разделительной емкостью с одним мехом образуют генератор вдоха переменного потока с примерно постоянной скоростью вдувания.

Переключение со вдоха на выдох: по объему; осуществляется срабатыванием пневматического реле после полного сжатия меха. Распределительное устройство — самодействующие и пневматически управляемые клапаны.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени наполнения меха с добавлением некоторой выдержки, определяемой реле времени, задающим требуемое отношение продолжительностей вдоха и выдоха.

Аппарат «Пневмат-1» используется в качестве малогабаритной дыхательной приставки к аппарату ингаляционного наркоза «Наркон-2», но может применяться и самостоятельно. Отличительная особенность модели — фиксированные параметры вентиляции: при давлении питания, находящемся в пределах от 0,2 до 0,4 МПа (от 2 до 4 кг/см²), и расходе газа не более 4 л/мин обеспечивается минутная вентиляция 11,5 л/мин, частота дыхания 17 мин⁻¹, отношение продолжительностей вдоха и выдоха 1 : 1,5 и давление вдоха до 4,5 кПа (45 см вод.ст.). Ввиду отсутствия разделительной емкости аппарат обеспечивает неререверсивный дыхательный контур. Вследствие использования аппарата в составе аппарата ингаляционного наркоза баллонами для автономного пневмопитания «Пневмат-1» не комплектуется.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор вдоха постоянного потока, выполненный в виде инжектора, с постоянной скоростью вдувания.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому пневматическим реле, выполненным на мембранных элементах пневмоавтоматики. Распределение потоков газа в дыхательном контуре обеспечивается неререверсивным клапаном.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени, определяемому пневматическим реле с заданным отношением продолжительностей вдоха и выдоха.

Аппарат «Лада» является примером аппарата ИВЛ, выполненного на мембранных элементах промышленной пневмоавтоматики УСЭППА. Управляемая ИВЛ осуществляется по нереверсивному дыхательному контуру и с пассивным выдохом. При давлении питания 0,4 МПа (4 кг/см²) позволяет регулировку минутной вентиляции в диапазоне до 25 л/мин по шкале, калиброванной для отношения продолжительностей вдоха и выдоха 1:2; также по калиброванным шкалам регулируется частота дыхания (10 — 30 мин⁻¹) и отношение продолжительностей вдоха и выдоха в пределах от 1:1,5 до 1:3. Модель снабжена мановакуумметром и указателем фаз дыхательного цикла. Автономные источники пневмопитания в комплект поставки не входят, что затрудняет применение этого достаточно малогабаритного аппарата в экстренной реанимации.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор постоянного потока в виде инжектора, подключаемого к линии питания через стабилизатор, снижающий давление на входе в аппарат до 0,14 МПа (1,4 кг/см²).

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому пневматическим реле. Распределение потоков газа в дыхательном контуре осуществляется нереверсивным клапаном.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени, задаваемому пневматическим реле, обеспечивающим заданное отношение продолжительностей вдоха и выдоха.

Аппарат «Млада» представляет собой многофункциональную модель, обеспечивающую управляемую ИВЛ с активным или с пассивным выдохом, вспомогательную ИВЛ и ингаляцию кислородом или кислородно-воздушной смесью.

Как и рассмотренные выше модели «Пневмат-1» и «Лада», данный аппарат имеет нереверсивный дыхательный контур и по своей принципиальной схеме относится к так называемым делителям потока. Давление питания может находиться в пределах от 0,2 до 0,4 МПа (от 2 до 4 кг/см²), при этом аппарат обеспечивает параметры вентиляции, которые позволяют его применять у новорожденных и детей первого года жизни: минутная вентиляция регулируется по калиброванной шкале в диапазоне 0,4 — 3 л/мин, частота дыхания — также по калиброванной шкале — от 20 до 80 мин⁻¹. Предусмотрена регулировка отношения продолжительностей вдоха и выдоха от 1:1,5 до 1:3, разрежения при активном выдохе от 0 до 0,8 кПа (8 см вод.ст.). В режиме вспомогательной ИВЛ можно регулировать чувствительность к дыхательному усилию пациентов и длительность ожидания дыхательной попытки.

Необходимо отметить неопределенность основного назначения аппарата — сравнительно широкие возможности, отсутствие автономного источника пневмопитания затрудняет его применение в экстренных случаях; значительный расход газа, равный 50% от установленной минутной вентиляции и дополнительно 7 л/мин на привод, и отсутствие увлажнителя не соответ-

вуют требованиям, предъявляемым к аппаратам для длительной ИВЛ, а отсутствие разделительной емкости не позволяет соединить данную модель с аппаратом ингаляционного наркоза и осуществить реверсивный дыхательный контур.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор постоянного потока, выполненный в виде инжектора и обеспечивающий постоянную скорость вдувания.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому пневматическим реле. Распределение потоков газа в дыхательном контуре обеспечивается пневматически управляемыми клапанами.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления или, при активном выдохе, генератор отрицательного давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени, задаваемому пневматическим реле с заданным отношением продолжительностей вдоха и выдоха, или вследствие дыхательного усилия пациента.

Аппарат «Дар-03» обеспечивает управляемую ИВЛ с пассивным выдохом и предназначен для экстренной реанимации. Аппарат небольшого размера и массы в сочетании с простотой управления, сводящегося к использованию двух органов управления — минутной вентиляции (верхний предел 20 л/мин) и частотой дыхания ($10 — 40 \text{ мин}^{-1}$), в целом соответствует основному назначению. Необходимым требованием к аппаратуре подобного назначения является комплектование аппарата жесткой укладкой — чехлом с малогабаритным баллоном для сжатого кислорода.

Функциональный анализ аналогичен анализу аппарата «Пневмат-1».

Аппарат ДП-9 обеспечивает управляемую ИВЛ с активным выдохом у взрослых пациентов и предназначен для экстренной реанимации в стационарных или полевых условиях. Этому назначению соответствует выполнение аппарата в металлической укладке, в которой, кроме собственно аппарата, размещены два двухлитровых баллона с кислородом, отсасыватель с пневмоприводом и комплект принадлежностей и запчастей. Предусмотрена и возможность питания от внешних источников с давлением газа от 0,4 до 1 МПа ($4—10 \text{ кг/см}^2$). Расход газа при вентиляции 10 л/мин составляет 7 л/мин.

При организации переключения фаз дыхательного цикла по давлению аппарат позволяет независимо устанавливать по показаниям мановакуумметра давление конца вдоха от 1,5 до 3 кПа (от 15 до 30 см вод.ст.), разрежение выдоха от 0,5 до 1 кПа (от 5 до 10 см вод.ст.), а также регулировать минутную вентиляцию в пределах 7—20 л/мин, причем калиброванная шкала отсутствует. Отношение продолжительностей вдоха и выдоха не регулируется и в зависимости от установки других органов управления может находиться в пределах от 1:1,3 до 1:2,5. Такие функциональные характеристики не соответствуют назначению аппарата вследствие низкой стабильности метода переключения и свойственной ему плохой управляемости. Диапазон установки давления конца вдоха явно недостаточен. Активный выдох увеличивает расход газа.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор вдоха постоянного потока с постоянной скоростью вдувания.

Переключение со вдоха на выдох: по давлению. В схеме управления применен струйный пневмоэлемент, управляющий клапанами в дыхательном контуре и линии привода.

Акт выдоха: генератор потока, параллельно которому подключен клапан сброса давления в начальной части выдоха.

Переключение с выдоха на вдох: по давлению (разрежению) в дыхательном контуре.

Аппарат «Кокчетав» представляет собой модель «Пневмат-1», размещенную в металлическом футляре вместе с кислородным облегченным баллоном емкостью 2 л и набором принадлежностей и запчастей. Предусмотрена возможность питания и от внешнего источника с давлением газа до 1 МПа (10 кг/см²). Функциональные свойства такие же, что и у аппарата «Пневмат-1».

Аппарат «Эол» имеет специфическое назначение — обеспечить ИВЛ во время бронхоскопии с сохранением возможности осмотра и манипуляций через открытый верхний конец бронхоскопа. Включает в себя головку, прикрепляемую к рукоятке бронхоскопа и соединяемую пневмокабелем с блоком управления. Аппарат обеспечивает управляемую ИВЛ с пассивным выдохом, фиксированной частотой (20 мин⁻¹) и минутной вентиляцией, регулируемой в пределах 5—20 л/мин. В состав аппарата входит мановакуумметр.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор постоянного потока в виде инжектора с кольцевым соплом переменного сечения. Диффузором инжектора является трубка бронхоскопа, вследствие чего через верхний открытый ее конец подсасывается воздух.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому пневматическим мембранным реле.

Акт выдоха: вследствие соединения с атмосферой диффузора инжектора — генератор «нулевого» давления. Ввиду предусмотренного в аппарате сдувания в сторону от лица врача выдыхаемого воздуха возможно создание небольшого разрежения, распространяющегося в некоторых случаях и на легкие. В это время является генератором отрицательного давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени, создаваемому пневматическим реле с обеспечением заданного превышения длительности выдоха по сравнению с длительностью вдоха.

Аппарат «Спирон-501» предназначен для оживления новорожденных, родившихся в состоянии асфиксии, и применяется в родильных залах. Чтобы обеспечить полное соответствие технико-экономических характеристик данным условиям применения, аппарат выполнен с приводом от внешнего источника сжатого кислорода и переключением актов дыхательного цикла вручную. Обеспечивается минутная вентиляция до 3 л/мин и максимальное давление во время вдоха до 6 кПа (60 см вод.ст.). В аппарате имеются мановакуумметр и отсасыватель с пневмоприводом.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор постоянного потока, выполненный в виде регулируемого стабилизатора давления. При большой продолжительности вдвухания стабилизируемое давление может создаться и в легких, в этом случае генератор вдоха является генератором давления.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому вручную.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления. Переключение с выдоха на вдох: по времени, задаваемому вручную.

НАИБОЛЕЕ РАСПРОСТРАНЕННЫЕ В СССР ЗАРУБЕЖНЫЕ АППАРАТЫ

Аппарат «Сервоventилятор-900». Три близкие модификации этого типа — «Сервоventилятор-900», «Сервоventилятор-900В» и «Сервоventилятор-900С» предназначены для использования в реанимации и имеют привод от источников сжатых газов (кислород, сжатый воздух и закись азота) и одновременно от электросети, питающей линии управления и измерения. Дыхательный контур — нереверсивный. Отличием модели «Сервоventилятор-900В» является возможность периодической принудительной вентиляции; отдельно к этой модели придаются измерительные приборы: анализатор углекислого газа, измеритель характеристик легочной механики, монитор-сигнализатор для установки на централизованном посту наблюдения за пациентами. Модель «Сервоventилятор-900С» отличается от предыдущих встроенным измерителем восьми характеристик режима ИВЛ и расширенными диапазонами установки минутной вентиляции, частоты дыхания и частоты принудительной периодической ИВЛ, что позволяет применять аппарат у детей.

Характерными особенностями аппаратов данного типа является:

— насыщенность электронными средствами измерения и сигнализации;

— широкие функциональные возможности, включающие проведение управляемой, вспомогательной и периодической принудительной ИВЛ, самостоятельного дыхания под повышенным давлением, ИВЛ вручную, переключение на выдох по времени или по давлению, изменение формы скорости вдвухания, получение отрицательного, нулевого или положительного давления в конце выдоха и т.д.;

— разборная конструкция дыхательного контура;

— возможность изменения состава подаваемой пациенту газовой смеси.

Аппараты позволяют устанавливать минутную вентиляцию до 30 л/мин («Сервоventилятор 900С» — до 40 л/мин), частоту дыхания до 60 мин⁻¹ («Сервоventилятор 900С» — до 120 мин⁻¹), задержку на вдохе до 30% от длительности вдоха, длительность вдоха от 15 до 50% от длительности дыхательного цикла («Сервоventилятор 900С» — от 20 до 80%), давление дыхательного цикла до 10 («Сервоventилятор 900С» — до 12) кПа. Отдельно продаются дозиметры для сжатых газов, увлажнитель, блок активного выдоха и

т.п. Средства измерения и сигнализации данного аппарата подробно охарактеризованы в главе 6.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератором вдоха является мех большой емкости, наполняемый во время выдоха потоком газа от внешнего источника, а во время вдоха сжимаемый пружинами. Изменение натяжения пружин позволяет придавать генератору вдоха различные свойства. Когда начальное давление в мехе гораздо выше максимального давления вдоха, то генератор вдоха работает как генератор переменного потока с почти постоянной скоростью вдувания. Если начальное давление в мехе равно или незначительно превышает максимальное давление вдоха, то генератор обладает свойствами генератора низкого давления с присущей ему убывающей скоростью вдувания.

Переключение со вдоха на выдох: основной механизм обеспечивает переключение по времени. Канал измерения текущего значения давления дыхательного цикла позволяет осуществить и переключение по давлению. Распределительное устройство — пережимные клапаны, управляемые в линии вдоха шаговым электродвигателем, а в линии выдоха — электромагнитом.

Акт выдоха: при пассивном выдохе — генератор «нулевого» давления, генератор потока в виде отдельного эжектора применяется при активном выдохе.

Переключение с выдоха на вдох: по времени или достижении заданного разрежения, создаваемого эжектором или, во время вспомогательной ИВЛ, дыхательным усилием пациента.

Аппарат «Энгстрем-300» сохраняет принципы построения, отработанные фирмой в течение предыдущих 25 лет и хорошо себя зарекомендовавшие в моделях «Энгстрем-150» и «Энгстрем-200». Три близкие модификации аппарата предназначены для применения во время реанимации, имеют привод от электросети. Обеспечивается управляемая вентиляция с активным или пассивным выдохом.

Отличительной особенностью всех упомянутых моделей является использование мощного поршневого насоса, работающего с частотой дыхания, последовательно с которым включена еще и разделительная емкость с мешком. Для активного выдоха используется эжектор, в который поступает воздух во время выдоха из того же поршневого насоса. Соответственно такой схеме аппарат позволяет по калиброванным шкалам независимо устанавливать частоту дыхания (от 12 до 35 мин⁻¹) путем изменения передаточного числа вариатора, установленного между электродвигателем и кинематическим механизмом насоса, а также минутную вентиляцию (до 30 л/мин) с помощью дросселя, который расположен на входе в мешок разделительной емкости. Выпуск части воздуха из ее внешней полости используется для регулирования скорости вдувания. Отношение продолжительностей вдоха и выдоха фиксировано на значении 1:2. Несмотря на большое количество механических узлов, аппараты этого типа обладают высокой надежностью рабо-

ты, хотя и требуют для ее обеспечения хорошего технического обслуживания.

Аппарат комплектуется прибором для измерения дыхательного объема, измерителями давления в дыхательном контуре и линии привода, увлажнителем.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор переменного потока в виде поршневого насоса, работающего с частотой дыхания. Кинематика привода обеспечивает синусоидальную форму скорости вдувания. Распределение газа обеспечивается самодействующими и в линии выдоха пневматически управляемыми клапанами.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, определяемому настройкой вариатора, установленного между электродвигателем и поршневым насосом, с учетом сброса давления при рабочем ходе поршня до того момента, когда он достигает мертвой точки.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления при пассивном выдохе, при активном выдохе генератор переменного потока.

Аппарат «Энгстрем-Эрика» является первым аппаратом ИВЛ, в котором использовано микропроцессорное управляющее устройство. Силовая часть аппарата требует питания сжатым воздухом и кислородом, а подключение к электросети необходимо для питания цепей управления и измерения. Аппарат предназначен для длительной работы в реанимационных отделениях и обеспечивает широкий выбор режимов работы — управляемую, вспомогательную и периодическую ИВЛ, периодическое раздувание легких, периодическую ИВЛ с автоматическим включением при снижении интенсивности самостоятельного дыхания, обычное самостоятельное дыхание через аппарат. Предусмотрен только пассивный выдох и возможность повышения давления в конце выдоха.

В схеме аппарата традиционно используется разделительная емкость. Особенностью аппарата является автомагическое поддержание заданного дыхательного объема в диапазоне 0,1—2 л. Частота дыхания устанавливается в диапазоне от 0,4 до 40 мин⁻¹, причем малые значения частоты используются в режиме периодической принудительной ИВЛ. Отношение продолжительностей вдоха и выдоха регулируется в пределах от 1:3 до 3:1. Минутная вентиляция до 30 л/мин. В аппарате предусмотрена также регулировка скорости вдувания газовой смеси, что в сочетании с переключением актов дыхательного цикла по времени позволяет установить переменную длительность паузы вдоха.

Встроенные измерительные средства дают возможность измерить 8 различных характеристик режима работы, включая растяжимость легких и сопротивление дыхательных путей. Ряд каналов измерения охвачен сигнализацией и может выявлять медленные тенденции изменения измеряемых величин. Средства измерения и сигнализации данного аппарата подробнее описаны в главе 6.

Функциональный анализ. Акт вдоха: генератор переменного потока, обеспечивающий примерно постоянную скорость вдувания и выполненный в

виде мембранного насоса с пневматическим приводом, работающего с частотой дыхания.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому электронной схемой; распределение потоков газа в дыхательном контуре аппарата обеспечивается электромагнитными клапанами. Возможно также переключение по давлению.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления, однако выдыхаемый газ выводится не непосредственно в атмосферу, а в дополнительную разделительную емкость, которая используется для измерения его объема.

Переключение с выдоха на вдох: по времени или при вспомогательной ИВЛ вследствие дыхательного усилия пациента.

Аппарат «Универсальный вентилятор UV-1» фирмы «Дрегер», как и аппараты «Сервоventилятор-900» и «Энгстрем-Эрика», относится к аппаратам с комбинированным приводом, т.е. его питание осуществляется от сжатых газов и от электросети, причем сжатый воздух в количестве до 15 л/мин расходуется и на работу систем управления. Аппарат предназначен для управляемой или вспомогательной ИВЛ с пассивным выдохом. Обеспечивается также периодическая принудительная вентиляция, периодическое раздувание легких, ИВЛ ручную и самостоятельное дыхание (в том числе и под повышенным давлением) через аппарат. Традиционная для аппаратов фирмы схема с разделительной емкостью, включающей мех и устройство для ограничения амплитуды его движения, в сочетании с переключением актов дыхательного цикла по времени и регулировкой скорости поступления воздуха во внешнюю полость разделительной емкости обеспечивает нужную длительность паузы вдоха. Подробно схема рассмотрена в главе 4. Несмотря на наличие разделительной емкости, вентиляция по реверсивному дыхательному контуру не предусмотрена.

В соответствии с такой схемой в аппарате можно независимо устанавливать частоту дыхания (от 7 до 70 мин⁻¹) и дыхательный объем (до 1,7 л) и минутную вентиляцию до 25—30 л/мин. Отношение продолжительностей вдоха и выдоха регулируется в пределах от 2:1 до 1:4. Непосредственно в аппарат встроены канал измерения давления в дыхательном контуре, который также позволяет осуществить переключение актов дыхательного цикла по давлению. Для измерения минутной вентиляции и дыхательного объема используется отдельный прибор — «Спиролог-1».

Функциональный анализ. Акт вдоха: наличие разделительной емкости придает генератору вдоха свойства генератора переменного потока.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому электронной схемой, или по давлению. Переключающий механизм включает несколько электромагнитных и пневматически управляемых клапанов.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления.

Переключение с выдоха на вдох: по времени; при вспомогательной вентиляции — вследствие дыхательного усилия пациента.

ОБЕЗЗАРАЖИВАНИЕ АППАРАТОВ ИВЛ

Обеззараживание аппаратов ИВЛ является необходимой мерой для предупреждения перекрестного инфицирования больных и профилактики внутрибольничной инфекции.

Дыхательный контур аппаратов — это полая газопроводящая система, которая находится в тесном контакте с воздухом, выдыхаемым и вдыхаемым больными. Бактериальному обсеменению подвергаются элементы дыхательного контура, которые находятся в непосредственном контакте с кожей и слизистой оболочкой дыхательных путей больных (лицевые маски, трахеальные трубки, трахеостомические канюли, мундштуки-загубники и т.д.) Установлено также распространение микроорганизмов с потоком выдыхаемого газа по линии выдоха дыхательного контура, откуда при работе по реверсивному (закрытому, полужакрытому) дыхательному контуру микрофлора свободно проникает в линию вдоха [Pandit et al., 1967; Babington et al., 1971; du Moulin, Hedley-White, 1982]. Однако и при работе по нереверсивному (открытому, полуоткрытому) дыхательному контуру узлы аппаратов, составляющие линию вдоха, также подвергаются бактериальному загрязнению. В первую очередь это касается присоединительных элементов (коннекторов, адаптеров, тройников, всевозможных соединительных трубок и т.д.), составляющих так называемую неразделенную часть дыхательного контура, но микрофлора проникает также и в шланг вдоха. Этому способствует диффузия водяных паров, несущих микроорганизмы, пульверизационный (разбрызгивающий) эффект газовой струи, кашель больных внутрь аппарата, так называемый эффект перепуска клапанов вдоха и т.д.

При работе по нереверсивному контуру, если выдыхаемый газ по шлангу выдоха поступает в аппарат (это свойственно большинству аппаратов ИВЛ), а не выходит наружу непосредственно из нереверсивного клапана, инфицирование больного может наступить в результате стекания из шланга выдоха в дыхательные пути больного конденсата, обильно насыщенного патогенной микрофлорой. Наконец, необходимо учитывать поступление в дыхательные пути больного бактериальной микрофлоры окружающего воздуха, зараженность которого может быть значительно увеличенной также за счет выброса патогенных микроорганизмов из линии выдоха аппаратов, особенно при одновременной ИВЛ у нескольких больных в одном помещении.

Таким образом, можно считать доказанным как сам факт обсеменения аппаратов бактериальной микрофлорой, так и возможность перекрестного инфицирования ею больных [Вартазарян Д.В., Курпосова Л.М. и др., 1980; Lumley, 1976]. Однако если возможность внесения бактерий в дыхательные пути доказана, то все еще спорным остается вопрос о последствиях такого инфицирования. Достаточно ли количество микроорганизмов и настолько ли они вирулентны, чтобы преодолеть иммунологические барьеры и, в частности, фагоцитарную активность слизистой оболочки дыхательных путей и вызвать патологические процессы? Ряд исследователей выражают сомнения по этому поводу [du Moulin, Saubermann, 1977; Garibaldi et al., 1981; du Moulin,

Hedley-White, 1982]. Однако другие авторы считают, что больные, у которых применяется дыхательная аппаратура, весьма подвержены респираторным заболеваниям. У многих из них организм ослаблен основным или сопутствующими заболеваниями, снижающими сопротивляемость; интубация или трахеостомия, а также само по себе воздействие ИВЛ, особенно при недостаточном увлажнении и обогреве вдыхаемого газа, могут влиять на состояние слизистой оболочки и активность мерцательного эпителия дыхательных путей. Все это увеличивает опасность возникновения патологического процесса вслед за перекрестным инфицированием и делает необходимыми меры по обеззараживанию аппаратов искусственной вентиляции легких [Olds et al., 1972; Roberts, 1973; Sanford, Pierce, 1980; Donowitz et al., 1982].

Микрофлора аппаратов и ее локализация. Микробная флора, обнаруживаемая в аппаратах ИВЛ, чрезвычайно разнообразна. Наиболее часто встречается золотистый, стафилококк, синегнойная палочка, пневмобактерия Фридлендера, негемолитический и зеленающий стрептококки, а также другие микроорганизмы, в том числе микобактерии туберкулеза.

Наибольшая бактериальная обсемененность наблюдается в тройнике пациента и коннекторах, в шланге (особенно гофрированном) и клапане выдоха, в увлажнителе и сборнике конденсата. Бактериальное загрязнение адсорбера и испарителей анестетиков чрезвычайно мало, что может быть объяснено бактериостатическим действием натронной извести и жидких анестетиков. При прочих равных условиях бактериальное загрязнение металлических деталей значительно меньше, чем деталей из резины и особенно пластмасс. Объясняется это явлениями аутостерилизации за счет олигодинамического действия ионов металла, а также тем, что гладкие металлические поверхности не удерживают большого количества частиц, несущих микроорганизмы.

Некоторые определения. Обеззараживание (деконтаминация) — процесс, приводящий к устранению загрязнения и снижению, вплоть до полного уничтожения, бактериальной обсемененности объектов, подвергаемых соответствующей обработке. Таким образом, обеззараживание — это общий термин, подразумевающий и очистку, и дезинфекцию, и стерилизацию.

Очистка — удаление инородных веществ с поверхностей объекта, приводящее к уменьшению (но не уничтожению) бактериального загрязнения.

Дезинфекция — уничтожение только вегетативных (неспорообразующих) форм бактерий. Сравнительно недавно этот термин относился к уничтожению только патогенных микроорганизмов. Однако в настоящее время понятие «патогенный» и «непатогенный» микроорганизмы утратило свое абсолютное значение. Дезинфекция считается достигнутой при уничтожении 99,99% бактерий.

Стерилизация — уничтожение всех микроорганизмов, в том числе вегетативных форм бактерий, спор, вирусов; не может иметь места понятие «практически стерильный»: объект может быть либо стерильным, либо нестерильным.

МЕТОДЫ ОБЕЗЗАРАЖИВАНИЯ

Сложность устройства аппаратов ИВЛ, наличие в их конструкции труднодоступных участков, а также различных по физико-химическим свойствам материалов ограничивают применение многих широко используемых методов и средств дезинфекции и стерилизации. Поэтому ни в коем случае не следует игнорировать любые доступные методы обеззараживания, приводящие если не к полному уничтожению, то к значительному снижению бактериальной загрязненности аппаратов.

Очистка аппаратов. Обязательным условием надежности обеззараживания аппаратов является предварительная или так называемая предстерилизационная очистка. Она должна уменьшить количество микроорганизмов и удалить пирогенные вещества, кусочки тканей и органические остатки, которые могут быть токсичными сами по себе или препятствовать дальнейшему процессу дезинфекции или стерилизации.

Наиболее широко распространенным методом очистки является применение водных растворов моющих средств. При этом съемные и разборные детали, а также присоединительные элементы аппаратов подвергаются очистке (мойке) путем полного погружения в растворы, а поверхности частей или весь аппарат, если они не могут быть погружены в растворы, подвергаются протиранию моющими средствами.

Существуют следующие способы мойки: ручной, механизированный с помощью специальных моечных машин и ультразвуковой.

Ручная мойка деталей аппаратов и присоединительных элементов. Процесс мойки включает ряд последовательных этапов:

1. Разборка узлов, снятие шлангов, присоединительных элементов, крышек клапанных коробок, отсоединение и опорожнение сборников конденсата и т.д.

2. Предварительная промывка разобранных узлов, которую осуществляют под струей очень теплой проточной воды с мылом и как можно быстрее после применения аппаратов.

3. Замачивание, при котором раствор проникает через загрязняющие наложения, размягчает их и отделяет от поверхности объектов. Обрабатываемые элементы погружают на 15 мин в свежеприготовленный горячий раствор моющего средства. Последнее необходимо выбирать по его детергентным свойствам, а не по дезинфицирующему действию.

Согласно рекомендациям Всесоюзного научно-исследовательского института дезинфекции и стерилизации (ВНИИДиС), лучшие результаты мойки обеспечиваются применением 0,5% раствора перекиси водорода и моющего средства («Новость», «Лотос», «Астра», «Прогресс», «Сульфанол», «Триас-А»). Синтетические моющие средства в 0,5% концентрации обладают высокой моющей способностью, хорошо разрыхляют различного рода загрязнения, не влияют на качество металла, пластмасс, резины и легко с них смываются. При температуре 50°C активность моющих растворов возрастает.

Для приготовления 1 л моющего раствора 0,5% концентрации следует брать 20 мл пергидроля (30—33% H_2O_2), 975 мл водопроводной воды, нагретой до 50°C, и 5 г моющего средства.

4. Окончательная мойка осуществляется в том же растворе, в котором были замочены элементы и детали аппаратов. Детали моют ватно-марлевыми тампонами или пыжами. Не следует пользоваться для мытья щетками или «ершами», от которых могут остаться на внутренних поверхностях деталей щетинки. Марлевые тампоны и пыжи после однократного использования следует выбрасывать.

5. Прополаскивание после мойки удаляет с деталей остатки моющего раствора. Вымытые детали прополаскивают сначала в проточной, а затем в дистиллированной воде.

Предварительную промывку, замачивание и мойку деталей удобно проводить в любой моечной установке, имеющей две рядом расположенные раковины. Пензенский завод «Дезхимоборудование» выпускает специальную мойку с двумя отделениями, снабженную смесителем для холодной и горячей воды с душевой сеткой на гибком шланге. Такая мойка входит в «Комплекс оборудования для оснащения центра обработки наркоточно-дыхательной аппаратуры».

6. Сушка. Чистые детали выкладывают на стерильную простыню и тщательно высушивают. Если детали не будут подвергаться дальнейшему обеззараживанию, то сушка важна потому, что влага способствует росту грамположительных бактерий. Если же для дальнейшего обеззараживания применяется жидкий дезинфектант, то остатки воды на поверхности деталей будут разбавлять раствор дезинфектанта и понизят его эффективность.

Очистка, проведенная по указанной выше методике, по данным ВНИИДиС, снижает бактериальную обсемененность в 1000 раз.

Ручная мойка имеет ряд недостатков: большие трудозатраты, прямое соприкосновение рук персонала с загрязненными деталями и моющим раствором, невозможность строго регламентировать качество очистки, которое зависит от квалификации и усердия персонала. Поэтому все более широкое применение находит способ механизированной мойки. Он осуществляется в специальных моечных машинах. Заводом «Дезхимоборудование» выпускается «Машина моечная стационарная для элементов наркоточно-дыхательной аппаратуры». Она входит в состав упомянутого выше комплекса. После предварительной промывки и замачивания детали помещают в специальную кассету, которую устанавливают в моечную машину. В автоматическом режиме в течение 30 мин осуществляется мойка деталей горячим (45°C) раствором синтетических моющих средств и прополаскивание. Кассета с вымытыми деталями перемещается на специальной подвижной стойке и устанавливается в гнезде сушильного устройства. Сушка деталей осуществляется потоком фильтрованного воздуха, нагретого до 60°C.

В последние годы используются ультразвуковые моющие установки, производящиеся во многих странах. Ультразвуковая очистка достигается

благодаря кавитации, возникающей под действием ультразвука, а также вследствие «эффекта перемешивания» растворителей.

В ультразвуковом дезинфекционном промывателе модели RS-500D фирмы «Татэбэ» (Япония) сочетание ультразвуковых воздействий мощностью до 600 Вт с покачиванием моечной камеры обеспечивает удаление воздуха из очищаемых изделий и перемешивание моющего раствора, что повышает эффективность промывки. Мощная форсунка со скрещиванием струй обеспечивает быстрый и равномерный смыв. Примерно через каждые 2 мин осуществляется автоматический спуск грязной воды. В медицинском ультразвуковом очистителе Ми-212 фирмы «Шарп корпорейшн» (Япония), помимо очистки, осуществляется и дезинфекция за счет использования раствора хлоргексидина.

Универсальная ультразвуковая установка для очистки различного рода загрязнений лабораторной посуды, медицинского инструмента и мелких деталей выпускается и в нашей стране.

Дезинфекция аппаратов. Тепловые методы. Для обеззараживания аппаратуры наиболее широкое применение находит так называемое влажное тепло.

Пастеризация. Детали погружают на 10—15 мин в воду, нагретую до 65—70°C. Погружение должно быть полным. Имеются специальные установки для пастеризации, представляющие собой водяные бани с нагревателями и извлекаемыми сетками для деталей. Подвергшиеся пастеризации детали тщательно высушивают в стерильных простынях и сохраняют сухими в асептических условиях. Пастеризация разрушает большую часть неспорообразующих бактерий. Преимущества этого метода в его простоте и отсутствии повреждающего действия на материал деталей.

Кипячение. Продолжающееся, не менее 30 мин кипячение при 100°C убивает все вегетативные (неспорообразующие) бактерии, большинство спорообразующих и почти все вирусы. Для надежной дезинфекции необходимо учитывать высоту над уровнем моря и на каждые 300 м подъема над уровнем моря удлинять время кипячения на 5 мин. Во избежание образования на деталях накипи следует пользоваться дистиллированной водой. Для более эффективного разрушения спор, а также для предотвращения коррозии металлов рекомендуется подщелачивать воду добавлением гидрокарбоната натрия в количестве 20 г/л. Все детали при кипячении должны быть покрыты слоем воды не менее 5 см. После кипячения, как и после пастеризации, детали должны быть высушены и законсервированы в асептических условиях. Достоинство метода — его простота, эффективность, доступность. Недостаток — кумулятивное разрушающее действие по отношению к нетермостойким материалам аппаратов.

Химические методы. Все химические дезинфектанты должны быть высокоэффективными, простыми в эксплуатации и позволяющими избежать токсического действия для больных и персонала, не должны разрушать материал аппаратов при многократной дезинфекции. Следует учитывать, что ни один из дезинфектантов не гарантирует полного уничтожения всех вегета-

тивных бактерий. Грамотрицательные микроорганизмы труднее убиваются химическими дезинфектантами, чем грамположительные. Туберкулезные и другие кислотоустойчивые бактерии обладают высокими свойствами сопротивления, а споры — еще большими.

Активность дезинфектантов возрастает при более высоких концентрациях и температурах растворов. Большие объемы растворов являются более эффективными при одинаковой их концентрации; чем длительнее погружение, тем эффективнее обеззараживание (однако следует учитывать, что раствор дезинфектанта при нахождении в нем объектов дезинфекции считается действующим не более 24 ч). Все химические дезинфектанты инактивируются обильным промыванием водой, мылом, синтетическими детергентами.

Формальдегид. Бесцветный газ, хорошо растворимый в воде, с резким запахом. Водные растворы формальдегида успешно применяются в качестве дезинфицирующего средства в жидком и парообразном виде, обладают высокой бактерицидной активностью. В качестве жидкого дезинфектанта используют 3% раствор формальдегида, который заливают в плотно закрываемые емкости из стекла, пластмассы или эмалированного металла. Дезинфекцию производят при полном погружении деталей в раствор в течение 30 мин. Экспозицию увеличивают до 90 мин при инфицировании микобактериями туберкулеза. Для нейтрализации формальдегида детали промывают 10% раствором аммиака и погружают на 60 мин в стерильную воду, периодически прополаскивая до полного удаления остатков аммиака и запаха формальдегида.

Перекись водорода. Является хорошим окислителем. Эффективна преимущественно в отношении грамотрицательной флоры. Выпускается промышленностью в виде 30—33% водного раствора под названием «Пергидроль». Для дезинфекции употребляют 3 % водный раствор, в который погружают детали на 80. мин. Прополаскивание, сушка и хранение деталей аналогичны описанным выше. В рекомендуемой концентрации растворы перекиси водорода не вызывают коррозии металлов, не портят резиновые и пластмассовые поверхности.

Хлоргексидин (гибитан) [1,6-ди-(N-р-хлорфенилдигуанидо)-гексан. Получил признание как высокоэффективный дезинфектант, обладающий широким спектром действия, в том числе и в отношении синегнойной палочки, малотоксичен, не раздражает кожу и слизистые оболочки. При многократном применении незначительно повреждает материалы аппаратов. Для дезинфекции используют 0,1—1% водные или спиртовые растворы хлоргексидина в жидком или парообразном виде. Съёмные детали дезинфицируют погружением в 0,5% водный раствор на 30 мин, после чего промывают стерильной водой в течение 10—15 мин и сушат.

Для дезинфекции аппаратов в собранном виде используют 0,5% спиртовой раствор (1 г 20% водного раствора хлоргексидина растворяют в 40 мл абсолютного этилового спирта). Раствор заливают в испаритель наркозного блока аппарата ИВЛ либо в предварительно опорожненный увлажнитель или каюю-либо другую емкость, включенную в дыхательный контур аппарата.

Вентиляцию ведут по полузакрытому контуру в течение 1 ч при газотоке 2 л/мин. По истечении указанного времени остатки дезинфектанта удаляют, аппарат проветривают по полуоткрытому контуру в течение 15 мин.

Спирты. Этиловый и изопропиловый спирты являются активными дезинфектантами. Этиловый спирт бактерициден в концентрациях от 50 до 95%; наилучшая концентрация этилового спирта 70%, изопропилового — 50%. Большинство вегетативных форм бактерий уничтожается при погружении деталей в спирт на 5 мин. Непременным условием эффективности является тщательная предварительная очистка деталей: кровь и белковые вещества служат барьером для дезинфекции спиртом. Оба спирта считаются одними из лучших агентов при обеззараживании деталей, инфицированных микобактериями туберкулеза; споры спирты не убивают, а на вирусы действуют непостоянно. Спирты весьма летучи, поэтому после погружения в них детали не требуют ни полоскания, ни сушки.

Для дезинфекции используют также 1 % раствор надуксусной кислоты или 0,1% (по надуксусной кислоте) раствор препарата «Дезоксон-1»; 1% (по активному йоду) раствор йодоната; 1% водный раствор глютарового альдегида. Экспозиция при погружении деталей в эти растворы — 15 мин.

К числу активных химических дезинфектантов относятся и соединения фенола (карболовой кислоты), четвертичные аммониевые соединения, гексахлорофен и т.д. Эти препараты используют почти исключительно для наружной обработки аппаратов, баллонов, столиков, подставок, тележек и другого оборудования.

Процесс дезинфекции съемных деталей аппаратов ИВЛ может быть также механизирован с помощью специальных машин, в которых, помимо мойки, производится последующее обеззараживание с помощью химических дезинфектантов.

Так, в автоматизированной машине «Сидематик» американской фирмы «Арбрук мануфакчуриг» в качестве дезинфицирующего вещества используется препарат «Сидекс» — 2% раствор глютаральдегида, который после окончания промывания и полоскания автоматически нагнетается в моечную камеру. По окончании 10-минутного цикла дезинфекции раствор перекачивается обратно в резервуар для повторного использования. Детали подвергаются 4 циклам полоскания для удаления следов препарата и затем высушиваются центрифугированием. Запрограммированное время полного цикла обработки — 87 мин.

Специальное устройство для очистки и дезинфекции выпускает фирма «Миле» (ФРГ). В этом устройстве предусмотрена мойка и термическая дезинфекция. В моечную камеру помещают съемные детали аппаратов ИН и ИВЛ, при этом мешки, шланги, трахеальные трубки насаживают на специальные сопла. Циркуляционный насос производительностью 190 л/мин подает в камеру и разбрызгивает на внутреннюю поверхность надетых на сопла изделий раствор моющих средств при температуре 65°C. По окончании мойки осуществляется нейтрализация остатков щелочных детергентов слабыми кислотами, затем детали прополаскиваются и подвергаются термической де-

зинфекции водопроводной водой, нагретой до температуры около 100°C. В течение 13¹/₂ мин происходит нагревание дезинфицируемых изделий до 95°C, затем следует 3-минутная выдержка при этой температуре, после чего камера опорожняется и изделия сушатся. Весь процесс обеззараживания занимает приблизительно 34 мин и управляется автоматически с помощью программных перфокарт и электронных приборов контроля.

Стерилизация аппаратов. Тепловые методы. Сухое тепло. Для стерилизации необходима температура 150—180°C. Ее можно достичь прямым обжиганием (например, в пламени горящего спирта). Этот метод может применяться лишь для ограниченного числа инструментов (например, металлический мандрен для трахеальных трубок).

Влажное тепло. Насыщенный пар под избыточным давлением широко применяется в качестве стерилизующего агента для разрушения всех форм микроорганизмов.

Чем выше температура, тем быстрее происходит стерилизация. Так, длительность стерилизации паром при 120°C и давлении 1,1 ати (110 кПа) составляет 45 мин. При 132°C и давлении 2 атм (200 кПа) время сокращается до 20 мин.

Автоклавирование убивает все бактерии, споры и вирусы, обеспечивает отличную проникающую способность и позволяет стерилизовать внутренние поверхности деталей, находящихся в упаковке. Преимуществами метода являются надежность, быстрота, экономичность, отсутствие токсических веществ или их остатков. Детали можно упаковывать заранее и сохранять стерильными вплоть до их применения.

Основной недостаток заключается в повреждении деталей из нетермостойких материалов и коррозии некоторых металлов. Метод не вызывает гибели микроорганизмов под слоем жира или порошка, что требует тщательной предстерилизационной очистки деталей.

Химические методы. Некоторые жидкие химические дезинфектанты могут быть использованы и как стерилизующие агенты при увеличении их концентрации и времени стерилизационной выдержки. Например, для стерилизации можно использовать 6% раствор перекиси водорода при комнатной температуре, погружая в него детали на 6 ч.

К химическим методам стерилизации относятся так называемые газовые методы. Высокоэффективным стерилизующим газом является окись этилена. Бактерицидное действие достигается за счет алкилирования, при котором разрушаются все микроорганизмы, в том числе микобактерии туберкулеза и споры. Чистая окись этилена легко воспламеняется и взрывоопасна. Поэтому ее разбавляют фтор- или бромзамещенными углеводородами или углекислым газом. В Советском Союзе выпускают взрывобезопасную смесь окиси этилена с бромистым метилом (смесь ОБ). Разбавители не влияют на бактерицидную активность окиси этилена.

Окись этилена очень токсична. Она кипит при 11°C, имеет специфический фруктово-ароматный запах. Важно знать, что запах газа чувствуется только тогда, когда его концентрация составляет около 1500 мг в 1 м³ возду-

ха, т.е. когда она значительно выше максимально допустимой концентрации газа на рабочем месте, равной По нормам 1 мг/м³ воздуха.

Для эффективной стерилизации необходима концентрация окиси этилена 400—1000 мг/л. Качество стерилизации в значительной мере зависит от температуры. В большинстве автоматических камер для стерилизации окисью этилена поддерживается температура 40—60°C. Сухие или обезвоженные микробные клетки более стойки к разрушению, чем влажные. Влага усиливает проникновение окиси этилена в клетку. Загруженные в камеру изделия подвергаются воздействию водяного пара, нагретого до 50°C. Пар конденсируется на изделиях, увлажняя и обогревая их. Для компенсации малой влажности увеличивают время стерилизации; стерилизация осуществляется в течение 1—12 ч.

Остаточный газ удаляют под влиянием окружающего воздуха или с помощью механических аэраторов.

Стерилизация окисью этилена высокоэффективна, не повреждает материалы аппаратов. Самый большой недостаток — необходимость значительного запаса стерилизуемых деталей и самих аппаратов в связи с длительным временем стерилизации и последующей аэрации. Другие недостатки — высокая стоимость метода и необходимость специальной подготовки персонала.

Стерилизация гамма-излучением эффективна при значительных дозах облучения, когда погибают все бактериальные споры и вирусы. Упаковка не мешает процессу стерилизации. Обрабатываемые детали остаются стерильными при длительном хранении. Так как при облучении температура деталей не повышается, то можно стерилизовать нетермостойкие материалы. Детали можно использовать немедленно после гамма-облучения без риска воздействия на пациентов остаточной радиоактивности. Гамма-лучи вызывают изменения качества некоторых материалов, например поливинилхлорида. Для стерилизации гамма-излучением требуется довольно дорогое оборудование, которое в настоящее время применяется только в промышленных условиях для стерилизации изделий одноразового использования.

В табл. 10 приведены сведения (по данным английской фирмы «Портекс») относительно устойчивости некоторых полимерных материалов, используемых в аппаратах ИВЛ, к методам дезинфекции и стерилизации.

Таблица 10

Пригодность различных методов дезинфекции и стерилизации по отношению к некоторым синтетическим материалам, применяемым для аппаратов ИВЛ (по данным английской фирмы «Портекс»)

Материалы	Автоклавирование (136°C)	Сухой жар (>200°C)	Кипячение (100°C)	Радиоактивное излучение высокой энергии, мрад	Жидкие дезинфектанты	Окись этилена
-----------	--------------------------	--------------------	-------------------	---	----------------------	---------------

Поливинилхлорид	Пригодно. Изделие при нагревании необходимо предохранять от механических воздействий во избежание деформации	Непригоден	Пригодно. Однако повторное кипячение вызывает деформацию	Пригодно в дозе до 2,5. Выше этой дозы материал изменяет цвет и гибкость	Не рекомендуются; разрушаются веществами фенолового ряда	Пригодна
Полиэтилен низкого или высоко-го давления	Непригодно	“	Пригодно только для полиэтилена низкого давления	Пригодно в дозе до 2,5 При увеличении дозы становится жестким	Пригодны	“
Полипропилен	Пригодно, но детали могут деформироваться	“	Пригодно	Пригодно в дозе до 2,5	„	“
Нейлон-6 Нейлон-11	Пригодно. Материал может стать не прозрачным вследствие абсорбции воды	“	Пригодно. Изделие может стать не прозрачным	Пригодно в дозе до 2,5. При увеличении дозы деталь становится хрупкой	Не рекомендуются	“
Поливинилацетат	Непригодно	“	Непригодно	Пригодно в дозе до 2.5	Пригодны	“
Силиконовый каучук	Пригодно	Пригоден при нагревании до 250°С	Пригодно	Пригодно в дозе до 2,5	Не рекомендуются, неустойчив к действию кислот	“
Политетрафторэтилен (фторопласт)	Пригодно	Пригоден	“	Непригодно	Пригодны	“
Полиметилметакрилат („Дакрил“)	Непригодно	Непригоден	Непригодно	„	„	„
Поликарбонат („Дифлон“)	Пригодно, но при многократном применении изделия разрушаются	“	Пригодно	Пригодно	Не рекомендуются; слабо устойчивы к детергенгам	„

Обеззараживание отдельных узлов и аппаратов ИВЛ в собранном виде

Особенности обеззараживания аппаратов в значительной степени определяются типом их дыхательного контура (реверсивный или нереверсивный) и возможностью его разборки.

У ряда аппаратов типично нереверсивного контура («Пневмат-1», «Вита-1», «Эол-1», «Спирон-501») необходимо регулярно обеззараживать только детали, вступающие в контакт с выдыхаемым воздухом (присоединительные элементы, нереверсивный клапан и т.п.), а также шланг вдоха. Однако значительную часть составляют такие аппараты (РО-2, РО-6Р, РО-6-03), у которых выдыхаемый газ хотя и не вдыхается повторно, но выбрасывается в атмосферу, пройдя через внутренние коммуникации аппарата, поступая туда по шлангу выдоха. Дыхательный контур этих аппаратов условно-нереверсивный, поскольку его можно легко трансформировать в циркуляционный контур, например, соединением с циркуляционным контуром аппаратов ингаляционного наркоза. Кроме того, у аппарата группы «РО» удвоенный объем получается включением меха выдоха в линию вдоха. Поэтому у аппаратов такого типа, а также у аппаратов реверсивного контура (РО-5, РО-6Н, РД-4, «Спирон-301») должны регулярно обеззараживаться не только присоединительные элементы и дыхательные шланги, но и все остальные, в том числе и несъемные узлы и коммуникации, составляющие дыхательный контур. У аппаратов группы «РО» это возможно только применением метода обеззараживания аппарата в собранном виде. У аппаратов РД-4 и группы «Спирон» конструкции дыхательных контуров полностью разборные, что обеспечивает у них высокоэффективное обеззараживание каждого блока.

Обеззараживание отдельных блоков и деталей

Трахеальные трубки, трахеостомические канюли, ротоглоточные воздуховоды, лицевые маски, мундштуки-загубники находятся в непосредственном контакте с кожей и слизистой оболочкой дыхательных путей больного. Они наиболее загрязняются и требуют обязательной дезинфекции, а в ряде случаев и стерилизации после каждого их использования.

Указанные детали подлежат предварительной очистке в комплексе перекиси водорода с моющими средствами, как описано выше. Способ последующей дезинфекции определяется материалом деталей. Наиболее предпочтительна дезинфекция погружением в раствор перекиси водорода или формальдегида. Эти детали все шире выпускаются в виде стерилизованных изделий одноразового применения.

В Советском Союзе начат промышленный выпуск трахеальных трубок и трахеостомических канюль различных типоразмеров одноразового применения в стерильной упаковке.

Присоединительные элементы (коннекторы, адаптеры, тройники, нереверсивный клапан, соединительные втулки, малый гофрированный шланг и др.) относятся к числу деталей, подвергающихся также значительному бакте-

риальному загрязнению. Они входят в неразделенную часть дыхательного контура и подлежат обязательному обеззараживанию после каждого использования. Предварительная очистка проводится по изложенному выше способу. Затем детали, выполненные из металла или термостойких пластмасс, дезинфицируют кипячением при 100°C в течение 30 мин либо, по показаниям, стерилизуют автоклавированием (120°C в течение 45 мин). Детали из нетермостойких пластмасс или резины дезинфицируют или стерилизуют погружением в растворы перекиси водорода или формальдегида.

Дыхательные шланги и сборники конденсата подвергаются значительному микробному загрязнению, поэтому необходимо ежедневно обеззараживать их даже в случае применения аппарата ИВЛ у одного и того же больного.

Дыхательные шланги трудно очищать и дезинфицировать в связи с их размерами и наличием гофр. Сразу после использования шланги промывают водопроводной водой и вертикально подвешивают для сушки. Затем использованные шланги и сборники конденсата обрабатывают раствором перекиси водорода и моющими средствами и дезинфицируют их в растворе перекиси водорода или формальдегида. После обработки шланги тщательно высушивают в подвешенном состоянии.

Дыхательный мешок (мех). Мойка внутренней поверхности мешка достаточно сложна. Заливают раствор моющего средства в мешок и энергично встряхивают его в течение 2 мин. Дезинфекцию производят в растворе перекиси водорода или формальдегида. Для сушки мешка в горловину вводят расширитель и сушат в подвешенном состоянии.

Клапаны рециркуляции (вдоха и выдоха). Как и предохранительные клапаны ежедневно очищают и обеззараживают, если это возможно, в разобранном виде. У несъемных клапанных узлов свинчивают крышки, вынимают лепестки и направляющие хомутики. Моют детали клапанов по описанной выше методике, дезинфицируют в растворе перекиси водорода или формальдегида. Элементы, выполненные из металла, могут быть подвергнуты кипячению. Несъемные клапанные коробки, содержащие седло клапана, осушают, промывают моющим раствором, ополаскивают и тщательно протирают 70% этиловым спиртом.

Встроенный увлажнитель (у аппаратов группы «РО») требует ежедневного обеззараживания, поскольку высокая влажность и тепло способствуют развитию в нем микроорганизмов. После отвинчивания накладных гаек снимают подводный и отводящий шланги, слегка поворачивают вокруг оси корпус увлажнителя, чтобы освободить его из зажима, и вынимают из гнезда. Выливают воду, отвинчивают крышку и отделяют корпус. Можно удалить воду при помощи отсасывателя. Днище, корпус и крышку увлажнителя дезинфицируют в растворе перекиси водорода или формальдегида. Термическая дезинфекция корпуса, выполненного из оргстекла, не допускается. После сборки увлажнитель заливают дистиллированной водой.

Если во время обеззараживания увлажнителя необходимо продолжать работу аппарата, то поворотом крана увлажнитель выключают из линии вдоха.

Обеззараживание аппаратов в целом

Наружная обработка аппаратов ИВЛ. Наружные поверхности аппаратов ежедневно очищают водой с детергентом. Окончательная обработка заключается в протирке салфетками, смоченными в 1 % растворе хлорамина. Аппарат, находившийся в контакте с выделителем патогенной микрофлоры, необходимо вымыть 3% раствором перекиси водорода с моющим средством, а затем двукратно тщательно обработать 1 % раствором хлорамина с интервалом между обработками 10—15 мин.

Обеззараживание аппаратов в собранном виде. Для обеззараживания аппаратов ИВЛ, могущих работать по циркуляционному дыхательному контуру, следует использовать 40% раствор формальдегида в этиловом спирте.

Для приготовления раствора параформ технический (полимер формальдегида) загружают в стеклянную колбу и добавляют этиловый спирт в соотношении 2:3. Смесь кипятят при 80°C до видимого растворения параформа (6—8 ч). Образуется полуацеталь формальдегида — неустойчивое соединение, которое при испарении снова разлагается на формальдегид и спирт. Все работы производят в вытяжном шкафу. Срок хранения раствора, помещенного в емкость из темного стекла с притертой пробкой, при комнатной температуре неограничен.

Перед дезинфекцией съемные и разборные детали и блоки дыхательного контура, в том числе увлажнитель, сборники конденсата, присоединительные элементы, кран дополнительного вдоха, кран сопротивления выдоху и др. снимают, разбирают, очищают и дезинфицируют отдельно каждый блок. (После снятия увлажнителя кран его включения поставить в положение «выключено» во избежание разгерметизации контура). Отключают водяной затвор — манометр (на резиновую трубку, ведущую к затвору, надевают зажим). Собирают замкнутый циркуляционный контур, входные и выходные патрубки вдоха и выдоха аппаратов, не имеющих наркозного блока, замыкают с помощью шлангов и дыхательного мешка. Для включения в контур меха выдоха обязательно включают кран активного выдоха. Имеющийся наркозный блок подключают для образования закрытого контура. Из калиброванной емкости медицинского пульверизатора подают во входные патрубки вдоха и выдоха 2,25 г спиртового раствора формальдегида и включают аппарат для циркуляции паров формальдегида (минутный объем вентиляции 20 л/мин). Время дезинфицирования 90 мин. Затем в патрубки аппарата из пульверизатора подают аэрозоль 23% раствора аммиака в воде (20 мл) небольшими порциями каждые 30 мин. Время нейтрализации формальдегида аммиаком составляет 3 ч при вентиляции 20 л/мин. В результате реакции образуется гексаметилентетрамин (уротропин). После нейтрализации снимают шлан-

ги и продувают аппарат воздухом (через бактериальные фильтры) в течение 7 ч при том же объеме вентиляции.

При проведении стерилизации (что необходимо в случае инфицирования аппарата возбудителями туберкулеза, газовой гангрены или столбняка) в замкнутый контур аппарата вводят 3 мл горячей воды для увлажнения среды, а затем через 30 мин подают из пульверизатора 11 г раствора формальдегида в этиловом спирте. Время стерилизации 4 ч. Для дегазации используют 30 мл 23% раствора аммиака, а затем вентилируют аппарат.

Во избежание загазовывания аппаратов после 3—4 циклов обеззараживания проводят дополнительную нейтрализацию в течение 3 ч с использованием 20 мл 23% раствора аммиака и продувают воздухом в течение 6—7 ч. Необходимо регулярно промывать распределительный блок и патрубки аппарата, чтобы избежать скапливания в них уротропина, образующегося в результате реакции формальдегида с аммиаком. Разборку и промывку аппарата необходимо проводить через 10—12 циклов дезинфекции или соответственно через 5—6 циклов стерилизации.

У новых аппаратов ИВЛ группы «Спирон» («Спирон-101», -201», -301», -303»), имеющих не полностью разборную воздухопроводку, для обеззараживания используется описанная выше методика. Подача на вход аппарата аэрозоля раствора формальдегида осуществляется пневматическим аэрозольным распылителем, входящим в комплект аппарата.

Для обеззараживания наркозно-дыхательной аппаратуры в собранном виде используют специальное устройство — паронепроницаемую камеру с внутренним объемом 2,5 м³, в которую помещают аппараты ИВЛ, прошедшие предварительную очистку каждого блока, заливают необходимое количество раствора формальдегида и аммиака и включают цикл дезинфекции. В автоматическом режиме осуществляется вакуумирование, введение в камеру паров формальдегида, выдерживается время дезинфицирования, после чего камера продувается свежим воздухом, вновь создается разрежение, вводятся пары аммиака, выдерживается время нейтрализации и затем продувают камеру до полной дегазации. В течение всего цикла аппараты ИВЛ с открытыми патрубками на входе и выходе работают с объемом вентиляции 20 л/мин.

Безопасность применения для обеззараживания аэрозолей формальдегида, как и других химических средств, гарантируется соблюдением мер предосторожностей, изложенных в специальных инструкциях.

Антибактериальные фильтры. Все большее значение приобретает применение в аппаратах специальных антибактериальных и очистительных фильтров [Shiotani et al., 1971; Bryan-Brown, 1972; Adams, Dorbow, 1974]. Фильтры, помещенные в линии вдоха аппаратов ИВЛ, защищают пациентов от инфицирования микроорганизмами с потоком вдыхаемого газа, а расположенные в линии выдоха — предотвращают микробное обсеменение аппаратов и окружающей среды.

Фильтр включает стакан-корпус и патрон для фильтрующей ткани, которая обеспечивает защиту дыхательных путей от бактерий и частиц размером свыше 5 мкм. Задерживающая способность фильтра «ФИБ-1» составляет

99,99% при непрерывном прохождении воздуха, обсемененного микроорганизмами со скоростью 30 л/мин в течение не менее 11 ч. Сопротивление фильтра потоку не превышает 6 мм вод.ст.

В аппаратах ИВЛ применяются также противопылевые фильтры, устанавливаемые на патрубке, через который в аппарат поступает воздух окружающей атмосферы. Поскольку микроорганизмы в значительном количестве адсорбируются пылевыми частицами и иными воздушными взвесями, противопылевые фильтры осуществляют также антибактериальную защиту вдыхаемого воздуха. В аппаратах ИВЛ РО-6Н, РО-6Р и РО-6-03 на входе в аппарат установлены противопылевые устройства, включающие сменный бесклапанный противопылевой респиратор ШБ-1 («Лепесток-5»).

Ряд важных методических вопросов остаются нерешенными, например, когда следует проводить стерилизацию, а когда достаточна только дезинфекция аппаратов; с какой периодичностью и какими предпочтительными методами осуществлять обеззараживание; решать ли эти вопросы однозначно или дифференцированно для разных узлов и деталей аппарата и для всего аппарата в целом?

Можно было бы подходить к решению этих трудных вопросов с позиции максималистских требований: «все узлы», «весь аппарат в целом», «обязательно стерилизовать», «как можно чаще» и т.д. Но тогда возникает так называемая дилемма стерилизации [Thomas, 1968]: с одной стороны, желание идеального результата, а с другой — высокая трудоемкость, необходимость значительного числа сменных запасных аппаратов и деталей к ним, кумулятивное разрушение материалов и более быстрый износ аппаратуры.

Однако бесспорно, что существует необходимость обеззараживать аппараты ИВЛ. А это значит, что медицинский персонал, во-первых, должен знать методы очистки, дезинфекции и стерилизации аппаратов ИВЛ, во-вторых, иметь соответствующее техническое оборудование для их выполнения, в-третьих, располагать такими аппаратами ИВЛ, конструкция и материалы которых дают возможность проведения наиболее предпочтительных и рациональных методов обеззараживания.

Основные правила, изложенные в этой главе, а также в «Инструкции по очистке (мойке) и обеззараживанию аппаратов ингаляционного наркоза и искусственной вентиляции легких» и в ОСТе 42-2-2 — 77 «Стерилизация и дезинфекция изделий медицинского назначения. Методы, средства и режимы», должны стать основой разумных решений и действий, с одной стороны, медицинского персонала, а с другой — разработчиков медицинской аппаратуры.

Глава 11

ОСНОВНЫЕ ПРАВИЛА БЕЗОПАСНОЙ ЭКСПЛУАТАЦИИ АППАРАТОВ ИВЛ

Эксплуатация аппарата ИВЛ, как и любого технического средства, требует соблюдения соответствующих правил безопасности. Однако специфические особенности этого вида медицинской техники требуют повышенного внимания к обеспечению безопасности пациентов и медицинского персонала, поскольку аппараты ИВЛ часто применяются, когда пациент находится в критическом состоянии, и нарушение безопасной работы аппарата может причинить больному непоправимый вред; аппараты работают на электроэнергии и (или) энергии сжатых газов, в том числе кислорода, а иногда и с использованием взрывоопасных анестетиков. При использовании аппаратов следует соблюдать особую осторожность, так как может возникнуть опасность электро- или баротравмы. Поэтому прежде всего необходимо соблюдать общие правила по технике безопасности для медицинской аппаратуры. В помещениях, где применяются аппараты, должны соблюдаться действующие в системе Министерства здравоохранения СССР правила безопасности и производственной санитарии.

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ АППАРАТОВ ИВЛ

Термин «функциональная безопасность» определим как совокупность обязательных мер, предотвращающих возможность нанести вред пациенту или медицинскому персоналу при использовании конкретного вида медицинской техники. Когда к аппарату ИВЛ подводят сжатые газы, то необходимо предотвратить возможность попадания во входную линию аппарата любого другого газа, кроме того, для которого она предназначена. Известны случаи подачи углекислого газа в линию, предназначенную для кислорода. Такая опасность должна предотвращаться применением невзаимозаменяемых для разных газов соединений между их источниками и аппаратом, надлежащей маркировкой соединительных устройств. Прокладка газовой магистрали внутри аппарата также должна осуществляться с применением невзаимозаменяемых соединений и надлежащей маркировки. В процессе эксплуатации недопустимо заменять невзаимозаменяемые соединения другими.

Необходимо соблюдение мер, предотвращающих чрезмерное повышение давления в дыхательном контуре. Для этих целей применяют устройство типа «водяной затвор» (аппараты ДП-8, РО-2, РО-5, РО-6, «Энгстрем-150 и -200»). Предельное давление в нем определяется высотой столба воды, в которую опущена трубка, соединенная с дыхательным контуром. Поэтому, изменяя количество залитой в водяной затвор воды, можно легко изменить пороговое значение давления. Для этих же целей используют гравитационные и пружинные предохранительные клапаны, сходные по конструкции и характеристикам.

В современных аппаратах, где предусмотрено измерение давления дыхательного цикла с помощью электроманометра («Спирон-101», «Сервоventилятор-900», «Универсальный вентилятор UV-1» и др.), функция ограничения максимального давления осуществляется путем переключения аппарата со вдоха на выдох, даже если отведенное на вдох время еще не истекло. В на-

стоящее время принято считать, что давление в дыхательном контуре аппарата не должно превышать 10 кПа (100 см вод.ст.), в необходимых случаях целесообразно иметь возможность ограничивать давление и на более низких значениях. Разрежение обычно ограничивают величиной 1,5 кПа (15 см вод.ст.).

Во время эксплуатации не следует допускать блокирования или отключения предохранительных устройств, так как при некоторых неисправностях, особенно в аппаратах с пневматическим приводом, нельзя исключить опасное повышение давления в дыхательном контуре. Оно может также возникнуть в случае невнимательного управления аппаратом, например при подаче большого дыхательного объема пациенту с низкой растяжимостью легких. Гравитационным и пружинным предохранительным клапанам свойствен общий недостаток: вследствие редкого срабатывания их рабочие поверхности слипаются, так что для первого срабатывания может потребоваться давление, которое значительно больше порогового значения. Поэтому действие таких клапанов следует периодически проверять и периодически очищать их рабочие поверхности. Необходимо следить за уровнем воды в водяном затворе, не допуская его снижения вследствие испарения.

В аппаратах ИВЛ должна предусматриваться возможность быстрого перехода в аварийной ситуации на вентиляцию ручную. Модели, предназначенные для длительного применения, должны комплектоваться мехом или саморасправляющимся мешком; подключение их к пациенту должно быть предельно простым. Обычный дыхательный мешок для этих целей непригоден, поскольку не может обеспечить вентиляцию в случае прекращения подачи сжатого кислорода. Следует стремиться к тому, чтобы при проведении ИВЛ ручную сохранялась возможность обогрева, увлажнения и очистки вдыхаемого газа, а также измерения параметров вентиляции. Нельзя допускать даже временного изъятия из аппарата устройства для аварийной ИВЛ.

Для уверенного и безопасного применения аппарата ИВЛ в критической ситуации непостоянным кругом операторов необходимо рационально располагать и маркировать органы управления, оснащать аппараты необходимыми блокировками, защищающими от неправильного управления. Например, на лицевой панели аппарата РО-6 размером и формой выделены рукоятки для установки основных параметров ИВЛ — дыхательного объема и минутной вентиляции; все органы управления снабжены надписями, конструктивно выделены органы управления вспомогательной ИВЛ и периодическим раздуванием легких. Предусмотрена специальная кнопка, без ее нажатия аппарат нельзя перевести в режим с удвоенными значениями объема и вентиляции. Имеется блокировка и в системе периодического раздувания легких, при выключении которой невозможно оставить постоянно действующим повышенное сопротивление в линии выдоха.

В аппараты, предназначенные для длительной работы, необходимо встраивать или, в крайнем случае, включать в комплект поставки сигнализаторы о нарушении режима ИВЛ. Такое устройство должно выдавать световой и звуковой сигналы при опасном снижении дыхательного объема и, сле-

довательно, давления конца вдоха ниже 0,5 кПа (5 см вод.ст.). В этом случае сигнализация будет срабатывать после отключения пациента от аппарата, значительной разгерметизации дыхательного контура или при поломке аппарата. Существенно, что указанное пороговое значение давления может быть использовано во время ИВЛ и у взрослых, и у детей. Желательно, чтобы сигнализатор мог предупреждать и о нарушении электроснабжения или пневмопитания. Работоспособность сигнализаторов необходимо периодически контролировать путем кратковременного моделирования опасной ситуации.

ЭЛЕКТРОБЕЗОПАСНОСТЬ

Общие вопросы электробезопасности изделий медицинской техники подробно рассмотрены А.Р. Ливенсоном (1981). Имеется и ряд нормативных документов (ГОСТ 12.2.025—76, РТМ 42-2-4—80, инструкции по защитному заземлению), распространяющихся на аппараты ИВЛ с электрическими цепями и на помещения, в которых эти аппараты эксплуатируются.

Опасность поражения электрическим током возникает при прикосновении к частям аппарата, находящимся под напряжением. Поэтому главная мера защиты заключается в предотвращении возможности случайного прикосновения к токоведущим частям. Понятие «случайное прикосновение» означает возможность касания частей изделия, доступ к которым становится возможным без использования инструмента (отвертки, гаечного ключа и т.п.) для демонтажа корпуса аппарата, открытия крышек и люков.

Для защиты от воздействия токов утечки и прикосновения к частям, попадающим под напряжение вследствие нарушения основной изоляции, при конструировании аппарата соблюдаются определенные правила выбора изоляционных материалов и расстояний по поверхности изолирующего материала и по воздуху между токоведущими частями, с одной стороны, и доступными для прикосновения частями — с другой. Этот вид защиты обеспечивается, кроме того, защитным заземлением, т.е. соединением всех доступных для прикосновения металлических частей с внешним заземляющим или зануляющим устройством; применением защитной, т.е. дополнительной или усиленной по отношению к рабочей, изоляции; использованием изолированного от сети источника низкого напряжения (не более 50 В постоянного или 24 В переменного тока).

Аппаратура, в которой применяется первый из этих способов защиты, по действующим стандартам классифицируется как аппаратура класса защиты I (присоединение к внешнему заземляющему устройству достигается одновременно с присоединением к электросети с помощью трехжильного сетевого шнура и трехконтактной сетевой вилки) и 0I (присоединение к внешнему заземляющему устройству обеспечивается отдельным заземляющим проводом). Ясно, что изделия класса 0I обеспечивают безопасность только в случае внимательных и добросовестных действий медицинского персонала, и поэтому применение этого класса по международному стандарту безопасно-

сти электромедицинской аппаратуры (IEC Standard, Publication 601 — 1, 1977) не допускается. Аппараты ИВЛ класса 0I в СССР не выпускаются.

Аппаратура с защитной, двойной или усиленной, изоляцией относится к классу защиты II. Основное преимущество таких конструкций — отсутствие необходимости присоединения к внешнему заземляющему или зануляющему устройству — позволяет безопасно их эксплуатировать в любом помещении, не оборудованном заземлением, например в домашних условиях. На видном месте таких аппаратов обычно у ввода сетевого шнура наносится специальный знак.

Для подключения к сети изделий класса II применяется двухпроводный сетевой шнур и обычная двухконтактная вилка. Однако обеспечение двойной или усиленной изоляции требует использования более сложных конструктивных решений, например выполнения корпуса аппарата целиком из электроизоляционного материала. Аппараты ИВЛ класса II не должны выпускаться, если вследствие применения в них взрывоопасных анестетиков необходимы меры для отведения электростатических зарядов.

Аппараты с питанием от низкого напряжения наиболее безопасны. Однако значительная потребляемая мощность делает пока невозможным питание аппарата ИВЛ от встроенного химического источника низкого напряжения.

Ввиду непосредственного контакта с телом пациента аппараты ИВЛ должны рассматриваться как изделия с рабочей частью, что предъявляет к их конструкции определенные требования. Поскольку пациент обычно подключается к аппарату электропроводящими (антистатическими) шлангами, ток утечки должен нормироваться как для изделий категории В по ГОСТу 12.2.025 — 76. В этом стандарте полностью приведены все нормы электробезопасности и методы их проверки. Не менее важна и проверка технического состояния электрооборудования помещений лечебных учреждений, где применяются аппараты ИВЛ. Требования к этому электрооборудованию изложены в РТМ 42-2-4 — 80 (1981). В первую очередь необходимо контролировать качество защитного заземления или зануления, монтаж штепсельных розеток, электрическое сопротивление антистатических полов в операционных. Требования к заземлению и методы его проверки изложены в Инструкции по защитному заземлению (1973).

Для безопасной эксплуатации аппаратов ИВЛ с электрическими цепями категорически запрещается эксплуатация аппаратов класса I без присоединения к внешнему заземляющему или зануляющему устройству. Не допускается эксплуатация аппаратов, имеющих внешние признаки неисправности электрических цепей — искрение, гудение, потрескивание, периодическое перегорание предохранителей, самопроизвольное отключение и т.п., а также работа аппарата со снятыми стенками, люками, крышками. При ремонте и техническом обслуживании запрещается замена установочных изделий (вилки, розетки, шнуры, предохранители и др.) деталями, отличающимися от указанных в документации изготовителя. К предусмотренным на аппарате сете-

вым разъемам запрещается подключать электроизделия иные, чем те, для которых эти разъемы предназначены.

БЕЗОПАСНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ СЖАТЫХ ГАЗОВ

Практически во всех аппаратах ИВЛ предусмотрена возможность подключения сжатого кислорода, в некоторых моделях этот газ используется и как источник энергии. Давление пневмопитания в СССР и в странах — членах СЭВ стандартизировано на величине 0,4 МПа (4 кг/см²). В моделях, предназначенных для применения во время наркоза, предусмотрена и подача закиси азота. Частью ряда портативных аппаратов с пневмоприводом является малогабаритный баллон с кислородом, сжатым до давления 15 МПа (150 кг/см²).

Использование баллонов со сжатыми газами требует соблюдения «Правил устройства и безопасной эксплуатации сосудов, работающих под давлением» (1977) и указаний, установленных в РТМ 42-2-4 — 80 (1981). Крайне важно баллоны, входящие в состав аппарата ИВЛ или используемые для его привода, надежно закреплять в специальных гнездах, а израсходованные баллоны хранить отдельно от заполненных. Баллоны нельзя размещать на расстоянии менее 1 м от нагревательных и отопительных устройств, а также в местах, освещаемых прямыми солнечными лучами или находящимися вблизи от горючих и легко воспламеняющихся веществ. Не допускается эксплуатация баллонов с истекшим сроком периодического освидетельствования, не имеющих установленных клейм, с неисправными вентилями, при отсутствии надлежащей цветовой маркировки, со следами смазки на штуцере вентиля. Отбор газа из баллонов должен производиться только через предназначенный для данного газа редуктор; утечка в месте присоединения редуктора к баллону не допускается. Отбор газа следует производить до остаточного давления в баллоне не менее 50 кПа (0,5 кгс/см²).

Для отбора газа из баллона вначале нужно закрыть вентиль редуктора, затем плавно открыть вентиль баллона, после чего открыть вентиль редуктора; для прекращения подачи газа следует вначале плавно, не прилагая больших усилий, закрыть вентиль баллона, затем после снижения давления в линии закрыть вентиль редуктора. Запрещается перекрашивать баллоны или надевать на них декоративные чехлы.

Существенное улучшение безопасности достигается при оснащении помещений, где эксплуатируются аппараты ИВЛ, системами централизованной подачи кислорода, сжатого воздуха и закиси азота. При этом необходимо руководствоваться существующими правилами и нормами СНиП 11-69—78 (1978). Газопроводы должны иметь соответствующую маркировку, должны быть проверены на прочность и герметичность и приняты специальной комиссией. Выходные патрубки для подачи различных газов не должны иметь совместимую конструкцию. В процессе эксплуатации аппаратов ИВЛ необходимо постоянно контролировать герметичность линий подведения сжатых газов, не допуская применения случайных материалов для герметизации. Не-

соблюдение этого правила может иметь опасные последствия: известен, например, случай воспламенения лейкопластыря, который использовали для герметизации шланга для подачи кислорода.

При ремонте аппаратов в этих линиях нельзя применять материалы, отличающиеся от применяемых заводом-изготовителем. Для смазки деталей аппарата, которые соприкасаются с кислородом и кислородсодержащими газовыми смесями, можно использовать смазку ВНИИНП 282, глицерин и его смесь (50%) с дистиллированной водой (см. ГОСТ 12.2.052 — 81).

ВЗРЫВОБЕЗОПАСНОСТЬ

Использование аппаратов ИВЛ во время наркоза с применением воспламеняющихся анестетиков требует обеспечения взрывобезопасности. Обычно используемые для дезинфекции кожи средства также образуют легко воспламеняющиеся смеси с кислородом и воздухом. Источником опасности также является кислородно-воздушная смесь, содержащая более 26—28% кислорода, в которой могут загореться материалы, негорючие в воздухе. Закись азота тоже интенсифицирует горение; в этом отношении ее смесь с кислородом должна рассматриваться как 100% кислород. Для взрыва необходим контакт легко воспламеняющейся среды и источника зажигания. Разделить анестетики на воспламеняющиеся и невоспламеняющиеся трудно, поскольку воспламенение определяется не только составом смеси, но энергией или температурой поверхности, вызывающими зажигание. Наиболее опасными, с точки зрения воспламеняемости, являются эфир и циклопропан; при их применении должны быть приняты строгие меры безопасности. В качестве более безопасных анестетиков рассматриваются галотан (фторотан) и метоксифлуран (пентран, ингалан). Считают, что на расстоянии более 25 см от точек утечки воспламеняющейся среды в воздух она становится взрывобезопасной. Поэтому зажигание легко воспламеняющейся среды можно исключить, если источники зажигания отсутствуют внутри газопроводящих частей аппаратуры и на расстоянии менее 25 см от тех мест аппаратов, через которые могут вытекать легко воспламеняющиеся смеси. Такими местами являются выпускные патрубки или предохранительные клапаны, через которые дыхательный газ выходит во время нормальной эксплуатации аппаратов, а также не вполне герметичное соединение частей внутри аппарата. Кроме того, ввиду использования горючих дезинфицирующих средств опасной зоной считается и пространство под операционным столом.

Источники зажигания могут быть достаточно многообразными. Прежде всего это открытое пламя (спички, спиртовки, газовые горелки), использование которого в помещении, где применяют легко воспламеняющиеся и кислородно-воздушные смеси, должно быть абсолютно запрещено. Источником зажигания может быть поверхность, нагретая выше температуры воспламенения. Так как некоторые смеси имеют температуру воспламенения лишь немногим более 100°С, то их взрыв может вызвать даже закрытая электрическая плитка, тлеющая сигарета, лампа накаливания, паяльник. Поэтому безо-

пасная температура поверхности, с которой могут соприкасаться легковоспламеняющиеся смеси, по международным стандартам не должна превышать 90°C.

Зажигание легковоспламеняющейся смеси может быть вызвано электрической искрой, возникающей при работе некоторых электродвигателей, контактов переключателей, реле и т.п. Значение минимальной энергии поджигания очень мало, поэтому в опасных зонах следует предотвращать всякое искрение. Искра достаточной энергии может образоваться и при разряде статического электричества. Заряды статического электричества с достаточной энергией возникают при трении и накапливаются на предметах, выполненных из электроизоляционного материала, или на металлических, но изолированных от земли частях. Искрение возникает, когда на достаточное расстояние сближаются части, имеющие разный заряд, или заряженные статическим электричеством и заземленные части. Опасные электростатические заряды могут возникнуть при трении частей одежды, перемещении аппаратуры по полу, проведении ИВЛ вручную и т.п. Известны даже случаи накопления высоковольтных зарядов вследствие касания поплавком ротаметра стенки его стеклянной трубки или заполнения карты наркоза на столике наркозного аппарата.

Вместе с тем наши измерения подтвердили, что заряды статического электричества не возникают на стенках изготовленных из электроизоляционных материалов шлангов, по которым в аппараты ИВЛ подают сжатый кислород и закись азота.

Необходимо также считаться с возможностью зажигания паров эфира при его разложении под действием света, когда уже при комнатной температуре могут идти химические реакции с выделением достаточного количества тепла. Поэтому конструкция аппаратов ИВЛ, предназначенных для использования во время наркоза с применением легковоспламеняющихся анестетиков, и правила эксплуатации должны предусматривать все меры предотвращения взрыва. Это достигается четким выделением зоны риска и размещением вне ее искрящих или нагреваемых выше допустимых пределов частей аппаратуры, обеспечением стекания зарядов статического электричества на всем пути прохождения легковоспламеняющихся смесей, включением в эксплуатационную документацию указаний о мерах взрывобезопасности и ее периодической проверке.

Использование во время наркоза с применением легковоспламеняющихся анестетиков аппаратов ИВЛ, которые для этого не разрешены, недопустимо. Поэтому в эксплуатационной документации и, желательно, на видном месте аппарата должна находиться надпись с указанием на разрешение или на запрет его применения во время такого наркоза. Некоторые зарубежные аппараты, запрещенные для применения во время наркоза на легковоспламеняющихся анестетиках, маркируют красным кругом, нанесенным на наиболее видном месте аппарата.

Правила, обеспечивающие безопасность при использовании легковоспламеняющихся анестетиков, установлены приказом Министерства здраво-

охранения СССР от 03.12.80 г. № 1348 — приложение «Операционные блоки. Правила эксплуатации, техники безопасности и производственной санитарии, РТМ 42-2-4 — 80» и должны неукоснительно соблюдаться.

Наиболее распространены следующие нарушения правил взрывобезопасности:

— работа без подключения аппарата ИВЛ к заземляющему устройству;

— замена резиновых антистатических частей (дыхательные шланги, мешки, меха и т.п.) деталями аналогичного назначения, не обладающими антистатическими свойствами.

— использование в опасной близости от аппаратов ИВЛ или даже внутри их дыхательного контура других технических средств (электрохирургической аппаратуры, измерительных средств, мониторов и др.), применение которых в опасных зонах не разрешено;

— использование во время ремонта и технического обслуживания случайных смазок и материалов, не обладающих антистатическими свойствами;

— использование удлинителей и розеток в зоне повышенной опасности, например под операционным столом.

ПРОВЕРКА ТЕХНИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ АППАРАТОВ ИВЛ

Проверка технического состояния аппарата ИВЛ с выявлением его работоспособности и безопасности должна выполняться после получения от изготовителя или от ремонтной организации, а также оперативно — перед каждым подключением к пациенту. Получив аппарат, следует тщательно изучить его техническое описание и инструкцию по эксплуатации, установить возможность его применения, во время наркоза с использованием легковоспламеняющихся анестетиков. Далее, необходимо проверить полноту комплекта поставки и собрать аппарат в строгом соответствии с инструкцией, удалив, если это предусмотрено, транспортировочные крепления. Затем нужно осмотреть арматуру аппарата, предназначенную для его присоединения к электросети, защитному заземлению и источникам сжатого газа. Следует помнить, что замена арматуры, установленной изготовителем, не разрешается. Особое внимание следует уделить защитному заземлению аппарата, обеспечивая выполнение существующих правил (Инструкция по защитному заземлению электро медицинской аппаратуры, 1973). Заполнить, если это предусмотрено, увлажнители, распылители и водяные затворы дистиллированной водой.

Включить аппарат в сеть, удостовериться в его работоспособности по характерному шуму, переключению актов дыхательного цикла, движению мехов, колебанию стрелки манометра и т.д. Необходимо обратить внимание, что волюметр или другое средство для измерения дыхательного объема и минутной вентиляции обычно включают в линию выдоха, поэтому до подключения пациента или модели легких они не дают показаний. До подклю-

чения пациента или иной нагрузки показания приборов, измеряющих давление, колеблются вокруг нулевых отметок шкалы.

Чтобы убедиться в отсутствии грубых ошибок в сборке аппарата, крайне важно проверить герметичность его дыхательного контура. Для этого необходимо перекрыть отверстие для присоединения пациента на тройнике или на реверсивном клапане и затем:

— в аппаратах с переключением со вдоха и выдох по объему установить минутную вентиляцию ~ 5 л/мин и, медленно увеличивая дыхательный объем, убедиться, что давление в дыхательном контуре, контролируемое по манометру, достигает 3 кПа (30 см вод.ст.) при установке дыхательного объема не более 0,3 л;

— в аппаратах с переключением по времени установить частоту около 20 мин^{-1} и, медленно увеличивая минутную вентиляцию, убедиться, что давление в дыхательном контуре достигает 3 кПа (30 см вод.ст.) при вентиляции не более 3 — 4 л/мин;

— в аппаратах с переключением актов дыхательного цикла по давлению убедиться, что эти переключения совершаются с частотой порядка 100 мин^{-1} .

Так как в большинстве отечественных аппаратов предусмотрена установка предохранительного клапана дыхательного контура на 3 кПа (30 см вод.ст.), то проверка герметичности одновременно позволяет убедиться в работоспособности клапана.

Наконец, следует провести санитарную обработку аппарата и деталей дыхательного контура согласно инструкции по эксплуатации.

Перед каждым присоединением к пациенту прежде всего следует убедиться в правильном подключении к аппарату электро- или пневмопитания с необходимыми характеристиками и внешних заземляющих устройств. Затем следует удостовериться в герметичности аппарата, в наличии необходимых присоединительных элементов и устройства для проведения в аварийной ситуации ИВЛ вручную. Далее, убеждаются в заполнении соответствующих частей аппарата водой. Если в состав аппарата входит наркозный блок, то проверяют, что его сборка и соединение с аппаратом соответствуют избранному виду дыхательного контура, испаритель заполнен анестетиком, а при использовании реверсивного дыхательного контура, абсорбер заполнен свежей натронной известью. Заключительным этапом является проверка срабатывания предохранительных и защитных устройств.

Соблюдение приведенных несложных правил обязательно и не только обеспечивает безопасность пациента и медицинского персонала, но и является непременным условием эффективности ИВЛ.

НЕКОТОРЫЕ ТИПИЧНЫЕ ОШИБКИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ АППАРАТОВ ИВЛ

Чаще всего встречаются ошибки в оценке интенсивности вентиляции. Хотя современные аппараты ИВЛ могут создавать минутную вентиляцию,

значительно превышающую вентиляционные потребности здорового человека, однако вследствие недостаточно герметичного присоединения пациента или в случае выраженной патологии органов дыхания и кровообращения адекватный газовый состав крови может быть обеспечен не всегда. Поэтому при обнаружении гиперкапнии или гипоксии при минутной вентиляции взрослого пациента свыше 15—20 л/мин следует проверить герметичность, а затем главное внимание уделить борьбе с причинами неадекватного газообмена.

Создаваемую аппаратом вентиляцию не следует отождествлять с подачей газа в дыхательный контур. Последняя значительно меньше минутной вентиляции при реверсивном дыхательном контуре. В случае неревверсивного дыхательного контура подачу газа устанавливают на 15 — 20% больше минутной вентиляции, если не требуется разбавления подаваемой газовой смеси воздухом через обычно имеющийся в аппарате впускной клапан. Когда такого разбавления не требуется, то во всех случаях, кроме проведения ИВЛ вручную, предохранительный клапан блока подачи кислорода или наркозного блока устанавливают в минимальное положение, суммарная подача газов через дозиметр должна быть несколько излишней, чтобы в каждом дыхательном цикле через этот клапан сбрасывалось минимальное количество газа.

Оценивая интенсивность ИВЛ, следует помнить, что установленные на аппарате значения дыхательного объема и минутной вентиляции часто отличаются от измеренных приборами в линии выдоха. Меньшие измеренные значения обычно свидетельствуют об утечке газа из дыхательного контура — чаще всего в месте присоединения пациента. Отличия (в любую сторону) вносят и допустимые погрешности органов управления и средств измерения. Наиболее точным методом измерения действительного значения дыхательного объема и минутной вентиляции является подключение к патрубку выдоха неревверсивного клапана, установленного между пациентом и тройником аппарата, объемного измерителя — спирометра. Но наиболее достоверным методом контроля эффективности вентиляции является определение газового состава крови.

Другая распространенная ошибка связана с интерпретацией показаний манометра, измеряющего давление в дыхательном контуре. Аппарат с переключением со вдоха на выдох по объему или по частоте вводит дыхательный объем в легкие пациента; максимальное давление вдоха, которое легче всего различить по показаниям манометра, связано с введенным дыхательным объемом. Однако, как указывалось выше, показания манометра зависят также от растяжимости и сопротивления органов дыхания, от скорости введения газа на вдохе. Имеют значение место дыхательного контура, к которому подключен манометр, и его динамические свойства. Поэтому не следует рассчитывать на возможность введения разным пациентам одного и того же объема под разным давлением и с осторожностью сопоставлять различные аппараты с точки зрения развиваемого ими давления при подаче одинаковых объемов. Нужно отметить, что во время движения газа давление в дыхательном контуре, доступное измерению манометром, никогда точно не совпадает с величи-

ной давления в легких в тот же момент времени. Только когда во время вдоха предусмотрена задержка подачи газа не менее чем на 0,2 с, манометр аппарата показывает внутрилегочное давление. Таким образом, более важны относительные изменения показаний манометра, выявленные у одного и того же пациента, чем точные значения давления. Но манометр безусловно необходим для измерения положительного или отрицательного давления конца выдоха, определения попыток самостоятельного дыхания и т.п.

Одна из распространенных ошибок при оценке работоспособности аппарата вызвана недопониманием того, что источник его пневматического или электрического питания недостаточно характеризовать только давлением или соответственно напряжением. Необходимое давление должно обеспечиваться источником во всем диапазоне расхода газа, а напряжение — при потребляемом аппаратом токе. Такого рода трудности встречаются, когда аппарат ИВЛ с электроприводом подключают через маломощный трансформатор, в то время как аппарат с пневмоприводом подключают к пневмосети через трубопроводы или шланги с малым сечением и большой длиной.

Перечисленные выше ошибки и трудности возникают вследствие данной врачом оценки физических и технических аспектов работы аппаратов ИВЛ. Вместе с тем существуют и трудности обратного порядка, вызываемые недостаточно четким пониманием создателями аппаратов специфики работы врача. Среди них упомянем, к сожалению, стремление решить технические проблемы за счет удобства работы медицинского персонала, переоценить роль эксплуатационной документации, недостаточное знание реально существующих условий эксплуатации, технического обслуживания, ремонта аппаратуры и т.п. Исключить этот ошибочный подход не менее важно для обеспечения безопасности и эффективности применения аппаратов ИВЛ, чем соблюдать перечисленные выше технические средства обеспечения безопасной работы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

Алексеева М.И., Лихтман Т.В., Лебедева Г.И. К вопросу об обеззараживании и стерилизации аппаратов искусственной вентиляции легких. — Анест. и реаниматол., 1980, № 3, с. 72 — 74.

Вейбель Э.Р. Морфометрия легких человека. — М.: Медицина, 1970. — 175 с.

Бурлаков Р.И., Гальперин Ю.С., Кацуба М.Н. Об автоматическом управлении искусственной вентиляцией легких. — В кн.: Новости медицинского приборостроения. М., 1968, вып. 3, с. 33 — 38.

Гальперин Ю.С., Юревич В.М. Тенденции развития технических решений аппаратов искусственной вентиляции легких. — М., ЦБНТИ Минмедпрома, 1980. — 69 с.

Гальперин Ю.С., Гологорский В.А., Кассиль В.Л., Юревич В.М. Новые способы и режимы использования аппаратов искусственной вентиляции легких типа РО. — Мед. техника, 1983, № 6, с. 36 — 39.

Грузман А.Б., Юревич В.М. К вопросу о выборе функциональных параметров аппарата ИВЛ для респираторной терапии у больных хроническими заболеваниями легких. — В кн.: Новости медицинской техники. М., 1974, вып. 2, с. 52 — 57.

Дарбинян Т.М., Тверской А.Л. Избранные работы VI Европейского конгресса анестезиологов (обзор). — Анест. и реаниматол., 1983, № 6, с. 65 — 71.

Дарбинян Т.М., Серегин Г.И., Тверской А.Л. и др. К построению динамической модели канала вентиляция — рСО₂ при искусственной вентиляции легких. — Экспер. хир., 1969, № 6, с. 50 — 53.

Дарбинян Т.М., Серегин Г.И., Юшкин А.В. и др. Автоматическое управление искусственной вентиляцией легких. — В кн.: Всесоюзный съезд анестезиологов и реаниматологов, 1-й. Труды. М., 1976, с. 76 — 82.

Зильбер А.П. Регионарные функции легких. — Петрозаводск: Карелия, 1971, 280 с.

Зильбер А.П. Клиническая физиология для анестезиолога. — М.: Медицина, 1977. — 431 с.

Зильбер А.П. Искусственная вентиляция легких при острой дыхательной недостаточности. — М.: Медицина, 1978. — 200 с.

Кантор П.С.; Гальперин Ю.С. Методика расчета энергетических потерь в аппаратах искусственной вентиляции легких. — В кн.: Новости медицинской техники. М., 1974, вып. 2, с. 39 — 42.

Кассиль В.Л., Молчанов И.В., Петраков Г.А. и др. Искусственная вентиляция легких с постоянным положительным давлением при некоторых формах дыхательной недостаточности. — Экспер. хир., 1975, № 1, с. 54 — 58.

Кассиль В.Л., Рябова Н.М. Искусственная вентиляция легких в реаниматологии. — М.: Медицина, 1977. — 263 с.

Кассиль В.Л. Применение высокочастотной искусственной вентиляции

легких в реаниматологии. — Анест. и реаниматол., 1983, № 5, с. 26 — 30.

Кассиль В.Л., Иванов Г.Г., Атаханов Ш.Э. Исследование высокочастотной вентиляции легких и ее сочетание со стандартными методами ИВЛ у больных с острой дыхательной недостаточностью. — В кн.: Всесоюзное науч. об-во анестезиологов и реаниматологов. Правление. Пленум, 7-й. Барнаул, 1984, с. 171 — 172.

Кассиль В.Л., Атаханов Ш.Э. О показаниях к высокочастотной искусственной вентиляции легких. — Анест. и реаниматол., 1985, № 3, с. 28 — 32.

Колюцкая О.Д., Молостовский В.С., Горобец Е.С. и др. Инжекционная ИВЛ при оказании неотложной помощи и диагностических вмешательствах у больных с обструкцией гортани. — Анест. и реаниматол., 1981, № 4, с. 33 — 36.

Ливенсон А.Р. Электробезопасность медицинской техники. — 2-е изд. — М.: Медицина, 1981, 280 с.

Лукомский Г.И., Вайсберг Л.А. Реанимация и интенсивная терапия при бронхиальной астме и астматическом статусе. — В кн.: Руководство по клинической реаниматологии / Под ред. Т.М. Дарбиняна. М., 1974, с. 125 — 132.

Руководство по физиологии. Физиология дыхания / Под ред. Л.Л. Шика. — Л.: Наука, 1973. — 349 с.

Сметнев А.С., Юревич В.М. Респираторная терапия в клинике внутренних болезней. — М.: Медицина, 1984. — 221 с.

Шик Л.Л., Токарева Е.М. Неравномерность вентиляционно-перфузионных отношений в легких и артериальная гипоксемия. — Бюл. exper. биол., 1979, № 10, с. 406 — 408.

Ширяев В.С., Тверской А.Л. Простая формула для расчета адекватного минутного объема искусственной вентиляции легких. — Анест. и реаниматол., 1979, № 2, с. 14 — 17.

Юревич В.М., Гальперин Ю.С. Современное состояние и перспективы развития аппаратов искусственной вентиляции легких. Науч. обзор. — М.: ЦБНТИ Медпром, 1979, вып. 8 — 60 с.

Юревич В.М., Воробьев В.М., Грузман А.Б. Актуальные проблемы вспомогательной искусственной вентиляции легких. — В кн.: Всесоюзный съезд анестезиологов и реаниматологов. 1-й. Труды. М., 1976, с. 121 — 128.

Юшкин А.В. Синтез управления биологическим объектом на основе стохастической модели. — В кн.: Новости медицинского приборостроения. М., 1970, вып. 2, с. 29 — 33.

Ashbaugh D.G., Petty T.L. Positive end-expiratory pressure; Physiology, indications and contraindications. — J. thorac. cardiovasc. Surg., 1973, vol. 65, p. 165 — 171.

Baker A. Effects of varying inspiratory flow waveform and time in intermittent positive-pressure ventilation. Various physiological variables — Brit. J. Anaesth., 1977, vol. 49, p. 1221 — 1234.

Bendixen H., Egbert L., Hedly-White J. Respiratory care. — Saint Louis, 1965.

Benveniste D., Pedersen J.E.F. Centralised system of humidification for

respiratory treatment. — *Anaesthesia*, 1976, vol. 31, p. 421 — 429.

Bergmann N.A. Intrapulmonary gas trapping during mechanical ventilation at rapid frequencies. — *Anesthesiology*, 1972, vol. 37, p. 626 — 633.

Bok H.E., Kuyper F. Lieber Dampf als Tropfchen. — *Technik Med.*, 1973, Bd 4, S. 74 — 77.

Chamney, Anne R. Humidification requirements and techniques: Including a review of the performance of equipment in current use. — *Anaesthesia*, 1969, vol. 24, p. 602 — 617.

Cheney P., Butler J. The effects of ultrasonically-produced aerosols on airway resistance in man. — *Anesthesiology*, 1968, vol. 29, N 6, p. 1099-1106.

Cole P. Some aspects of temperature, moisture and heat relationship in the upper respiratory tract. — *J. Laryng.*, 1953, vol. 67, p. 449 — 456.

Cox L., Chapman E. A comprehensive volume cycled lung ventilator embodying feedback control. — *Mod. biol. Eng.*, 1974, vol. 12, p. 160 — 169.

Cournand A., Motley H.L., Werko L., Richards D.W. Physiological studies on the effects of intermittent positive pressure breathing on cardiac output in man. — *Amer. J. Physiol.*, 1948, vol. 152, p. 162 — 168.

Dammann J., McAsian T. Optimal flow pattern for mechanical ventilation of the Lung. — *Crit. Care Med.*, 1977, vol. 5, p. 128 — 136.

Deneke S.M., Fanburg B. Oxygen toxicity of the lung: an update. — *Brit. J. Anaesth.*, 1982, vol. 54, N 7, p. 737 — 749.

Dick W. Respiratorischer Flüssigkeits- und Wärmeverlust des Säuglings und Kleinkindes bei künstlicher Beatmung. — Berlin, New York: Springer — Verlag, 1972. — 69S.

Eisterer H., Stelnbereithner K. Untersuchungen zur postoperativen Sauerstofftherapie: Die Leistungsfähigkeit gebräuchlicher Gasanfeuchter. — *Wien. med. Wschr.*, 1964, Bd 114, S. 283 — 285.

Engstrom C.G. The clinical application of prolonged controlled ventilation, — *Acta Anaest. Scand.*, 1963, Suppl. 13, p. 3 — 21.

Fewell J., Abendschein D., Carlson C. et al. Continuous positive-pressure ventilation decreases right and left ventricular end-diastolic volumes in the dog — *Circulat. Res.*, 1980, vol. 46, p. 125 — 132.

Fritz K. Die Beatmung polytraumatisierter Patienten mit He — O₂ und N₂ — O₂ — Gemischen. — *Anaesthesist*, 1982, vol. 31, N 7, p. 323 — 329.

Garibaldi R, Britt M., Webster C. et al. Failure of bacterial filter to reduce the incidence of pneumonia after inhalation anesthesia. — *Anesthesiology*, 1981, vol. 54, p. 364 — 368.

Garrard C.S., Shah M. The effects of expiratory positive airway pressure on functional residual capacity in normal subjects. — *Crit. Care Med.*, 1978, vol. 6, p. 320 — 322.

Hamer Ph. Intratracheale Feuchtigkeitsmessungen bei intubierten Patienten während der Narkose und auf der Intensivtherapiestation unter Verwendung verschiedener Befeuchtungssysteme. — *Prakt. Anaesth.*, 1974, Bd 9, N 5, s. 306 — 315.

Han Y.H. Humidification of inspired air, — *J. A. M. A.*, 1968, vol. 205, p.

907 — 911.

Hayes B., Robinson J.S. An assessment of methods of humidifications of inspired gas — *Brit. J. Anaesth.*, 1970, vol. 42, p. 94 — 104.

Heironimus T. V. Humidifying the Air-Shields-Respirator. — *Anesthesiology*, 1965, vol. 26, p. 573 — 575.

Hedenstierna G. The anatomical and alveolar deadspaces during respirator treatment. Influence of respiratory frequency, minute volume and tracheal pressure. — *Brit. J. Anaesth.*, 1975, vol. 47, p. 993 — 1000.

Horgan J.D., Lange R.L. Review paper chemical control in the respiratory system. — *IEEE Trans. Biomed. Engin.*, 1968, vol. 15, p. 119 — 127.

International electrical committee standard Publication 601-1. Safety of medical electrical equipment. Part 1. General requirement — Geneva, 1977. — 388 p.

Johansson H., Lofstrom J.B. Effects on Breathing Mechanics and Gas Exchange of Different Inspiratory Gas Flow Pattern, — *Acta anaesth. scand.*, 1975, vol. 19, p. 8 — 18.

Jonzon A., Oberg P., Sedin G. et al. High-frequency positive-pressure ventilation by endotracheal insufflator. — *Acta Anaesth. Scand.*, 1971, vol. 43, Suppl. p. 1 — 43.

Kirby R. High-frequency positive pressure ventilation (HFPPV): What role in ventilatory insufficiency? — *Anesthesiology*, 1980, vol. 52, N 2, p. 109 — 110.

Kramer K., Tabbert M., Mottner J. et al. Die Herabsetzung von Stromungswiderstanden bei der Kunstlichen Beatmung mit HeliumSauerstoff-Gemischen. — *Biotechn. Umsch*, 1979, Bd 3, N 12, S. 366 — 368.

Lee J., Sweeney R. A study of transport mechanisms in high-frequency ventilation. — In: Conference on Engineering in Medicine and biology. 33rd. Proceedings. Washington, 1980, p. 88 — 88.

Lissac J., Labrousse J., Tenallon A., Bousser J. Aspects techniques de la reanimation respiratoire. — Paris, 1977. — 127 p.

Loh L., Sykes M. The assesment of ventilator performance. — *Brit. J. Anaesth.*, 1978, vol. 50, p. 63 — 71.

Moulin-du G., Hedley-White I. Bacterial interactions between anesthesiologists, then patients and equipment. — *Anesthesiology*, 1982, vol. 57, N 1, p. 37 — 41.

Mushin W.W., Rendel-Baker P.W. Automatic ventilation of the lungs. Blackwell scientific publication. — Oxford, 1969. — 349 p.

Nordstrom L. Haemodynamic effects of intermittent positive pressure ventilation with and without end-inspiratory pause. — *Acta anaesth. scand.*, 1972, vol. 47, p. 29 — 56.

Norlander O.P. The use of respirators in anaesthesia and surgery. — *Acta anaesth. scand*, 1968, Suppl. 30, p. 5 — 74.

Perel A. Intermittent mandatory ventilation during anaesthesia. — *Brit. J. Anaesth.*, 1978, vol. 50, p. 583 — 586.

Pichlmayr J., Mascher E., Sippel R. Untersuchungen zur Wirkung unterschiedlicher Beatmungsformer auf arterielle Blutgaswerte, periphere

Kreislaufgrößen und die Dehirndurchblutung. — *Anaesthesist*, 1974, vol. 23, p. 535 — 537.

Pontoppidan H., Geffin B., Lowenstein E. Acute respiratory failure in the adult. — *New Engl. J. Med.*, 1972, vol. 287, p. 690 — 698.

Rentsch H.P. Technische Aspekte der automatischen der kunstlichen Beatmung. *Berichte an crstcr Anastesiekongress*. — Leipzig, 1966.

Sjostrand U. High-Frequency positive pressure ventilation (HFPPV). A review — *Crit. Care Med.*, 1980, vol. 54, p. 1077 — 1087.

Thompson W., Marchak B., Bryan A. et al. Vagotomy reverses apnea induced by high-frequency oscillatory ventilation. — *J. Appl. Physiol.*, 1981, vol. 51, N 6, p. 1484 — 1487.

Tontschew G. Experimentelle Untersuchungen der Leistungsfähigkeit gebrauchlicher Atcmgasanfcuchter. — *Anaesth. Reanimat.*, 1978, Bd 3, S. 156 — 165.

Toremalm N.G. A heat and moisture exchanger for posttracheotomy care — *Acta otolaryng. (Stockh.)*, 1960, vol. 52, p. 461 — 471.

Zietz G. *Beatmungsgerate*. — Berlin: Veb Verlag Volk und gesundheit. 1981 — 259 p.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Глава 1. Некоторые аспекты клинической физиологии и патологии дыхания; показания к искусственной вентиляции легких	5
Легочная вентиляция	5
Распределение газов и крови в легких	8
Диффузия	11
Механика дыхания	12
Недостаточность спонтанного дыхания и показания к искусственной вентиляции легких	16
Чрезмерно высокая работа дыхания	22
Глава 2. Принципиальные основы искусственной вентиляции легких	24
Биомеханика и способы искусственной вентиляции легких	24
Нежелательные эффекты искусственной вентиляции легких	32
Рациональные параметры искусственной вентиляции легких	35
Глава 3. Некоторые специальные методы и способы искусственной вентиляции легких	58
Струйный (инжекционный) метод искусственной вентиляции легких	58
Высокочастотная искусственная вентиляция легких	61
Вспомогательная искусственная вентиляция легких	65
Глава 4. Принципы построения аппаратов ИВЛ: классификация, структурная схема, генераторы вдоха и выдоха, разделительная емкость	71
Классификация аппаратов ИВЛ	71
Структурная схема аппарата ИВЛ	75
Генераторы вдоха	76
Генераторы выдоха	86
Разделительная емкость	88
Глава 5. Принципы построения аппаратов ИВЛ: распределительное устройство, переключающий механизм, различные способы переключения фаз дыхательного цикла	91
Распределительное устройство	91
Переключающий механизм	94
Переключение со вдоха на выдох	95
Количественное сравнение стабильности различных способов переключения со вдоха на выдох	100
Переключение с выдоха на вдох	103
Глава 6. Принципы построения аппаратов ИВЛ: привод, управление, измерение, сигнализация	106
Привод	106
Пневматический привод	106
Затраты мощности в аппарате ИВЛ	111
Глава 7. Автоматизация искусственной вентиляции легких	127
Моделирование процесса искусственной вентиляции легких	127
Автоматическое управление искусственной вентиляцией легких с ис-	137

пользованием биологической информации	
Автоматизация аппаратов ИВЛ без использования биологической информации	
Глава 8. Кондиционирование вдыхаемой газовой смеси	148
Увлажнение и обогрев вдыхаемой смеси газов	148
Внутреннее (реверсивное) увлажнение и обогрев; влаго- и теплообменники	151
Внешнее увлажнение и обогрев	153
Аэрозольное увлажнение. Аэрозольные распылители-увлажнители дыхательных газовых смесей	164
Увлажнение водяным паром. Увлажнители-испарители дыхательных газовых смесей	162
Регулирование содержания кислорода	177
Дополнительные компоненты газовой смеси	181
Глава 9. Обзор аппаратов ИВЛ	184
Выпускаемые в СССР аппараты с электроприводом	185
Выпускаемые в СССР аппараты с пневмоприводом	191
Наиболее распространенные в СССР зарубежные аппараты	197
Глава 10. Обеззараживание аппаратов ИВЛ	201
Методы обеззараживания	204
Обеззараживание отдельных узлов и аппаратов ИВЛ и собранном виде	212
Обеззараживание отдельных блоков и деталей	214
Обеззараживание аппаратов в целом	216
Глава 11. Основные правила безопасной эксплуатации аппаратов ИВЛ	220
Функциональная безопасность аппаратов ИВЛ	220
Электробезопасность	223
Безопасность применения сжатых газов	225
Взрывобезопасность	226
Проверка технического состояния аппаратов ИВЛ	229
Некоторые типичные ошибки при использовании аппаратов ИВЛ	231
Список литературы	231

CONTENTS

<i>Preface</i>		3
Chapter 1.	Some aspects of clinical physiology and pathology of respiration, indications for ALV	5
Chapter 2.	Principal bases of ALV	24
Chapter 3.	Special methods and means of ALV	58
Chapter 4.	Principles of designing of apparatuses for ALV	71
Chapter 5.	Principles of designing of apparatuses for ALV (continuation)	91
Chapter 6.	Principles of designing of apparatuses for ALV (continuation)	106
Chapter 7.	Automation in ALV	127

Chapter 8.	Conditioning of the inhaled gaseous mixture	148
Chapter 9.	ALV apparatuses	184
Chapter 10.	Disinfection of ALV apparatuses	201
Chapter 11.	Main safety rules	220
<i>References</i>		234

**Роберт Иванович Бурлаков,
Юрий Шмулевич Гальперин,
Владимир Маркович Юревич**

ИСКУССТВЕННАЯ ВЕНТИЛЯЦИЯ ЛЕГКИХ

Зав. редакцией Ю.В. Махотин.
Редактор В.И. Белькевич.
Редактор издательства М.А. Годунова.
Художеств, редактор С.М. Лымина.
Художник Ф.К. Мороз.
Технический редактор З.А. Романова.
Корректор Н.С. Климечюва

И Б № 3924

Сдано в набор 29.11.85. Подписано к печати 404.86. Т-01336. Формат бумаги 84X108¹/₃₂. Бумага тип. № 2. Гарнитура литературная. Печать высокая. Усл. печ. л. 12,60. Усл. кр.-отг. 12,90. Уч.-изд. л. 13,96. Тираж 12000 экз. Заказ № 1351. Цена 70 коп.

Ордена Трудового Красного Знамени издательство «Медицина», 103062, Москва, Петроверигский пер., 6/8.

Областная ордена «Знак Почета» типография им. Смирнова Смоленского облуправления издательств, полиграфии и книжной торговли, 214000, г. Смоленск, проспект им. Ю. Гагарина, 2.