

Министерство образования и науки Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Тамбовский государственный технический университет»

**С. В. ФРОЛОВ, А. Ю. КУЛИКОВ,
В. М. СТРОЕВ и др.**

НАРКОЗНО-ДЫХАТЕЛЬНАЯ АППАРАТУРА

Рекомендовано учебно-методическим объединением вузов Российской Федерации по образованию в области радиотехники, электроники, биомедицинской техники и автоматизации в качестве учебного пособия для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлению подготовки бакалавров и магистров 201000 «Биотехнические системы и технологии»



Тамбов
Издательство ФГБОУ ВПО «ТГТУ»
2013

УДК 621.396.6
ББК 3844-06я73-5
Н29

Рецензенты:

Кандидат технических наук, доцент,
ведущий специалист по ремонту медицинского оборудования
ООО «ТамбовМедик»
В. Н. Щербинин

Доктор технических наук, профессор
кафедры «Материалы и технологии» ФГБОУ ВПО «ТГТУ»
А. И. Фесенко

Авторский коллектив:

С. В. Фролов, А. Ю. Куликов, В. М. Строев,
М. С. Фролова, В. Г. Однолько

Н29

Наркозно-дыхательная аппаратура : учебное пособие для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлению подготовки бакалавров и магистров 201000 «Биотехнические системы и технологии» / С. В. Фролов [и др.] – Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2013. – 96 с. – 100 экз.
ISBN 978-5-8265-1236-4

Представлены теоретические сведения о параметрах и методах вентиляции лёгких, а также структурные схемы, конструктивные особенности, режимы работы аппаратов искусственной вентиляции лёгких (ИВЛ) и ингаляционного наркоза (ИН) отечественного производства.

Предназначено для студентов дневного и заочного отделений по направлению подготовки бакалавров и магистров 201000 «Биотехнические системы и технологии». Рекомендуется также студентам, выполняющим курсовое и дипломное проектирование по тематике дисциплины.

УДК 621.396.6
ББК 3844-06я73-5

ISBN 978-5-8265-1236-4

© Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Тамбовский государственный технический университет» (ФГБОУ ВПО «ТГТУ»), 2013

ВВЕДЕНИЕ

Искусственная вентиляция лёгких (ИВЛ), или искусственное дыхание – это искусственное вдувание воздуха в лёгкие. Применяется в качестве реанимационной меры при серьёзном нарушении самостоятельного дыхания человека, а также как средство, предохраняющее от нехватки кислорода, обусловленной применением общей анестезии или заболеваниями, связанными с нарушением спонтанного дыхания. Одна из форм искусственного дыхания – прямое вдувание воздуха или газовой смеси, предназначенной для дыхания, в дыхательные пути, аппаратом ИВЛ. Воздух для вдыхания вдувается через интубационную трубку. Применение другой формы искусственного дыхания не связано с прямым вдуванием воздуха в лёгкие. В этом случае лёгкие ритмично сжимают и разжимают, вызывая таким образом пассивный вдох и выдох. При использовании так называемого «электрического лёгкого» дыхательные мышцы стимулируются электрическим импульсом. При нарушении дыхательной функции у детей, особенно у новорождённых, применяется специальная система, которая постоянно поддерживает положительное давление в дыхательных путях через трубки, вставленные в нос.

Основное показание для применения ИВЛ – сложные продолжительные операции. Через аппарат ИВЛ в тело человека поступает не только кислород, но и газы, необходимые для проведения и поддержания общей анестезии, а также для обеспечения определённых функций тела. Искусственная вентиляция лёгких применяется всегда, когда нарушается функция лёгких, например при тяжёлом воспалении лёгких, повреждении головного мозга (человек в коме) и(или) лёгких в результате несчастного случая. В случае повреждения мозгового ствола, в котором находятся центры, регулирующие дыхание и кровообращение, искусственная вентиляция лёгких может быть продолжительной.

1. НАЗНАЧЕНИЕ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

Наркозно-дыхательная аппаратура – *технические средства* (ТС), обеспечивающие проведение ингаляционного наркоза и искусственной вентиляции лёгких, а также мониторы и устройства для контроля параметров работы аппаратов ИН и аппаратов ИВЛ.

К указанным аппаратам предъявляются общие требования:

- приспособленность для эксплуатации в условиях следующих отделений больницы: хирургии, реанимации, интенсивной терапии;
- выполнение технических требований: высокой надёжности, длительного времени эксплуатации, малого сопротивления дыханию, герметичности дыхательного контура и т.д.;
- высокая степень обеспечения безопасности для пациента и обслуживающего персонала;
- низкий уровень шума.

Приведём определения для каждого вида наркозно-дыхательной аппаратуры отдельно [4]. Согласно ГОСТ 17807–83 аппарат ИВЛ – устройство для перемещения дыхательного газа между внешней средой и пациентом, основное назначение которого – лечение острой дыхательной недостаточности различной этиологии, снижение затрат работы на самостоятельное дыхание; также при необходимости ИВЛ может решать дополнительные задачи, а именно: полностью замещать или усиливать самостоятельную вентиляцию. Причины возникновения дыхательной недостаточности различны, к ним относятся: инфекционные заболевания, заболевания нервной системы, заболевания органов дыхания, несчастные случаи и катастрофы, асфиксия новорождённых, отравление, релаксация мышц для хирургии и др.

Таким образом, есть необходимость производства аппаратов ИВЛ, которые будут использоваться при различных патологиях дыхательной недостаточности у пациентов разных возрастных категорий и могут бесперебойно работать в разнообразных лечебных учреждениях. Для этого имеет место производство определённой номенклатуры аппаратов ИВЛ и создание широкого набора режимов работы аппаратов.

Аппараты *ингаляционного наркоза* (ИН) – устройства для создания анестезирующих газопаровых смесей и их подачи через дыхательный контур пациенту (ГОСТ 17807–83), основное назначение которых – обеспечение хирургических методов лечения и возможности выполнения наиболее сложных операций.

Основной целью ингаляционного наркоза является устранение боли, а также предупреждение психических реакций, расслабление мышц, поддержка газообмена и кровообращения, и т.д. [3].

Для достижения данных целей в аппарат ИН необходимо включить ряд блоков ИВЛ, технических средств для контроля вентиляции и кровообращения, глубины анестезии, степени релаксации, устройств для длительного введения во время операции лекарственных средств.

Аппараты для ИВЛ это наиболее сложный тип наркозно-дыхательной аппаратуры. В аппаратах ИВЛ используются механические, пневматические, электронные и даже гидравлические (в увлажнителях) схемы и узлы. Также высоки требования к надёжности и безопасности аппаратов ИВЛ, так как в практике интенсивной терапии продолжительность ИВЛ исчисляется сутками, неделями, иногда месяцами, а у отдельных больных и годами.

Искусственная вентиляция лёгких проводится с помощью специальных технических средств и является наиболее эффективным, а иногда единственным, методом лечения опасного для жизни нарушения дыхания, которое возникает вследствие инфекционных заболеваний, серьёзных отклонений нервной системы и органов дыхания, из-за травм, ранений и поражений электрическим током. В то же время ИВЛ необходима для обеспечения сложных операций, для лечения асфиксии новорождённых и т.п.

Перечень областей применения ИВЛ не ограничивается представленными выше и доказывает важность оснащения аппаратами ИВЛ широкой сети ЛПУ (лечебно-профилактических учреждений) – от поликлиник и родильных домов до клиник и научных центров.

ИВЛ используется для решения следующих задач:

- заменить отсутствующую самостоятельную вентиляцию;
- усилить неадекватную самостоятельную вентиляцию;
- снизить работу, затрачиваемую на самостоятельную вентиляцию.

Первая задача не требует обоснования, так как уже спустя несколько минут после прекращения вентиляции наступают необратимые изменения в головном мозге пациента. Вторая задача возникает в том случае, когда сохраняется самостоятельная вентиляция, но она не в состоянии обеспечить поддержание гомеостаза организма, т.е. в первую очередь pCO_2 , pO_2 и pH в тканях. Ещё одна задача появляется в ситуации, если самостоятельная вентиляция может поддерживать гомеостаз только ценой совершения огромной работы, которая делает пациента нетрудоспособным.

Механизм естественной, самостоятельной вентиляции лёгких может быть нарушен рядом причин:

- повреждение центрального управления и(или) нервно-мышечной проводимости вызывает полное или частичное нарушение работы дыхательной мускулатуры;

- повреждения грудной клетки в результате травм или ранений, нарушающих её герметичную изоляцию от окружающего воздуха;

- искусственно вызванная релаксация мышц, в том числе и дыхательных, необходимая для успешного проведения самых сложных операций;

- патологическое увеличение затрат работы на вентиляцию;

- асфиксия новорождённого.

Обеспечить вентиляцию лёгких в принципе возможно различными методами. Однако наиболее естественный путь заключается в введении в дыхательные пути пациента порций газа заданного объёма с заданной частотой. В настоящее время основным способом осуществления респираторной поддержки является вдувание (инсуффляция) газовой смеси в дыхательные пути пациента.

Физические задачи ИВЛ:

- вдувание газа заданного состава;

- вдувание газа с нужной интенсивностью;

- обеспечение кондиционирования газа;

- минимизация вредных воздействий.

Рассмотрим параметры ИВЛ, которые целесообразно разбить на три группы [5]:

1. Объёмные показатели включают:

1.1. Дыхательный объём (V_T , л или мл) – объём газа, поступивший в лёгкие пациента в одном дыхательном цикле. Его обычно нельзя непосредственно измерить, так как присоединение аппарата ИВЛ к пациенту редко бывает полностью герметичным. Хотя даже в принципе объём выдыхаемого газа, чем вдыхаемый объём, ($V_{T\text{выд}} / V_{T\text{вд}} \approx 0,8$) принято измерять объём выдыхаемого газа. Для взрослого пациента чаще всего $V_T = 0,65 \dots 0,8$ л (10...12 мл/кг веса) и зависит от роста, веса, возраста, пола и состояния пациента.

1.2. Минутная вентиляция (\dot{V} , л/мин) – объём газа, прошедший через лёгкие пациента за 1 мин. Именно этот показатель наиболее важен, так как отражает интенсивность вентиляции. Его обычно определяют перемножением измеренных значений дыхательного объёма и частоты вентиляции. Необходимая минутная вентиляция зависит от многих факторов. Только приблизительно можно считать, что для взрослого пациента без значительной сердечно-лёгочной патологии она находится в пределах 150... 220 мл/мин на 1 кг веса.

2. Временные показатели включают:

2.1. Длительность вдоха (T_I , с) – интервал времени от начала поступления газа в лёгкие до начала выхода газа из лёгких.

2.2. Длительность выдоха (T_E , с) – интервал времени от начала выхода газа из лёгких до начала поступления газа в лёгкие.

2.3. Длительность дыхательного цикла (T_C , с) – совокупность последовательных интервалов вдоха и выдоха.

2.4. Частота вентиляции (f , мин⁻¹) – число дыхательных циклов за 1 мин. Этот показатель определяют пересчётом длительности целого число полных дыхательных циклов. Для обычной (не высокочастотной) ИВЛ этот показатель чаще всего может находиться в широком диапазоне; для взрослого от 10 до 20 мин⁻¹.

2.5. Относительная длительность вдоха (C , %) – выраженное в процентах отношение длительностей вдоха и дыхательного цикла.

3. Показатели давления:

3.1. Пиковое (максимальное) давление вдоха ($P_{\text{пик}}$) – максимальное мгновенное значение давления на интервале дыхательного цикла. Оно определяется дыхательным объёмом и характеристиками органов дыхания. Пиковое внутрилёгочное давление обычно меньше пикового давления на входе в дыхательные пути, где его измеряют. Пиковое давление часто, но не обязательно, создаётся в конце вдувания газа в лёгкие. Безопасное давление, которое может быть создано современными аппаратами ИВЛ, составляет 80...100 гПа, однако оператор имеет возможность ограничить давление на более низкую величину.

3.2. Минимальное давление ($P_{\text{мин}}$) – минимальное мгновенное значение давления на интервале дыхательного цикла. Как правило, создаётся в конце выдоха и обычно бывает нулевым. По определённым показаниям оператор может создавать положительное давление конца выдоха (ПДКВ) в диапазоне 2... 25 гПа.

3.3. Давление паузы вдоха (P_p) – минимальное давление, создающееся в конце паузы вдоха. Оно обычно меньше $P_{\text{пик}}$ на 15...30%, и эта разница обусловлена сопротивлением дыхательных путей.

3.4. Среднее давление ($P_{\text{ср}}$ или \bar{P}) – среднее интегральное значение давления дыхательного цикла обычно положительно и является количественной мерой воздействия ИВЛ на организм пациента. Очень приблизительно оно составляет $1/3P_{\text{пик}}$. Среднее давление достаточно легко определить обработкой электрического сигнала давления, но без особых затруднений оно может быть получено с помощью пневматического фильтра с подобранной высокой постоянной времени.

Рассмотрим подробнее математические выражения параметров и характеристик.

Все давления в дыхательном контуре измеряют в гПа или в см вод. ст., причём 1 см вод. ст. = 0,981 гПа.

С количественной стороны физические характеристики органов дыхания оцениваются определённым набором показателей. Приведём здесь те из них, которые используются в практике разработки и испытаний аппаратов ИВЛ.

Меру эластичных свойств лёгких, грудной клетки и их совокупности называют *растяжимостью* и соответственно обозначают $C_{л}$, $C_{г}$ и $C_{об}$. Растяжимость определяется отношением изменения объёма эластичной структуры к изменению в ней давления, т.е. $C = \Delta V / \Delta P$. Общая растяжимость меньше каждой из её составляющих, и физически это выражается так: $1/C_{об} = 1/C_{л} + 1/C_{г}$. В дальнейшем, когда это допустимо, говоря о растяжимости, мы будем иметь в виду общую растяжимость. Значение C сильно изменяется с возрастом, ростом и массой тела человека и в зависимости от заболеваний, особенно патологии органов дыхания. Растяжимость конкретного больного может быстро измениться. Во время ингаляционной анестезии $C_{об}$ повышается из-за действия мышечных релаксантов, вскрытия грудной клетки, а также зависит от глубины и вида анестезии. Для условий ИВЛ у взрослого нормальным значением обычно считают 40...60 мл/гПа. Растяжимость, например 50 мл/гПа, означает, что давление в лёгких увеличится на 1 гПа вследствие введения в них 50 мл газа. Справедлива и обратная формулировка – объём лёгких возрастёт на 50 мл вследствие увеличения в них давления на 1 гПа. Даже у одного и того же пациента и в одном его состоянии растяжимость постоянна и имеет минимальную величину только в сравнительно небольшом диапазоне изменения объёма лёгких, примерно совпадающего с дыхательным объёмом. Ясно, что значительное увеличение или снижение начального давления, от которого вводится один и тот же дыхательный объём, потребует большего перепада давления.

Физическую характеристику органов дыхания, связанную с преодолением сил трения, называют сопротивлением. Величина сопротивления участка пневматической линии выражается через перепад давления, который требуется для пропускания через неё расхода газа (точное значение этого термина – объёмная скорость движения газа) величиной 1л/с, имеет размерность гПа·с/л. Отсюда легко определить, что если для достижения на входе постоянного расхода газа 30 л/мин требуется разность между давлениями на входе в дыхательные пути и

альвеолярным давлением 2 гПа, то сопротивление дыхательных путей составляет $2 \cdot 60 / 30 = 4$ см вод. ст.

Если же необходимо от сопротивления перейти к перепаду давлений, то следует принять во внимание, что в различных участках дыхательных путей существует ламинарный (спокойный, с параллельным перемещением газа по отдельным струйкам потока) и турбулентный (с интенсивными завихрениями) характер течения газа. В первом случае на перепад давлений влияет вязкость газа, во втором – его плотность. При прочих равных условиях перепад давления при турбулентном потоке газа пропорционален квадрату расхода, а при ламинарном – первой степени расхода. Обработка экспериментальных данных показала, что хорошее приближение к ним даёт предположение, что перепад давления зависит от расхода в степени 1,15, поэтому в большинстве расчётов можно считать поток газа в дыхательных путях ламинарным.

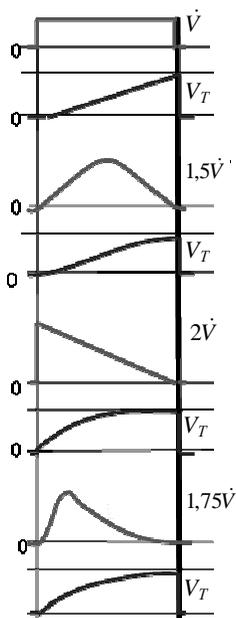
Приведённые характеристики C и R и их произведение – постоянная времени в инженерной практике обычно используются для оценки органов дыхания в целом. Для взрослого человека с нормальными лёгкими она для условий ИВЛ равна примерно 0,2 с и несколько различна для вдоха и для выдоха. Однако по разным причинам, особенно вследствие многих патологических состояний, различные участки лёгких часто имеют достаточно отличающиеся характеристики. Поэтому создатели аппаратов должны использовать определённые технические решения, чтобы в этих условиях обеспечить равномерную вентиляцию всех участков лёгких. Более точное выражение равномерности вентиляции – это использование количественного значения вентиляции/кровоток.

Когда в лёгкие поступает объём газа, то только часть его достигает альвеол – тех эластичных образований лёгочной ткани, где происходит газообмен альвеолярного газа с кровью, т.е. диффузия кислорода из газа в кровь и одновременно диффузия углекислого газа из крови в альвеолярный газ. Это обстоятельство оценивается так называемым «объёмом мёртвого пространства», который можно назвать бесполезной для газообмена частью дыхательного объёма. Однако этот объём V_d не является объёмом какой-либо анатомической структуры, а определяется функционально – по своему влиянию на газообмен. Обычно у взрослого человека в нормальных условиях он составляет 120...150 мл. Для оценки состояния органов дыхания правильнее пользоваться не абсолютным значением объёма мёртвого пространства, а его отношением к дыхательному объёму, которое у здорового человека не превышает 0,3.

Сравним особенности самостоятельной вентиляции и ИВЛ применительно к одинаковому дыхательному объёму и одинаковой частоте дыхания, а также для обычных значений физических характеристик органов дыхания. Для самостоятельного дыхания характерна примерно синусоидальная форма скорости на вдохе и на выдохе и отношение длительностей вдоха и выдоха 1:1; для ИВЛ – постоянная скорость вдувания и отношение длительностей вдоха и выдоха 1:2.

При самостоятельном дыхании во время вдоха усилие дыхательных мышц, преодолевая эластическое сопротивление лёгких, увеличивает объём грудной клетки и создаёт необходимую разницу давлений между внешней средой и лёгкими. При ИВЛ перемещение воздуха (газовой смеси) между внешней средой и лёгкими совершается под воздействием внешней силы, создающей необходимую разность давлений. Рассмотрим функциональные кривые – изменение во время дыхательного цикла объёмной скорости движения газа, изменение объёма лёгких, давления в лёгких и на входе в дыхательные пути.

Классификация формы скорости вдувания газа во время вдоха приведена на рис. 1.



1. Постоянная – скорость вдувания во время вдоха имеет постоянное значение, заданное настройкой аппарата

2. Синусоидальная – характеризуется плавным нарастанием и снижением скорости вдувания с максимумом в середине интервала вдувания

3. Снижающаяся (рампообразная) – скорость вдувания максимальна в начале вдоха и затем плавно снижается

4. Возрастающая – скорость вдувания постепенно возрастает, достигая максимума в конце вдувания

Рис. 1. Классификация формы скорости вдувания газа во время вдоха

Наряду с несомненным благоприятным влиянием на организм при нарушении или выключении самостоятельного дыхания, ИВЛ может оказывать отрицательное действие на функцию некоторых органов и систем.

При ИВЛ во время вдвухания газовой смеси в трахею внутрилёгочное давление повышается до 15...20 см вод. ст. (иногда выше), а внутриплевральное – до 5...10 см вод. ст. Это приводит к уменьшению притока крови к правому предсердию. Раздуваемые изнутри альвеолы передавливают лёгочные капилляры, повышается давление в лёгочной артерии и её ветвях, возрастает легочное сосудистое сопротивление, ухудшается приток крови к лёгким из правого желудочка (в котором также повышается давление). Результатом является снижение сердечного выброса и артериального давления.

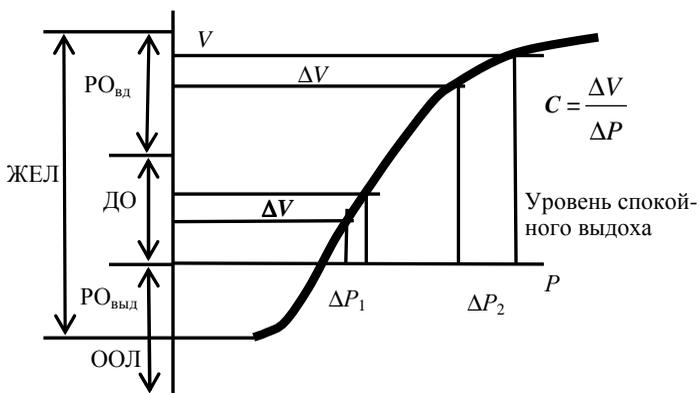
В процессе лёгочной вентиляции непрерывно обновляется газовый состав альвеолярного воздуха. Величина лёгочной вентиляции определяется глубиной дыхания или дыхательным объёмом и частотой дыхательных движений. Во время дыхательных движений лёгкие человека заполняются вдыхаемым воздухом, объём которого является частью общего объёма лёгких. Для количественного описания лёгочной вентиляции общую ёмкость лёгких делят на несколько компонентов или объёмов. При этом лёгочной ёмкостью называется сумма двух и более объёмов.

Лёгочные объёмы подразделяют на *статические* и *динамические*. Статические лёгочные объёмы измеряют при завершённых дыхательных движениях без лимитирования их скорости. Динамические лёгочные объёмы измеряют при проведении дыхательных движений с ограничением времени на их выполнение.

Лёгочные объёмы. Объём воздуха в лёгких и дыхательных путях зависит от следующих показателей: 1) антропометрических индивидуальных характеристик человека и дыхательной системы; 2) свойств лёгочной ткани; 3) поверхностного натяжения альвеол; 4) силы, развиваемой дыхательными мышцами.

Дыхательный объём (ДО) – объём воздуха, который вдыхает и выдыхает человек во время спокойного дыхания (рис. 2). У взрослого человека ДО составляет примерно 500 мл. Величина ДО зависит от условий измерения (покой, нагрузка, положение тела). ДО рассчитывают как среднюю величину после измерения примерно шести спокойных дыхательных движений.

Резервный объём вдоха (РО_{вд}) – максимальный объём воздуха, который способен вдохнуть испытуемый после спокойного вдоха. Величина РО_{вд} составляет 1,5...1,8 л.



ОБОЗНАЧЕНИЯ:

- ЖЕЛ – жизненная ёмкость лёгких
- ДО – дыхательный объём
- РО_{вд} – резервный объём вдоха
- РО_{выд} – резервный объём выдоха
- ООЛ – остаточный объём лёгких
- ΔV – объём, введённый в лёгкие
- ΔP – ответное повышение давления в лёгких

Рис. 2. Лёгочный объём

Резервный объём выдоха (РО_{выд}) – максимальный объём воздуха, который человек дополнительно может выдохнуть с уровня спокойного выдоха. Величина РО_{выд} ниже в горизонтальном положении, чем в вертикальном, уменьшается при ожирении. Она равна в среднем 1,0...1,4 л.

Остаточный объём лёгких (ООЛ) – объём воздуха, который остаётся в лёгких после максимального выдоха. Величина остаточного объёма равна 1,0...1,5 л.

Исследование динамических лёгочных объёмов представляет научный и клинический интерес и их описание выходит за рамки курса нормальной физиологии.

Измерение лёгочных объёмов и ёмкостей имеет клиническое значение при исследовании функции лёгких у здоровых лиц и при диагностике заболевания лёгких человека. Измерение лёгочных объёмов и ёмкостей обычно производят методами спирометрии, пневмотахометрии с интеграцией показателей и бодиплетизмографии.

2. МЕТОДИКИ И РЕЖИМЫ ВЕНТИЛЯЦИОННОЙ ПОДДЕРЖКИ

Респираторной поддержкой называют способы замены или улучшения самостоятельного дыхания. Термин *искусственная вентиляция лёгких* (ИВЛ), применимый, когда у пациента сохранена самостоятельная вентиляция, не всегда точен.

А вентиляционной поддержкой называют совокупность всех приёмов, используемых для замены отсутствующей или дополнения неадекватной самостоятельной вентиляции, и для понижения ненормально высокой работы самостоятельной вентиляции.

Методика – это приём вентиляционной поддержки, а режим – сочетание её количественных характеристик [2].

В таблице 1 представлена терминология методик вентиляционной поддержки (общие термины).

Таблица 1

Сокращение	Наименование на русском языке	Сокращение	Наименование на английском языке
ИВЛ	Искусственная вентиляция лёгких	IPPV	Intermittent positive pressure ventilation
УИВЛ	Управляемая ИВЛ	CMV	Controlled mechanical ventilation
ВУО	Вентиляция, управляемая по объёму	VCV	Volume controlled ventilation
ВУД	Вентиляция, управляемая по давлению	PCV	Pressure controlled ventilation
ВОД	Вентиляция с ограничением давления	PLV	Pressure limiting ventilation
РО ВУД	ВУД с регулированием объёма	VR PCV	Volume regulated pressure controlled ventilation
ИО ВУД	ВУД с инверсным отношением длительностей вдоха и выдоха	IR PCV	Inverse ratio pressure controlled ventilation
РВ	Вентиляция, осуществляемая вручную	ManV	Manual ventilation
ПДКВ	Положительное давление конца выдоха	PEEP	Positive end expiratory pressure
ВИО	ИВЛ с длительностью вдоха, большей длительности выдоха	IRV	Inverse ratio ventilation
ПРЛ	Периодическое раздувание лёгких («Вздох»)	Sigh	Artificial sigh

Таблица 2

Сокращение	Наименование на русском языке	Сокращение	Наименование на английском языке
ВИВЛ	ИВЛ с синхронизацией работы аппарата с дыхательной активностью пациента	AssV	Assisted ventilation
В-УИВЛ	Вспомогательно-управляемая ИВЛ	AssCMV	Assisted/controlled ventilation
АпВ	Апноэная вентиляция	ApnV	Apnoic ventilation
АдВ	Адаптивная вентиляция	AdaptV	Adaptive ventilation
СППВ	Синхронизированная периодическая принудительная вентиляция	SIMV	Synchronized intermittent mandatory ventilation
ПД	Поддержка давлением	PS	Pressure support
ПДЗО	Поддержка давлением с обеспечением заданного дыхательного объёма	VAPS	Volume assured pressure support
ППД	Периодическая поддержка давлением	IPS	Intermittent pressure support

В таблице 2 представлены термины синхронизированной вентиляции. В таблице 3 представлены термины чередования принудительной и самостоятельной вентиляций.

Таблица 3

Сокращение	Наименование на русском языке	Сокращение	Наименование на английском языке
ППВ	Периодическая принудительная вентиляция	IMV	Intermittent mandatory ventilation
ОМВ	Обязательная минутная вентиляция	MMV	Mandatory minute volume
ДФВ	Двухфазная вентиляция	BiPAP	Biphasic positive airway pressure
СДППД	Самостоятельное дыхание с постоянно положительным давлением	CPAP	Continuous positive airway pressure
ВСД	Вентиляция сбросом давления	PRV	Pressure release ventilation
В-САМД	Вспомогательно-самостоятельное дыхание	ASB	Assisted spontaneous breathing
САМД	Самостоятельное дыхание	SPONT (SB)	Spontaneous breathing

Сопоставим два принципа управления вентиляцией.

Управление по объёму (ВУО или VCV) (рис. 3) позволяет задавать значения дыхательного объёма и минутной вентиляции. Давление в дыхательных путях при этом является производным фактором. Переключение на выдох происходит из-за истечения заданного на вдох времени или из-за подачи установленного объёма.

Управление по давлению (ВУД или PCV) позволяет задавать величину давления. Дыхательный объём не задаётся и контролируется средствами измерения. Переключение на выдох осуществляется из-за истечения заданного на вдох времени или из-за достижения заданного давления. Методика используется потому, что повышение максимального давления вдоха ($P_{\text{пик}}$) может представлять для пациента опасность.

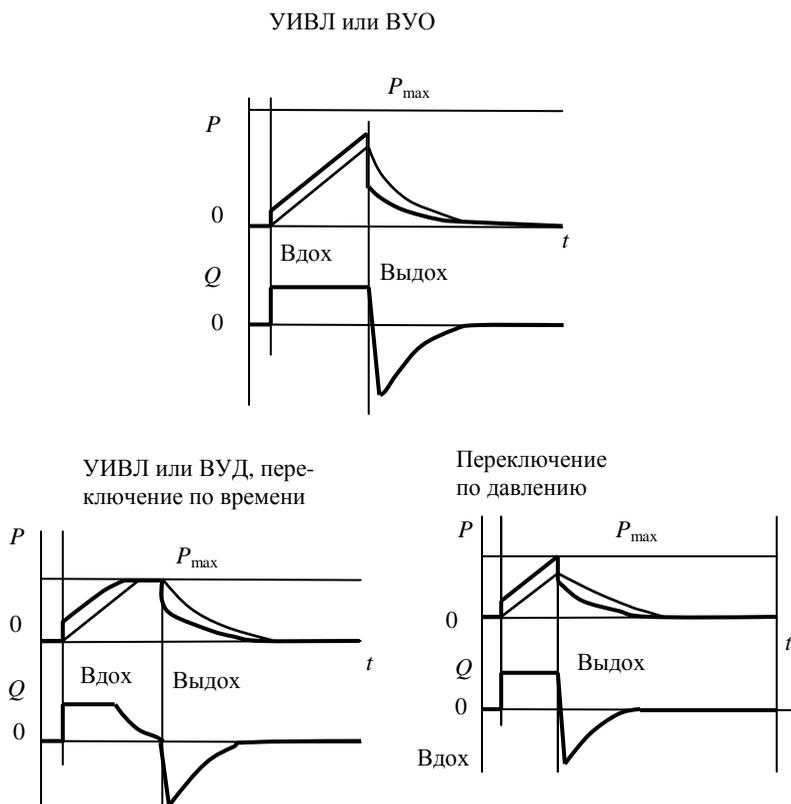


Рис. 3. Тип управления

При использовании управления по объёму ограничение P_{\max} устанавливается выше $P_{\text{пик}}$, вследствие чего срабатывание предохранительного устройства будет происходить в исключительных случаях.

Вследствие того, что в методике ВУД ограничение $P_{\text{пик}}$ устанавливается достаточно низко, ограничение давления будет срабатывать в каждом дыхательном цикле, тем самым снижая подаваемый пациенту объём, а длительность вдоха может остаться неизменной (переключение на выдох по времени). В современных же стандартах установлено, что при $P_{\text{пик}} = P_{\max}$ аппарат переключается на выдох, что называется переключением с вдоха на выдох по давлению.

Также существует методика *управления по давлению с регулированием объёма* (РО ВУД или VR PCV) – это способ дополнения управления по давлению стабилизацией дыхательного объёма с помощью автоматического управления скоростью вдувания сигналом обратной связи. Методика применяется для исключения неопределённости подаваемого дыхательного объёма.

При заданных и получающихся в результате взаимодействия заданных параметров с характеристиками пациента параметрах вентиляции можно изменить характер скорости вдувания газа аппаратом в лёгкие пациента во время вдоха (рис. 4).

Чаще остальных используют постоянную скорость вдувания, которая является следствием использования различных источников подачи газа. По сравнению с остальными формами, которые требуют специальных приёмов, она характеризуется минимальным мгновенным значением скорости вдувания. Убывающая форма имеет следующие преимущества:

- в определённой мере имеет место более равномерное распределение давления в участках лёгких с разными постоянными времени;
- по мере снижения скорости измеряемое на входе в дыхательные пути давление быстро приближается к внутрилёгочному значению;
- улучшается комфортность вентиляции вследствие быстрого нарастания объёма лёгких.



Рис. 4. Формы скорости вдувания для одинаковых v_t и T_I

Однако на практике эта форма не применяется, потому что при возрастающей скорости вдвухания эти преимущества становятся недостатками.

Часто для ряда методик вентиляции на практике применяется *положительное давление в конце выдоха* (ПДКВ или РЕЕР). Кривая давления показана на рис. 5. Иногда, вследствие повышенного сопротивления дыхательных путей и(или) сокращения длительности выдоха вследствие установки большой частоты вентиляции и увеличения относительной длительности вдоха ПДКВ возникает вопреки желанию оператора. Более того, оно может достаточно возрасти внутри лёгких, но остаться незаметным в точке измерения давления, т.е. на входе в дыхательные пути. Эта ситуация, распознаваемая по кривой скорости газа, называется авто-ПДКВ.

При резком переходе от вдвухания к выдоху в параллельно включенных частях лёгких с неодинаковыми постоянными времени $P_{\text{пик}}$ остаётся различным. Это может привести к снижению эффективности газообмена, поскольку создаются условия для неравномерной объёмной вентиляции участков лёгких. Вместе с тем становится сложно оценить $P_{\text{пик}}$ внутри лёгких. Следующие приёмы помогают избавиться от этих проблем:

- устанавливается «пауза на вдохе» или «плато», когда вдвухание прекращается, а вдох ещё не начинается;
- к появлению этой паузы приводит ограничение $P_{\text{пик}}$ при сохранении ранее заданной длительности вдоха;
- создаётся форма скорости вдвухания с её снижением к концу вдвухания.

Любой из вышеперечисленных приёмов даёт условия для выравнивания давления в участках лёгких с разными постоянными времени ($\tau = RC$), однако в зависимости от значений постоянных времени не всегда можно достигнуть полного выравнивания давлений.

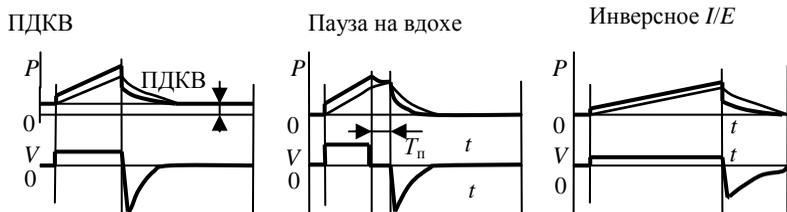


Рис. 5. Кривая давления

Инверсное отношение длительностей вдоха и выдоха, сущность которого заключается в продлении длительности вдоха, позволяет улучшить газообмен внутри альвеол и при прочих равных условиях снизить скорость вдувания. Однако из-за соответствующего снижения длительности выдоха возникают «незаказанные» ПДКВ и авто-ПДКВ. Увеличение относительной длительности вдоха приводит к повышению среднего давления дыхательного цикла и увеличивает неблагоприятное воздействие ИВЛ на кровообращение.

Методика сочетания *управления по давлению с инверсным I/E* – (ИО ВУД или IR PCV) (рис. 6) получила своё распространение из-за улучшения оксигенации крови. Её отличительной чертой является высокая начальная скорость вдувания.

Методика *периодического раздувания лёгких* (искусственный вздох) (рис. 7) предназначена для «проветривания» тех альвеол, которые при нормальной интенсивности дыхания не вентилируются.

Вентиляция вручную (РВ или ManV) является на аппарате ИВЛ аварийным средством при нарушении питания или отказе аппарата.

IR PCV

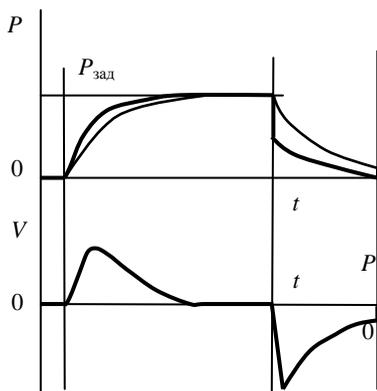


Рис. 6. IR PCV

Периодическое раздувание лёгких («Вздох»)

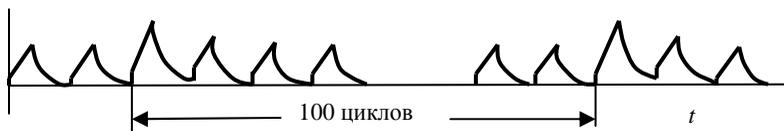


Рис. 7. Периодическое раздувание лёгких

Рассмотрим методики *вспомогательной вентиляции* (ВИВЛ или AssV). Они требуют синхронизации начала вдувания газа в лёгкие с самостоятельным дыхательным усилием пациента. Аппарат должен уметь распознать усилие пациента по изменению какой-либо величины, например изменения давления в дыхательном контуре или появление потока вдыхаемого газа на входе в дыхательные пути. Есть три критерия чувствительности синхронизации по изменению давления:

1) минимальное значение снижения давления вследствие усилия пациента вдохнуть – не более 5 мм вод. ст.;

2) задержка между достижением этого перепада давления и началом поступления газа из аппарата в лёгкие пациента – не более 20...50 мс;

3) минимальный объём газа, который нужно отобрать из дыхательного контура для начала поступления газа из аппарата в лёгкие пациента, – не более 2 мл.

Все эти три критерия необходимы для минимизации работы пациента по запуску аппарата на вдувание.

Вспомогательная вентиляция (рис. 8) лучше управляемой тем, что она стимулирует самостоятельное дыхание пациента, предупреждает атрофию дыхательных мышц, обеспечивает центральную регуляцию интенсивности вентиляции.

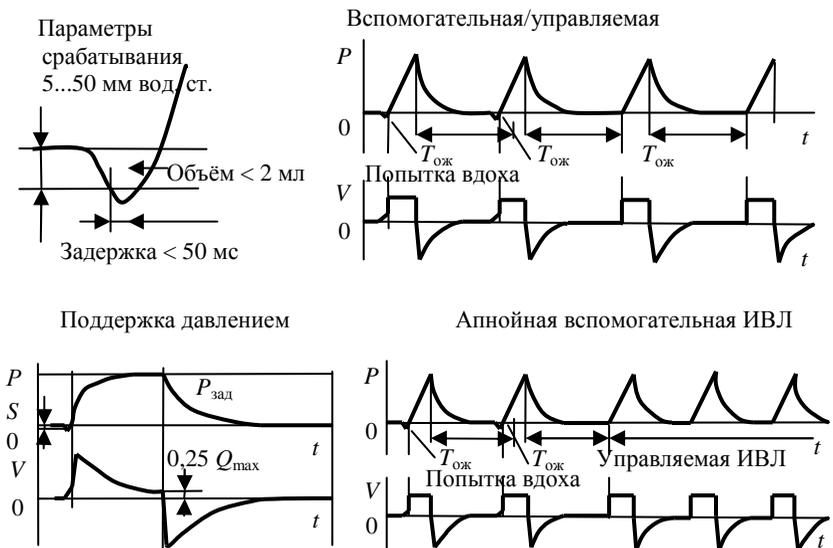


Рис. 8. Вспомогательная вентиляция

Вспомогательная вентиляция нужна, когда у пациента сохранено неадекватное самостоятельное дыхание или есть основания думать, что самостоятельная вентиляция может начать восстанавливаться, если прервать управляемую ИВЛ. Обычно в случае отсутствия дыхательного усилия пациента в заданном интервале ожидания аппарат выполняет один цикл вдувания, затем ожидание повторяется и т.д. Иногда интервал ожидания включается только раз, и в отсутствие дыхательного усилия включается управляемая вентиляция. Эту методику называют *апнойной вентиляцией* (АпВ или АpпV).

В последнее время получила распространение методика, называемая *поддержкой давления* (ПД или PS). Она характеризуется следующим.

Вдувание газа в лёгкие начинается из-за дыхательного усилия пациента.

В начале вдоха газ в лёгкие подаётся с наибольшей скоростью.

По мере подхода к заданному оператором давлению скорость поступления газа в лёгкие снижается.

В конце вдоха в лёгких поддерживается заданное оператором постоянное и относительно высокое давление; вдох сменяется выдохом, когда скорость вдувания снизится до 25% от максимального значения.

Эта методика сочетает в себе преимущества вспомогательной вентиляции, управления по давлению и выдержки лёгких при заданном постоянном давлении. В описанном цикле ПД осуществляется управление по давлению. Есть вариант ПД, в котором аппарат автоматически изменяет скорость вдувания или(и) длительность вдоха, что стабилизирует измеренное значение дыхательного объёма, что называется *поддержкой давления с обеспечением заданного объёма* (ПДЗО или VAPS).

Методика *синхронизированной периодической принудительной вентиляции* (СППВ или SIMV). Суть методики (рис. 9) в том, что циклы вспомогательной вентиляции перемежаются циклами, когда пациент дышит сам. Это нужно, чтобы пациент отучивался дышать с помощью аппарата.

Суть адаптивной вентиляции (АдВ или AdaptV) в том, что врач устанавливает характеристики аппарата, соответствующие дыханию пациента, а пациент обучается дышать ритму работы аппарата. Лечебный эффект достигается за счёт снижения пациентом работы на вентиляцию.

Рассмотрим методики, основанные на чередовании во времени управляемой и самостоятельной вентиляций. Методика *периодической принудительной вентиляции* (ППВ или IMV) отличается от

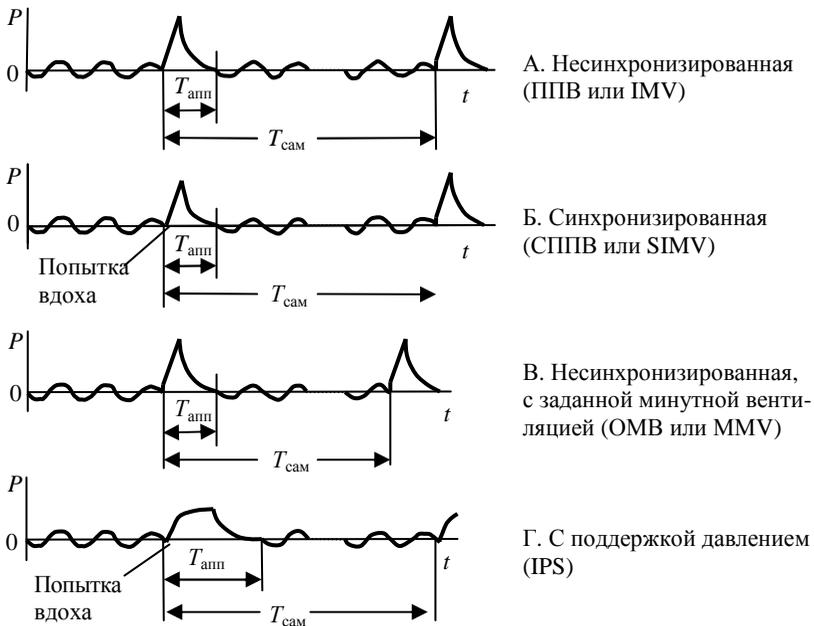


Рис. 9. Методики вспомогательной вентиляции

синхронизированной периодической вентиляции СППВ тем, что циклы принудительной вентиляции проводятся без синхронизации с дыхательными усилиями пациента. Её близкая разновидность – периодическая вентиляция отличается тем, что длительность интервалов самостоятельного дыхания не определяется оператором, а автоматически регулируется аппаратом так, чтобы обеспечить заданное значение минутной вентиляции. Если самостоятельная вентиляция становится менее (или более) интенсивной, то частота принудительных циклов возрастает (или уменьшается). Такая методика называется *обязательной минутной вентиляцией* (ОМВ или MMV).

Следующая группа методик (рис. 10) основана на том, что самостоятельная вентиляция через дыхательный контур аппарата сопровождается добавлением постоянной составляющей давления примерно так же, как это делается при управляемой вентиляции с ПДКВ.

Методика самостоятельного дыхания с постоянно положительным давлением (СДППД или CPAP) заключается в создании во время самостоятельной вентиляции постоянной положительной составляющей

щей давления с заданным уровнем P_1 , который задаётся оператором в диапазоне 5...25 гПа, что означает увеличение уровня спокойного выдоха на некоторый объём.

Если создаваемый в СДППД подпор P_1 длительностью T_1 ритмично с частотой F прерывать паузами длительностью T_2 , в течение которых пациент продолжает дышать самостоятельно без повышенного уровня давления, то к интенсивности этой вентиляции будет добавляться аппаратная принудительная вентиляция с интенсивностью

$$\dot{V}_{\text{доп}} = P_1 C_{\text{л}} F,$$

где $C_{\text{л}}$ – растяжимость лёгких.

Эта методика, называемая *вентиляцией со сбросом давления* (BCD или PRV), является перемежающейся во времени аппаратной и самостоятельной вентиляцией.

Если в интервалах T_2 постоянную составляющую внутрилёгочного уровня не исключать, а создавать с уровнем $P_2 \neq P_1$, то получающаяся методика сохраняет все особенности предыдущих, и с точки зрения сопоставления P_1 с P_2 и T_1 с T_2 является наиболее общей. Она получила название *двухфазной вентиляции* (ДФВ или BiPAP).

Методика *вспомогательно-самостоятельного дыхания* (В-САМД или ASB) заключается в том, что во время самостоятельного дыхания небольшой подпор положительного давления создаётся только в фазах вдоха, чтобы компенсировать сопротивление линии вдоха аппарата.

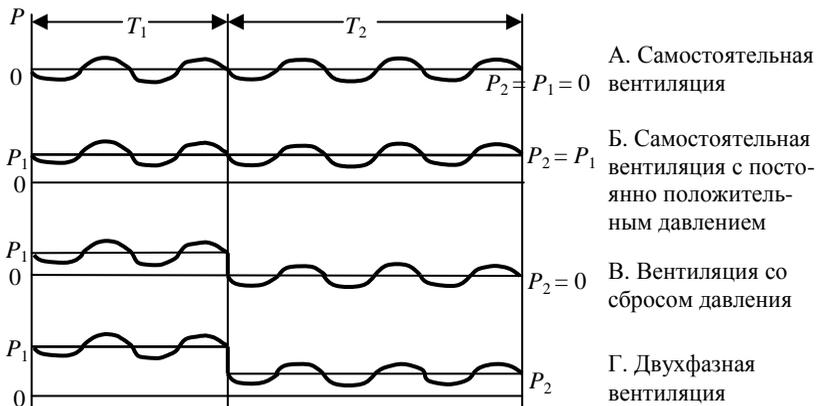


Рис. 10. Методики самостоятельной вентиляции с положительным давлением

3. УСТРОЙСТВО АППАРАТОВ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

Итак, единой целью вентиляционной поддержки является замещение отсутствующей или аппаратная помощь в случае неадекватной вентиляции самого пациента, а также снижение чрезмерно большой работы, совершаемой больным для самостоятельной вентиляции.

Основополагающим является требование соответствия приборов той технологии, которая применяется для лечения больных с дыхательной недостаточностью в конкретном виде лечебного учреждения с пациентами определённого возраста [6].

Иными словами, подразумевается, что технические характеристики этих аппаратов должны включать требуемые методики искусственной вентиляции, а также необходимый для данных методик диапазон количественных показателей.

Наряду с данными методиками и количественными показателями медицинский персонал должен обладать необходимой квалификацией, как и лечебное учреждение, где будет осуществляться эксплуатация аппаратуры, должно соответствовать требованиям к техническому оснащению помещений.

Обеспечение безопасности пациента является первоочередным вопросом. Фактически каждый показатель ИВЛ имеет какое-либо отношение к безопасности.

Относительно тематики наркотно-дыхательной аппаратуры кондиционирование это есть обеспечение нужной температуры, влажности и чистоты вдыхаемого воздуха. Эта процедура необходима, так как при искусственной вентиляции вдыхаемый воздух не подвергается естественной очистке в верхних дыхательных путях, как это происходит у здорового человека, а поступает непосредственно в трахею или бронхи. Важность кондиционирования вдыхаемого газа усиливается тем, что показатели температуры и влажности используемых сжатых далеки от приемлемых для пациента, к тому же воздух палаты может содержать множество вредных микроорганизмов. Физиологически воздух с малым показателем влажности может раздражать слизистую оболочку дыхательных путей в добавок к тому, что чаще всего у пациентов с дыхательной недостаточностью состояние реснитчатого эпителия дыхательной системы также далеко от нормы.

Исходя из этого, аппараты ИВЛ должны нагревать вдыхаемый газ приблизительно до 37 °С, поддерживать влажность на уровне 100% и обеспечивать максимальное его очищение. Выполнить эти требования довольно сложно, учитывая непостоянность режимов

вентиляции, состава газа, температуры и т.п. Поэтому для регулировки хотя бы температуры применяют специальные автоматические контуры.

Однако аппараты ИВЛ относятся к оборудованию жизнеобеспечения, следовательно, самое главное к ним требование – обеспечение надёжности их работы. Оно обусловлено также достаточной сложностью конструкции и эксплуатации аппаратов, длительностью и экстремностью их применения.

Дизайн оборудования также имеет немалое значение, так как оказывает определённое психологическое воздействие на персонал и пациентов.

Принимая во внимание указанные требования, а также экономические и производственные затраты, становится очевидным использование системно-технического подхода к конструированию данного вида сложной медицинской техники.

Рассмотрим устройство и принципы работы нескольких моделей ИВЛ.

Прибор CPAP постоянного положительного давления дыхательных путей

Обеспечение CPAP (Constant Positive Airway Pressure) или постоянного положительного давления в дыхательных путях осуществляется методом дыхательной вентиляции, который используется в основном для лечения апноэ во сне у себя дома. Во время сна мышцы, как правило, естественно расслабляются, вызывая сужение верхних дыхательных путей. Это уменьшает количество кислорода в крови и вызывает пробуждение от сна.

Блок-схема прибора CPAP представлена на рис. 11.

В аппарате установлен датчик, который в реальном времени отслеживает давление в дыхательном контуре (в трубке), а также низкоинерционный малощумящий двигатель. Микропроцессор выполняет несколько операций, включая отбор проб с датчиков давления, влажности, расхода, температуры воздушного потока, вычисление желаемых давления, влажности, температуры в дыхательных путях и формирование сигналов управления двигателем, увлажнителем и обогревателем. При падении давления (на вдохе) аппарат ускоряет обороты двигателя и поддерживает должное лечебное давление. При подскоке давления (на выдохе) аппарат замедляет обороты двигателя, что также обеспечивает стабильность давления. В случае возникновения утечки из-под маски аппарат определяет падение давления, ускоряет обороты двигателя и компенсирует утечку. Точность управления двигателем

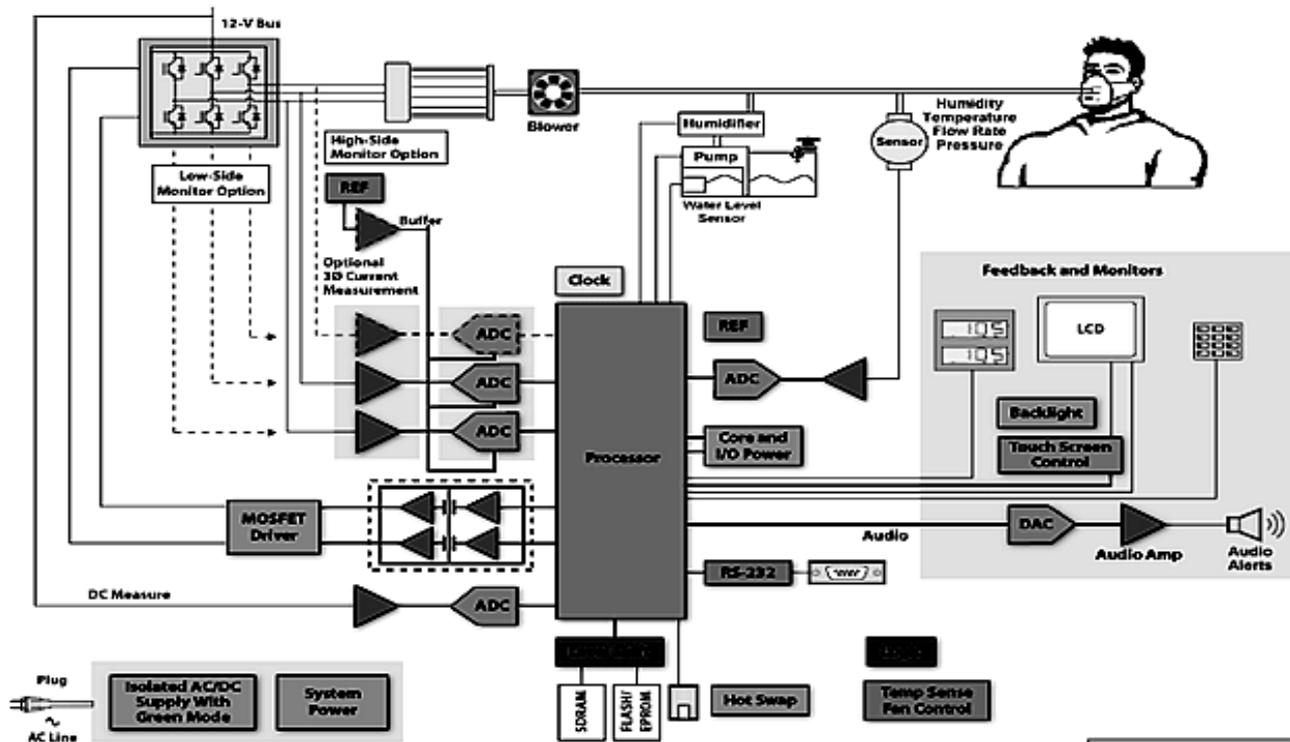


Рис. 11. Блок-схема прибора CPAP

обеспечивается системой контроля уровня всех трёх питающих фаз, выдерживающей требуемые обороты двигателя.

Аппарат автоматически регулирует лечебное давление в зависимости от наличия или отсутствия апноэ и храпа. На практике это выглядит следующим образом. Задаётся начальное лечебное давление и его диапазон. Например, исходное давление 10 мм вод. ст., диапазон от 6 до 14 мм вод. ст. Аппарат начинает работать на исходном давлении. Если у пациента не регистрируется апноэ или храп, аппарат постепенно снижает давление до нижней границы диапазона. Если данные симптомы имеют место, аппарат постепенно повышает давление до их исчезновения или до верхней границы диапазона.

Целесообразность настройки давления в реальном времени обусловлена также изменением лечебного давления в зависимости от положения тела и стадии сна. При глубоком сне и сне на спине требуется существенно большее давление для открытия дыхательных путей по сравнению с поверхностным сном и сном на боку соответственно.

Важным элементом системы управления являются драйверы MOSFET, надёжно и безотказно управляющие работой силовых ключей коммутатора фаз двигателя постоянного тока. В драйверах используются высокие рабочие частоты, что позволяет обеспечить форму преобразованного напряжения, подаваемого на двигатель, близкую к идеальной. Драйвер позволяет контролировать значение падения напряжения на MOSFET транзисторах для плавного выключения транзистора при превышении опасного порога, блокирует на заданное время схему защиты при активном состоянии транзистора в моменты переключения.

Аппарат искусственной вентиляции лёгких

ИВЛ используется для интенсивной терапии и реанимации в целях повышения частоты и глубины дыхания во время дыхательной недостаточности путём формирования и регулирования потока газа в лёгких. Часто бывает необходимо сначала лечить пациента с принудительной вентиляцией, а затем медленно отучать его в режиме спонтанной вентиляции. Обязательный режим работы аппарата ИВЛ – это контроль всех аспектов дыхания, таких как дыхательный объём, частота дыхания, давление воздушной смеси и концентрации кислорода в дыхании. В спонтанном режиме аппарат ИВЛ должен позволить пациенту начать дыхание и контролировать скорость дыхания, скорость потока и дыхательный объём. При кратковременном лечении острых проблем дыхательных путей и при долгосрочной терапии для лечения пациентов с хроническими респираторными заболеваниями применяются одни и те же концепции и компоненты. Структурная схема аппарата ИВЛ представлена на рис. 12.

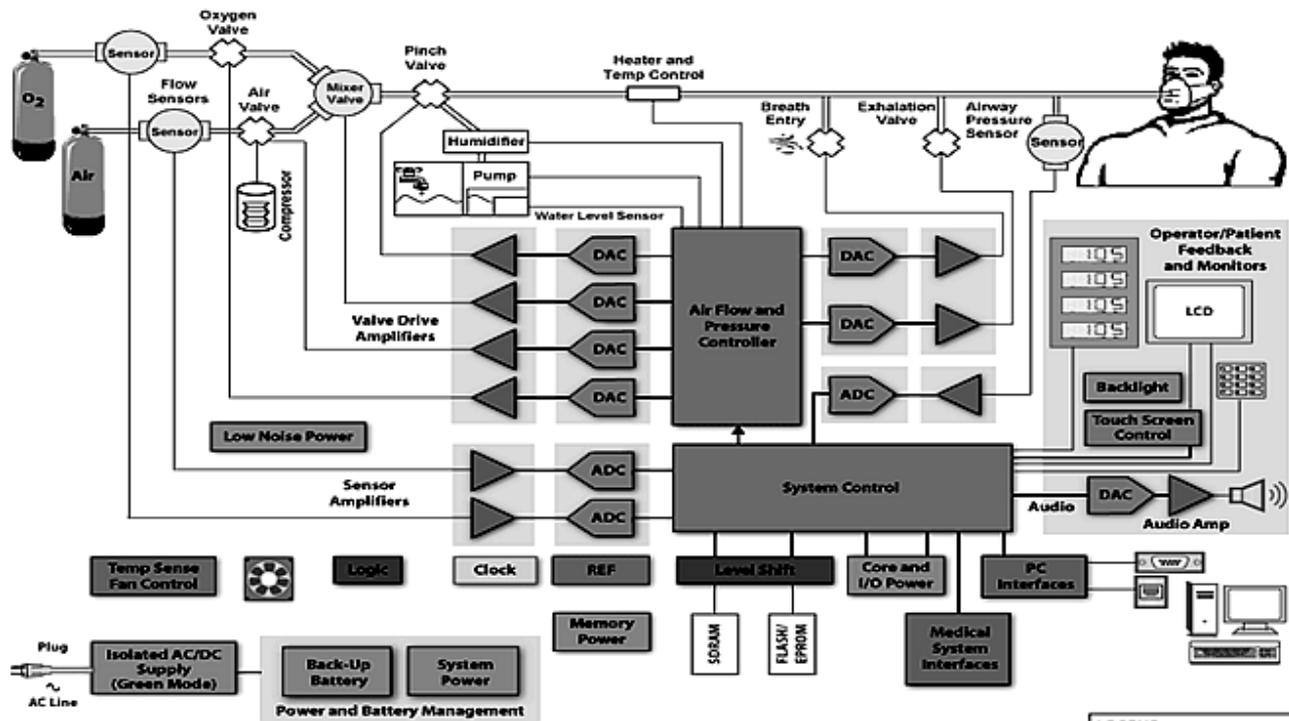


Рис. 12. Структурная схема аппарата искусственной вентиляции лёгких

Датчики давления играют важную роль в обеспечении нормальной работы оборудования путём преобразования физических величин, например, таких как давление в дыхательных путях, которое преобразуется в дифференциальный сигнал. Точная обработка этих сигналов очень критична для жизни пациента. Датчики потока воздуха и кислорода генерируют сигналы, используемые микропроцессорной системой управления клапанами для доставки желаемого объёма потоков воздуха и кислорода. Датчик давления в дыхательных путях генерирует сигнал обратной связи, необходимый для поддержания желаемого положительного давления в конце выдоха (ПДКВ). Часто сами датчики характеризуются очень большим смещением и дрейфом. В этом случае трудно обеспечить масштабирование усиленных сигналов от датчиков без применения усилителей с малым напряжением смещения и дрейфа во времени и по температуре, а также низким уровнем шума и высоким синфазным соотношением.

В данной схеме микропроцессор выполняет несколько операций, включая отбор проб давления сигналов, вычисление необходимого давления в дыхательных путях и общий уровень потока воздуха на входе, приведение в действие клапанов воздуха и кислорода для каждого отдельного цикла вдоха. Для выполнения этих операций в режиме реального времени не требуется высокоскоростной с низким энергопотреблением и высокой степенью интеграции микропроцессор.

Аппарат ИВЛ «Фаза-7»

Аппарат ИВЛ «Фаза-7» предназначен для проведения управляемой и вспомогательной искусственной вентиляции лёгких (ИВЛ) у взрослых в процессе проведения реанимационных мероприятий в условиях клинических больниц и научно-исследовательских институтов медицинского назначения.

Аппарат «Фаза-7» имеет восемь основных режимов ИВЛ и ряд дополнительных режимов, являющихся комбинацией основных.

Аппарат «Фаза-7» состоит из пяти автономных, работающих независимо друг от друга блоков (блок-схема на рис. 13):

- блок управления;
- рабочий блок с воздуходувкой;
- смеситель кислород–воздух;
- блок увлажнителя;
- блок питания.

Все блоки (кроме блока питания) снабжены отдельными процессорами, работающими каждый по своей программе. Такая схемотехника позволила значительно упростить построение схемы в целом, разгрузить центральный процессор от периферийных задач, что сократило

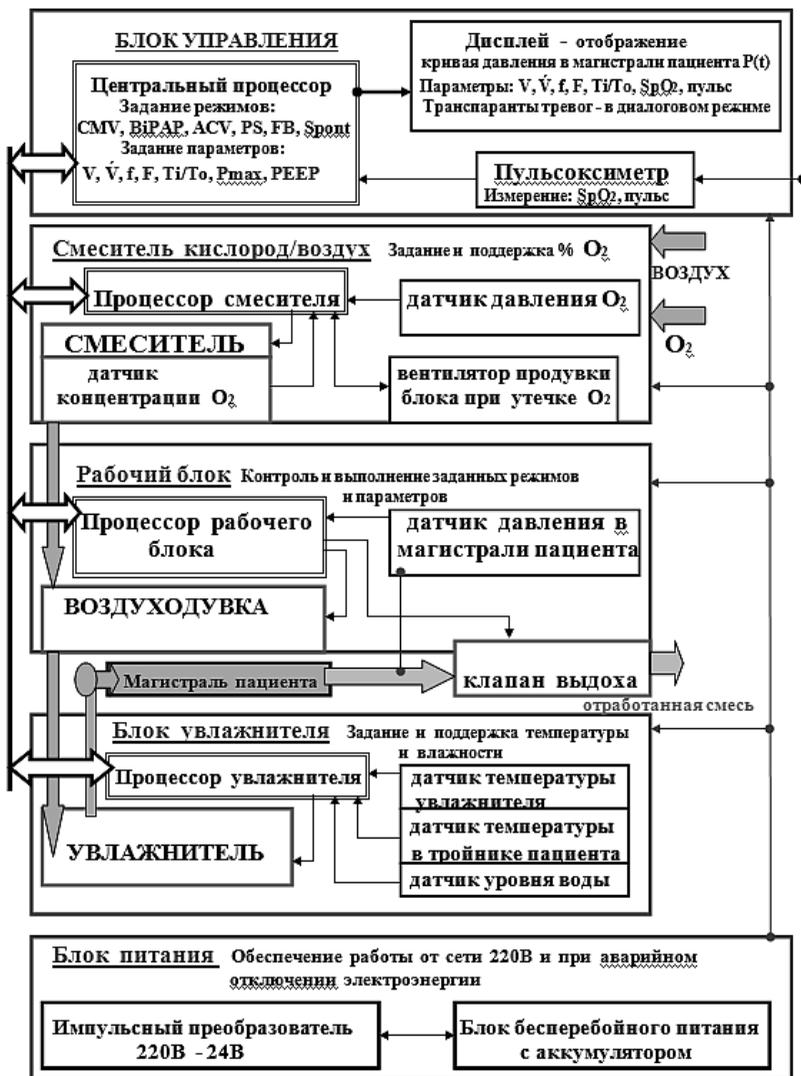


Рис. 13. Блок-схема аппарата «Фаза-7»

(по объёму) основную программу, за счёт чего появилась возможность ввести ряд дополнительных режимов и функций.

- Блок управления (Центральный процессор) следит за состоянием (работоспособностью) остальных блоков посредством обмена ин-

формацией с их процессорами. Позволяет задавать режимы: основные – CMV (с тремя различными режимами задания кривых давления в магистрали пациента); ViPAP; вспомогательные (триггерные) – ACV, PS, FB; Spont. Производит задание и отображение на жидкокристаллическом дисплее параметров: V , \dot{V} , f , F , T_I / T_o , P_{max} , PEER. В экстренной ситуации производит отключение блока увлажнителя от сети питания. Индицируются также параметры, поступающие со встроенного пульсоксиметра – SpO₂, пульс. Оксиметр пульсовой предназначен для непрерывного неинвазивного определения насыщения (сатурации) кислородом гемоглобина артериальной крови (SpO₂) и частоты пульса (PR) методом двухволновой оптической оксиметрии.

- Рабочий блок производит выполнение и контроль заданных режимов и параметров, поступающих с блока управления. Производит управление потоком посредством задания режима работы воздуходувки. Производит контроль давления в магистрали пациента, контролирует степень заряда/разряда аккумуляторной батареи.

- Блок смесителя производит поддержание и контроль заданной врачом концентрации кислорода в воздушной смеси, поступающей в магистраль пациента. Производит контроль давления в магистрали подводящей разводки кислорода.

- Блок увлажнителя производит поддержание заданной врачом влажности и температуры воздушной смеси, поступающей в магистраль пациента. В режиме «ДЕЗИНФЕКЦИЯ» производит обеззараживание дыхательного контура и внутренних магистралей аппарата двумя способами: паровоздушным методом при температуре 102 °С или «сухим» – хлоргексидином при комнатной температуре.

- Блок питания обеспечивает работу аппарата от сети 220 В или (в случае пропадания электроэнергии) от бесперебойного источника питания в течение 4–5 часов. Подзаряд аккумуляторных батарей производится автоматически при включённом аппарате в сеть 220 В.

Аппарат ИВЛ «Элан-HP».

Аппарат предназначен для проведения ИВЛ у взрослых и детей во время ингаляционного наркоза (ИН) по любому дыхательному контуру в хирургических и анестезиологических отделениях больниц и клиник. Аппарат может также использоваться самостоятельно в дооперационном и послеоперационном периодах.

Аппарат работает по контролируемой микропроцессором программе следующим образом.

устанавливаемым вентилем ДР по ротаметру ИР. В случае переполнения мешка Б излишки газа сбрасываются в атмосферу через предохранительный клапан КП2, а при недостаточном заполнении мешка недостающий объём воздуха поступает в мех МД из атмосферы через обратный клапан КО3 и фильтр Ф2.

После включения аппарата в работу начинается фаза вдоха. При этом винт, перемещаясь вверх, сжимает мех МД и вытесняет дыхательную смесь через клапан КО1 вдоха, по шлангу Ш1 вдоха и тройнику ТП в лёгкие пациента. Одновременно с началом сжатия меха включается электромагнит ЭМ2 и его шток перемещает упругую мембрану клапана К3 вниз. При этом давление в подмембранной полости клапана К3 и надмембранной полости клапана К4 резко повышается. Под действием этого давления мембрана управляемого клапана К4 выдоха перемещается вниз, закрывая клапан и, соответственно, линию выдоха пациента. В лёгких пациента давление повышается.

Во время вдоха мех МД по программе сжимается винтом на величину и за время, соответствующими заданным оператором значениями дыхательного объёма и частоты вентиляции. По окончании сжатия начинается фаза выдоха пациента.

При этом двигатель ЭД останавливается и мгновенно реверсируется, растягивая мех МД до момента срабатывания оптопары. Одновременно с окончанием сжатия выключается электромагнит ЭМ2; подмембранная полость клапана К3 и надмембранная полость клапана К4 сообщаются с атмосферой через выключенный электромагнитный клапан ЭК и давление в этих полостях падает. Мембрана клапана К4 поднимается и под действием давления в лёгких пациента клапан К4 вдоха открывается. Выдыхаемый газ из лёгких через тройник ТП по шлангу Ш2 выдоха выходит в атмосферу. Кроме того, в момент окончания сжатия меха МД включается электромагнит ЭМ1, который (аналогично описанной выше работе клапанов К3 и К4) с помощью клапанов К1 и К2 перекрывает линию вдоха до момента срабатывания оптопары, отсекая внутренний объём меха МД от линии выдоха пациента и исключая тем самым влияние внутренней растяжимости аппарата на величину выдыхаемого пациентом объёма газа.

После срабатывания оптопары время удержания меха в нижнем положении определяется выбранным оператором значением отношения времени вдоха ко времени дыхательного цикла. По истечении времени выдоха цикл повторяется: в акте вдоха сжимается мех МД, заполненный дыхательной смесью.

Датчик давления ПД предназначен для индикации параметров давления в дыхательном контуре аппарата и для управления режи-

мами ИВЛ. На магистрали, соединяющей датчик давления с дыхательным контуром, установлен фильтр Ф1. Для контроля давления при работе аппарата может использоваться манометр М.

Предохранительные клапаны КП1 и КП2 ограничивают, соответственно, максимальный уровень давления в мехе МД и задаваемые уровни давления в дыхательном мешке Б.

В режиме ИВЛ вручную (после нажатия кнопки «вручную») мех МД переводится программой в сжатое положение (для уменьшения внутренней растяжимости дыхательного контура аппарата) и двигатель ЭД останавливается. Одновременно включается электромагнитный клапан ЭК, пневматически соединяя дыхательный мешок Б через клапан К3 с надмембранной полостью клапана К4 выдоха. В акте вдоха при сдавливании заполненного мешка Б находящийся в нем дыхательный газ под давлением поступает в лёгкие пациента через обратный клапан КО2 и клапан вдоха КО1, а также в надмембранную полость клапана выдоха К4. Под действием давления в мешке клапан К4 закрывается. В акте выдоха давление в мешке Б падает и газ из лёгких выходит через открывающийся клапан К4.

В режиме вентиляции управляемой по давлению (PCV) программа по достижении во время вдоха заданного уровня давления (ВП) в дыхательном контуре обеспечивает его поддержание с помощью электродвигателя ЭД до начала фазы выдоха.

ИВЛ РО-6Н-05

Аппарат искусственной вентиляции лёгких РО-6Н-05 предназначен для проведения длительной вентиляции лёгких в хирургических и реанимационных отделениях клиник и больниц.

Принципиальная пневматическая схема аппарата приведена на рис. 15.

Воздуходувка, приводимая в действие электродвигателем, нагнетает или отсасывает воздух из прозрачного колокола, под которым находится блок мехов БМ; при этом происходит соответствующее сжатие или растяжение двух концентрически связанных мехов.

Нагнетание или отсасывание воздуха из колокола определяется положениями распределителей Р2 и Р3, имеющих электронное управление.

При открытом распределителе Р3 и закрытом распределителе Р2 воздух, поступая в колокол, вызывает сжатие мехов, причём скорость сжатия определяется установкой дросселя ДР. Газ, находящийся в мехе, через обратный клапан КО4 поступает в канал вдоха и затем через увлажнитель, установленный в канале вдоха, – в тройник пациента. Происходит вдох.

При вдохе распределитель P1, также имеющий электронное управление, закрывает канал выдоха, а обратный клапан КО3 препятствует происхождению газа в наркозный блок. В канале вдоха установлен предохранительный клапан А2.1, давление в дыхательном контуре измеряется мановакууметром МН.

При открытом распределителе P2 и закрытом распределителе P3 воздух отсасывается из колокола, вызывает растяжение мехов.

Растяжение мехов – набор заданного объема газовой смеси заканчивается по сигналу электронной схемы при достижении установленного объема. При этом распределитель P2 закрывается, распределитель P3 по-прежнему закрыт. Распределитель P1 открыт, т.е. фаза выдоха продолжается, так как линия выдоха пациента не связана с мехом.

Длительность вдоха определяется положением дросселя ДР и заданным объемом. Длительность выдоха задается электронной системой, управляющей распределителем P1 таким образом, чтобы длительность выдоха была вдвое больше длительности вдоха.

Газ, выдыхаемый пациентом через открытый распределитель P1 и обратные клапаны КО5 и КО1, поступает или через адсорбер, или в атмосферу. Одновременно свежая газонаркотическая смесь поступает во внутренний мех блока БМ через обратные клапаны КО2 и КО3. Если объемный расход смеси меньше установленной с помощью дросселя ДР минутной вентиляции, то в мех через фильтр и клапан подсасывает атмосферный воздух.

Для контроля объема дыхания в канал выдоха устанавливается волнометр В.

Для осуществления самостоятельного дыхания через аппарат его необходимо отключить от электросети. Тогда распределители P1 – P3 займут показанное на схеме положение и распределение газа в дыхательном контуре обеспечится клапанами КО1 – КО5. В этом же положении распределителей P1 – P3 возможно проведение ИВЛ вручную при установке на выпускной патрубке аппарата клапана управления дыханием вручную К1 (клапана УДВ).

В случае включения вместо мешка МД меха МР вентиляция вручную возможна и без подачи сжатых газов, так как растяжение меха МР заставляет поступать в него воздух через фильтр Ф и клапан А2.2.

Благодаря наличию в составе аппарата клапанов КО1 и КО2 наркозный блок может быть использован самостоятельно, если к этим клапанам присоединить дыхательные шланги (клапаны КО1 и КО2 применяются только в этом случае).

Система вспомогательной вентиляции РО-6

Схема и временные характеристики системы вспомогательной вентиляции (СВВ) показаны на рис. 16, 17.

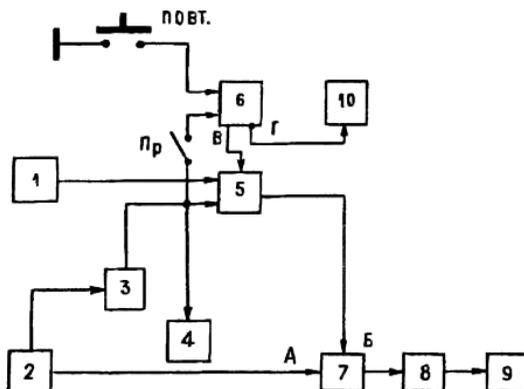


Рис. 16. Схема электрическая функциональная системы вспомогательной вентиляции:

1 – датчик попытки; *2* – датчик положения меха (окончания выдоха); *3* – реле времени; *4* – сигнальная лампа реле времени; *5* – логическая схема ИЛИ; *6* – триггер; *7* – логическая схема ЗАПРЕТ; *8* – тиристорный ключ; *9* – электромагнит; *10* – сигнальная лампа СЕТЬ

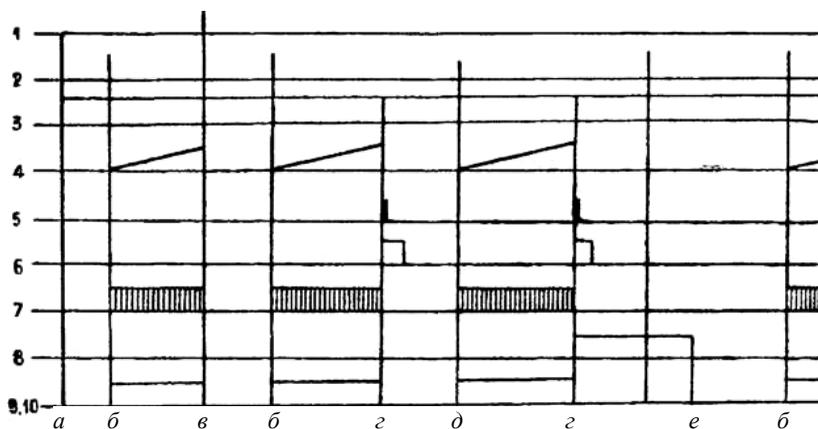


Рис. 17. Система вспомогательной вентиляции.

Временные характеристики:

а – включение I режима; *б* – остановка меха в конце выдоха; *в* – запуск системы попытки вдоха пациента; *з* – запуск системы после срабатывания реле времени; *д* – включение II режима; *е* – повторение цикла во II режиме

При включении СВВ в режим I система работает следующим образом. В конце выдоха срабатывает датчик 2.

Сигнал с датчика 2 поступает на логическую схему 7 ЗАПРЕТ. Если при этом сигнал на запрещающем входе Б отсутствует, то срабатывает тиристорный ключ 8, включая электромагнит 9, который удерживает золотник в положении, предшествующем вдоху. Одновременно сигнал с датчика 2 поступает на реле времени 3. Если пациент делает попытку вдохнуть прежде чем срабатывает реле времени, то создаваемое при этом в дыхательном контуре разрежение вызывает срабатывание датчика 1.

Сигнал с датчика 1 через логическую схему 5 ИЛИ поступает на запрещающий вход Б логической схемы 7 ЗАПРЕТ. При этом тиристорный ключ 8 отключается, обесточивая электромагнит 9, и золотник переключается в положение вдоха. Аппарат выполняет один дыхательный цикл, в конце которого снова срабатывает датчик 2, останавливая золотник в положении готовности ко вдоху.

Если попытки пациента вдохнуть не происходит, то через установленное время ожидания попытки вдоха пациента срабатывает реле времени. Сигнал с него через логическую схему 5 ИЛИ поступает на запрещающий вход Б логической схемы 7 ЗАПРЕТ, при этом СВВ работает так же, как и при поступлении сигнала с датчика 1. Одновременно включается лампа 4, сигнализирующая о том, что переключение аппарата на вдох произошло вследствие срабатывания реле времени.

Режим II отличается от режима I тем, что в случае срабатывания реле времени сигнал с него поступает на триггер б, при этом сигнал с выхода В триггера через логическую схему 5 ИЛИ подаётся на запрещающий вход Б логической схемы 7 ЗАПРЕТ, при этом аппарат переключается в режим управляемой вентиляции.

Одновременно, вследствие отсутствия сигнала на выходе Г триггера, сигнальная лампа 10 гаснет.

Следовательно, во II режиме работы уже первое срабатывание реле времени приводит к прекращению работы СВВ.

При необходимости повторения цикла работы во II режиме необходимо нажать кнопку ПОВТ, при этом триггер б возвращается в исходное положение.

4. КОНСТРУКЦИЯ АППАРАТОВ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

Факторы, которые определяют общие требования к конструктивным решениям аппаратов ИВЛ, группируют так:

- функциональные факторы;
- экономические возможности;
- требования безопасности;
- возможности производства;
- стандартизация и унификация;
- возможность применения покупных компонентов.

Результатом системно-технического анализа являются оптимальные технические решения. Бывает так, что влияющие факторы противоречат друг другу, либо их трудно отнести к одной категории, эта ситуация наиболее явно просматривается на примере выбора между блочно-модульной и интегральной конструкции аппарата.

Интегральная конструкция – это цельная конструкция, у которой есть значимые преимущества [1]:

- число пневматических и электрических соединений минимально, что снижает опасность их неправильного соединения и нарушения таких соединений при использовании в работе;
- дезинфекция и уборка внешних поверхностей изделия облегчена;
- легко придаётся красивая и эргономичная форма.

Для получения различных модификаций можно добавлять новые блоки или заменять блоки более совершенными. Упрощена организация производства, для дезинфекции и стерилизации аппарата облегчена разборка и сборка. Но число межблочных соединений вырастает, и чтобы сделать эти соединения надёжными и безопасными, необходимы конструктивные хитрости.

Для выхода из данной ситуации нужно использовать оптимальное решение.

Привод аппарата ИВЛ – это источник энергии, его применение необходимо для выполнения основных задач аппарата. От назначения и места применения аппарата зависит выбор привода и конструкция аппарата. Например, для экстренной кратковременной реанимации используют аппараты с ручным приводом, которые содержат эластичный самоуплотняющийся мешок и клапан пациента. Данные аппараты есть в машинах скорой помощи, любых лечебных учреждениях, у спасателей, полиции, пожарных и других подобных службах.

Пациенту требуется повышенная концентрация кислорода, а выходной энергией аппарата ИВЛ является пневматическая энергия, значит, нужно использовать привод аппарата от сжатого кислорода. Элементы автоматики выпускаются серийно, что позволяет получить усилители, триггеры, генераторы заданной частоты пневматических колебаний и другие различные элементы. Именно поэтому пневматические аппараты ИВЛ различного назначения применялись достаточно широко, но из-за большого расхода дорогостоящего кислорода, недостаточной стабильности управления, сложной реализации функциональных возможностей такие аппараты применяются только там, где главными определяющими факторами применения являются портативность, автономность, а именно, где необходима кратковременная реанимация в условиях оказания скорой помощи. Но сейчас всё чаще используется пневматический привод с экономической электронной системой управления, которая имеет питание от аккумулятора.

Для ингаляционного наркоза в аппаратах ИВЛ раньше использовали пневматический привод, так как в таком случае необходим сжатый кислород, употребление воспламеняющихся анестетиков требует высокой электробезопасности, а длительность ИВЛ не превышает нескольких часов. Но из-за непрерывного технического прогресса и высокой стоимости кислорода выгоднее всего применять электрический привод в сочетании с электронным управлением.

Аппараты, которые использовались длительное время, содержали электромеханический привод, но в лечебных учреждениях лучше использовать централизованное питание со сжатыми медицинскими газами (кислород, воздух, закись азота – эти газы имеют высокую степень чистоты и пригодны для дыхания). Этот приём выгоден как для потребителя, так и для производителя. Он упрощает конструкцию аппарата, следовательно, его стоимость, масса и размеры снижаются, а производительность – повышается. Но большинство лечебных учреждений не оборудованы централизованными источниками сжатого газа, поэтому для привода аппаратов нужно другое решение. Давление газа в централизованных системах должно составлять 0,3...0,4 МПа, поэтому, не смотря на то, что аппарат изначально рассчитан на привод от централизованной системы, для питания от индивидуального компрессора, компрессор аппарата должен создавать такое же давление, но предельное давление в дыхательном контуре аппарата составляет 0,3...0,4 МПа. Большие энергетические потери происходят из-за преобразования энергии и ненужного повышения давления.

В подобных случаях лучше включать в состав каждого аппарата воздушный компрессор низкого давления, не применять внешнее пи-

тание сжатым воздухом, использовать сжатый кислород только когда он нужен пациенту.

Обязательной частью аппарата ИВЛ является генератор вдоха. Он предназначен для создания во время вдоха потока подаваемого пациенту газа. Надёжность, безопасность и потребительские характеристики аппарата определяют схемные и конструктивные решения генератора вдоха, а конструкция влияет на трудоёмкость изготовления и стоимость аппарата. Основные характеристики генератора вдоха – это поддержание и способность создавать требуемое давление на выходе генератора. Электрическая модель системы аппарат–пациент показывает, что характеристики генератора выражаются сочетанием максимально возможного давления (оно создаётся при нулевом расходе) и жёсткости нагрузочной характеристики $s = \Delta P / \Delta Q$ (s – эквивалентна внутреннему сопротивлению генератора вдоха).

Свойства генератора вдоха выражаются его нагрузочной характеристикой. Нагрузочная характеристика генератора вдоха позволяет:

1. На выходе генератора определить «пневматическую» мощность, которая позволит подобрать требующуюся мощность электродвигателя с учётом КПД генератора вдоха. Аппроксимируя нагрузочную характеристику прямой линией, максимальная пневматическая мощность требуется в её точке с координатами $P = 0,5P_{\max}$ и $Q = 0,5Q_{\max}$, и в этой точке $N_{\max} = 0,25P_{\max}Q_{\max}$. Для получения мощности в ваттах применяется выражение N (Вт) = $0,1 \times 0,25 \times P_{\max}$ (гПа) $\times Q_{\max}$ (л/с).

2. Понять, что подключение к генератору вдоха (или любому другому источнику газа) с известной характеристикой нагрузки с известной зависимостью падения давления от проходящего потока газа приведёт к созданию на входе в эту нагрузку потока газа с расходом и давлением, который характеризует точку пересечения этих двух линий.

3. Понять, каким образом в ряде моделей аппаратов «Спирон» и «Фаза» действует пневматический стабилизатор производительности генератора вдоха.

У генератора постоянного потока есть несколько конструктивных разновидностей:

1. Компрессор различного типа с электроприводом.

2. Смеситель двух газов (воздух + O_2 или N_2O + O_2), поступающих от внешнего источника.

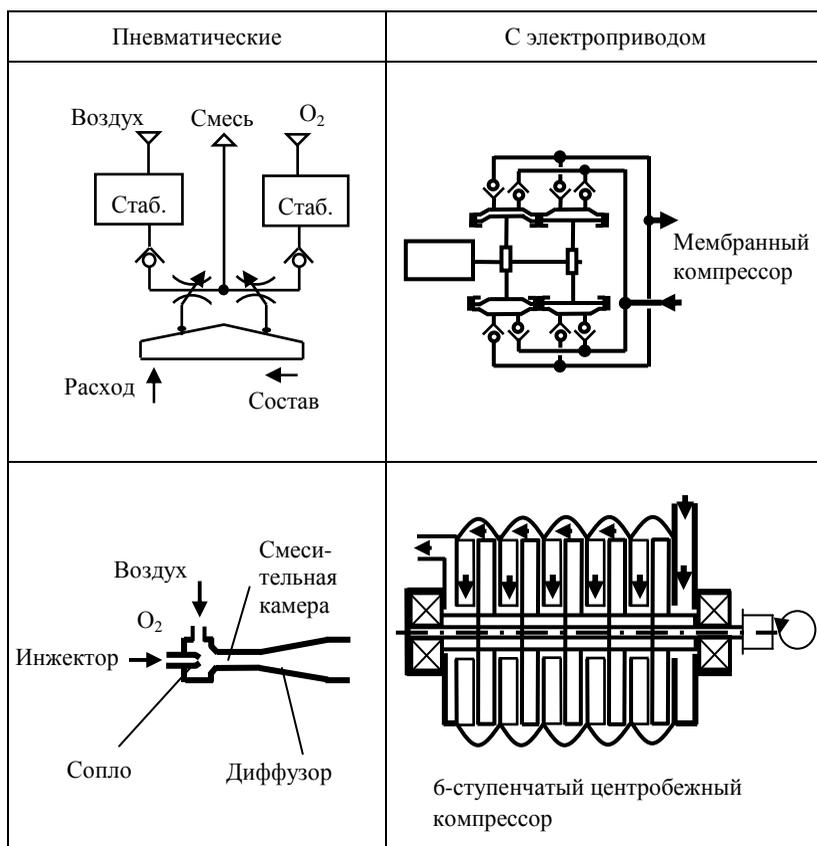
3. Инжектор, в котором энергия сжатого кислорода употребляется для подмешивания другого газа – обычно окружающего воздуха.

Для эффективной работы генераторов 2 и 3 типа давление входного газа должно быть не менее 0,3 МПа, а для экономии этот поток во время выдоха прерывается. Компрессоры с электродвигателем из-за

инерционности движущихся масс в интервале выдоха обычно не отключают, а «ненужный» расход накапливается в ресивере или подаётся снова на вход компрессора.

Как правило, в ИВЛ, произведённых за рубежом, генератор вдоха – это смеситель, поэтому в отсутствие внешнего стабильного пневмопитания вместо него нужно использовать компрессор высокого давления с устройством (обычно ресивер с клапаном ограничения давления) для накопления газа во время выдоха. Как правило, в отечественных аппаратах длительного применения генератор вдоха выполняется в виде компрессора низкого давления. Он создаёт максимальное давление, немного больше чем давление необходимое в дыхательном контуре, т.е. 0,01...0,03 МПа.

4. Устройство генераторов вдоха постоянного потока



Отсутствие аэрозоля и паров смазочных масел в подаваемом газе – это основное требование к компрессору. Компрессор – наиболее сложный пневмомеханический узел аппарата ИВЛ. Он требует специальных конструктивных приёмов для обеспечения разборности для стерилизации, снижения уровня шума и вибрации, обеспечения надёжности. Существуют два часто используемых типа компрессора – мембранный и центробежный.

Генераторы вдоха переменного потока, как правило, выполняются в виде насоса с рабочим органом в виде поршня, мембраны или меха, которые приводятся в возвратно-поступательное движение механическим, пневматическим или электрическим приводом, который работает с частотой дыхания.

Основная задача – это регулирование расхода подаваемого пациенту газа без резкого снижения внутреннего сопротивления в генераторах вдоха, но в различных типах компрессоров эта задача решается по-разному. Например, в смесителях применяется прецизионный механизм.

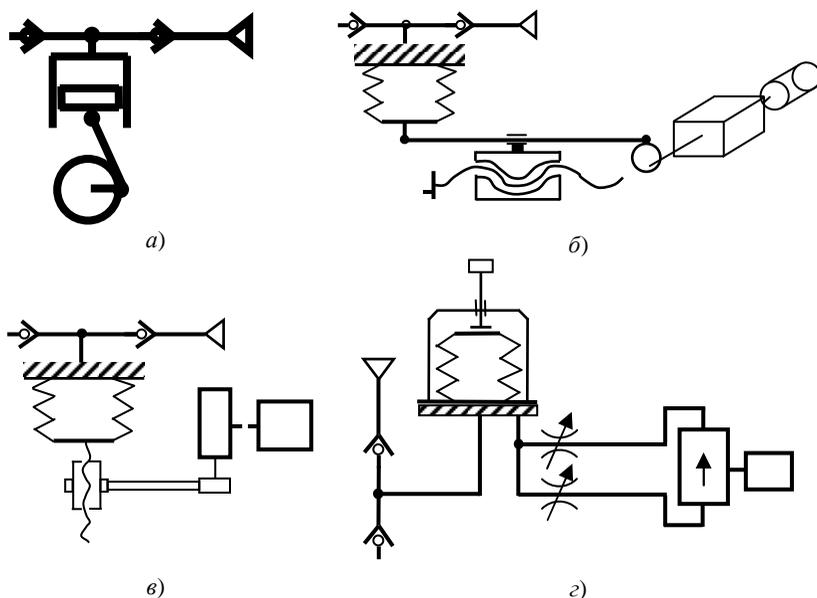


Рис. 18. Устройство генератора вдоха переменного потока:

а – поршневой насос; *б* – механическая система для изменения частоты дыхания и дыхательного объёма; *в* – схема с управляемым электродвигателем; *г* – разделительная ёмкость, придаёт схеме свойства генератора переменного потока

Он позволяет дросселировать линии подачи входных газов так, чтобы при изменении суммарной производительности состав смеси не изменялся, а при изменении оператором состава смеси не изменялся её суммарный расход. Самый простой метод регулирования расхода смеси для инжекторов – изменить давление сжатого газа на входе в сопло – что вызывает резкое снижение жёсткости нагрузочной характеристики и уменьшение максимального давления в дыхательном контуре. При снижении количества подсосываемого газа давление на входе инжектора обычно стабилизируют. Чтобы изменить расход газа нужно использовать набор инжекторов с разной геометрией или изменять размеры инжектора, это значительно усложняет его конструкцию. Производительность компрессоров изменяют выпуском части создаваемого потока наружу или возвратом её на вход компрессора, но генератор вдоха постоянного потока должен всегда работать на режиме максимальной производительности и достаточно большого противодавления, что вызывает ряд сложностей.

У параметрического способа такого недостатка нет, и регулирование производительности генератора осуществляется путём изменения амплитуды движения его рабочего органа. Генератор в каждом режиме работы должен развивать только ту мощность, которая нужна в дыхательном контуре, это помогает компенсировать усложнённый механизм привода или управления силовым электродвигателем. Сравнение преимуществ и недостатков генераторов вдоха постоянного и переменного потоков отображено в табл. 5.

5. Сравнение генераторов вдоха

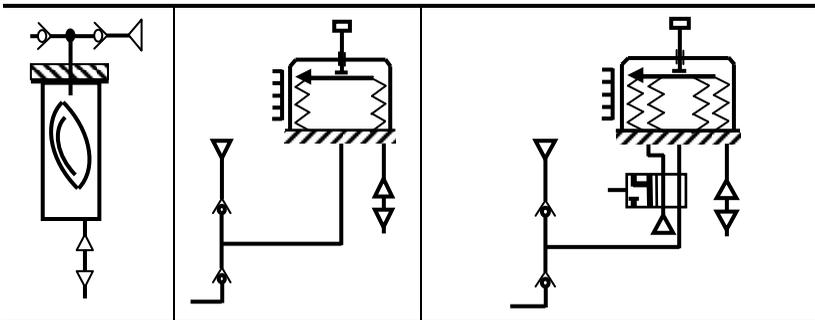
Характеристика	Постоянный поток	Переменный поток
Мгновенное значение скорости подаваемого газа	Постоянная в течение вдоха величина	Переменная величина, зависящая от типа генератора и управления им
Состояние в течение дыхательного цикла	Постоянная готовность к вдуванию газа	Две фазы – вдувание и набор свежей смеси, иногда с паузой
Сложность дыхательного контура аппарата	Большая	Меньшая
Инерционность при смене фаз дыхательного цикла	Меньшая	Большая
Потребляемая мощность	Постоянно максимальная	Пропорциональна затрачиваемой в конкретном режиме

Характеристика	Постоянный поток	Переменный поток
КПД при средней нагрузке	Низкая	Относительно высокая
Размеры, масса, уровень шума, число узлов	Большая	Меньшая

Существует установка разделительной ёмкости на выходе генератора вдоха постоянного потока. Этой комбинации придают свойства генератора вдоха переменного потока. Существуют три формы представления разделительной ёмкости (табл. 6):

- с эластичным мешком;
- с одним мехом;
- с двумя концентрическими мехами.

6. Разделительная ёмкость



+ Отделение дыхательного контура от пневмопривода: 1) облегчает реализацию реверсивного дыхательного контура; 2) упрощает стерилизацию аппарата; 3) делает работу аппарата наглядной.

- Увеличение размеров аппарата

+ Установка и контроль подаваемого объёма по перемещению меха.

- При переключении на выдох по времени возникает ограничение из-за взаимосвязи $V_T = Q t_i$

+ Второй мех обеспечивает трансформацию «давление–расход», позволяет получить активный выдох, улучшает точность задания малых объёмов и вентиляции.

- Усложняется конструкция и разборность дыхательного контура

В современных аппаратах ИВЛ специальные устройства для принудительного создания потока выдыхаемого газа не применяются, поэтому понятие «генератор вдоха» используют как функциональное понятие. Функциональную роль генератора выдоха играет атмосферное давление, а для создания положительного давления в конце выдоха (ПДКВ) используют различные устройства. Общие требования к устройствам:

- возможности создания ПДКВ в нужном диапазоне – обычно от 0 до + 25 гПа;

- стабильное поддержание установленного давления в присутствии возмущающих воздействий (изменение длительности выдоха и давления в конце вдоха, нестабильность характеристик лёгких пациента).

Устройства ПДКВ могут быть:

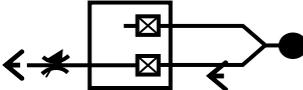
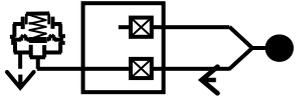
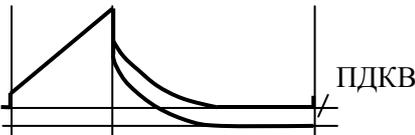
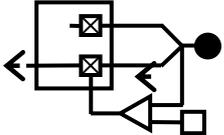
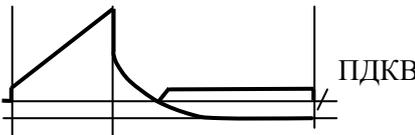
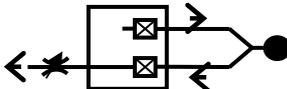
- с дросселем – это наиболее простое устройство, оно регулируется оператором в линии выдоха. Недостатком данного вида устройства является снижение скорости выхода газа из лёгких с самого начала выдоха, нестабильность установленной величины ПДКВ;

- с пружинным клапаном – оно установлено на линии выдоха, нагружено регулируемой пружиной, его действие частично начинается с начала выдоха;

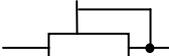
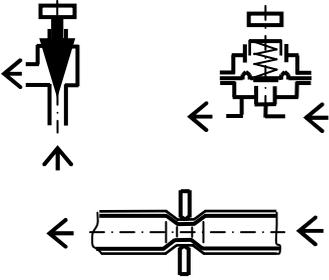
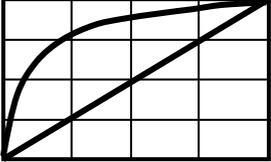
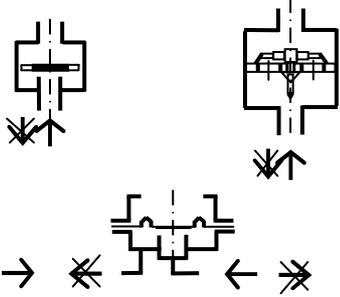
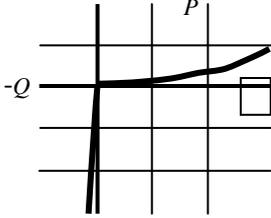
- с электроуправлением – реализация ПДКВ осуществляется путём перекрытия линии выдоха в момент, когда снижающееся давление достигнет заданного положительного значения. Недостатком является то, что в момент резкого срабатывания клапана давление в лёгких выше, чем в месте отбора измерения давления, и поэтому сразу же после срабатывания клапана давление в месте его отбора для измерения снова поднимается, поэтому состояние компаратора нарушается, клапан открывается на короткое время, и процесс несколько раз повторяется. Недостаток можно устранить путём фиксации клапана в закрытом положении до начала следующего выдоха, в таком случае происходит выравнивание давления между большим резервуаром – лёгкими и малым резервуаром – дыхательным контуром, что приводит к резкому подъёму давления выше уровня настройки компаратора;

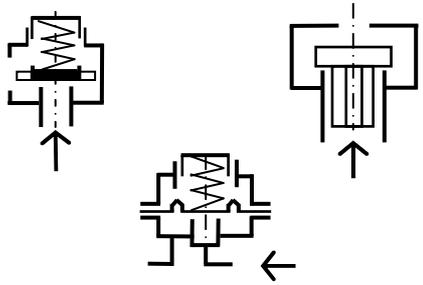
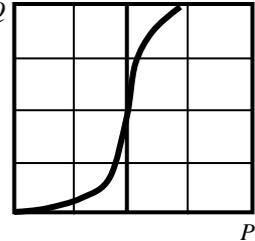
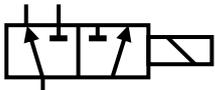
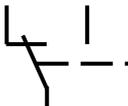
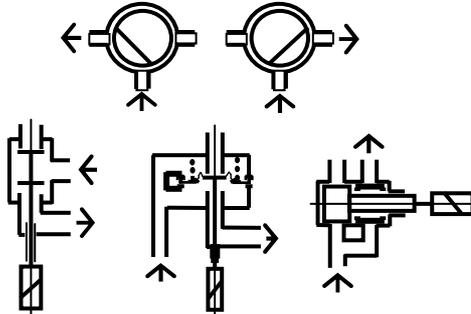
- с вспомогательным потоком – «промывка» во время выдоха линий вдоха и выдоха определённым потоком газа, создающим на дросселе, который устанавливается в конце шланга вдоха, некоторый подпор давления. В данном случае заданное значение ПДКВ не зависит от любых изменений характеристик системы. Если включить этот служебный поток позже начала выдоха, можно не тормозить начальную скорость выхода газа из лёгких. Такой приём используют для получения постоянного подпора положительного давления в дыхательном контуре во время самостоятельного дыхания пациента через него (режим СДППД) (табл. 7).

7. Рализация ПДКВ и СДППД

Устройство	Конструкция	Характеристика
С дросселем		
С пружинным клапаном		
С электродвигателем		
С вспомогательным потоком		

8. Устройства коммутации газа

Устройство	Конструкция	Идеальная и реальная характеристики
<p style="text-align: center;">ДРОССЕЛИ</p> <p>Стандартное обозначение регулируемого дросселя</p>  <p>Электрическая аналогия</p> 		
<p style="text-align: center;">КЛАПАНЫ самодействующие</p> <p>Стандартной обозначение</p>  <p>Электрическая аналогия</p> 		

Устройство	Конструкция	Идеальная и реальная характеристики
<p>КЛАПАНЫ предохранительные</p> <p>Стандартное обозначение</p>  <p>Электрическая аналогия</p> 		
<p>РАСПРЕДЕЛИТЕЛИ</p> <p>Стандартное обозначение</p>  <p>Электрическая аналогия</p> 		

Коммутирующие устройства нужны для качественного управления потоками газа. В пневматических схемах выполняют множество функций и отличаются большим разнообразием конструкций. Для плавного изменения сопротивления пневматической линии применяют дроссели, а для включения/выключения и изменения направления потоков газа – клапаны и распределители. Все устройства могут иметь управление вручную, механическим, пневматическим или электрическим способом или быть самодействующими. Конструктивные схемы приведены в табл. 8 и рис. 19.

Линейная зависимость сопротивления или скорости движения газа от перемещения органа управления – основные требования к дросселям. Для полного прекращения потока через дроссель применяют полное закрытое его положение. От клапанов и распределителей требуется относительно небольшое сопротивление в открытом состоянии, быстрое и полное закрытие. Отсутствие потока через предохранительный канал до достижения порогового значения и его стабильное поддержание в широком диапазоне расхода газа через открытый клапан, это и есть идеальная характеристика предохранительного клапана. Но, как правило, реальные характеристики предохранительных клапанов заметно отличаются от идеальных.

Чтобы убедиться на примере применения схемно-конструктивных решений для реализации функций аппарата, рассмотрим принципиальную пневмосхему аппарата ИВЛ для новорождённых и детей «Спирон-Вита-412» (рис. 20).

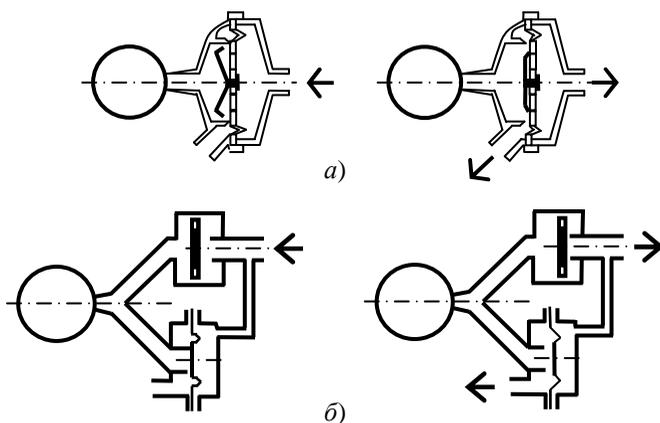


Рис. 19. Конструктивные схемы:

а – неперевисный клапан;

б – пневматически управляемый мембранный клапан

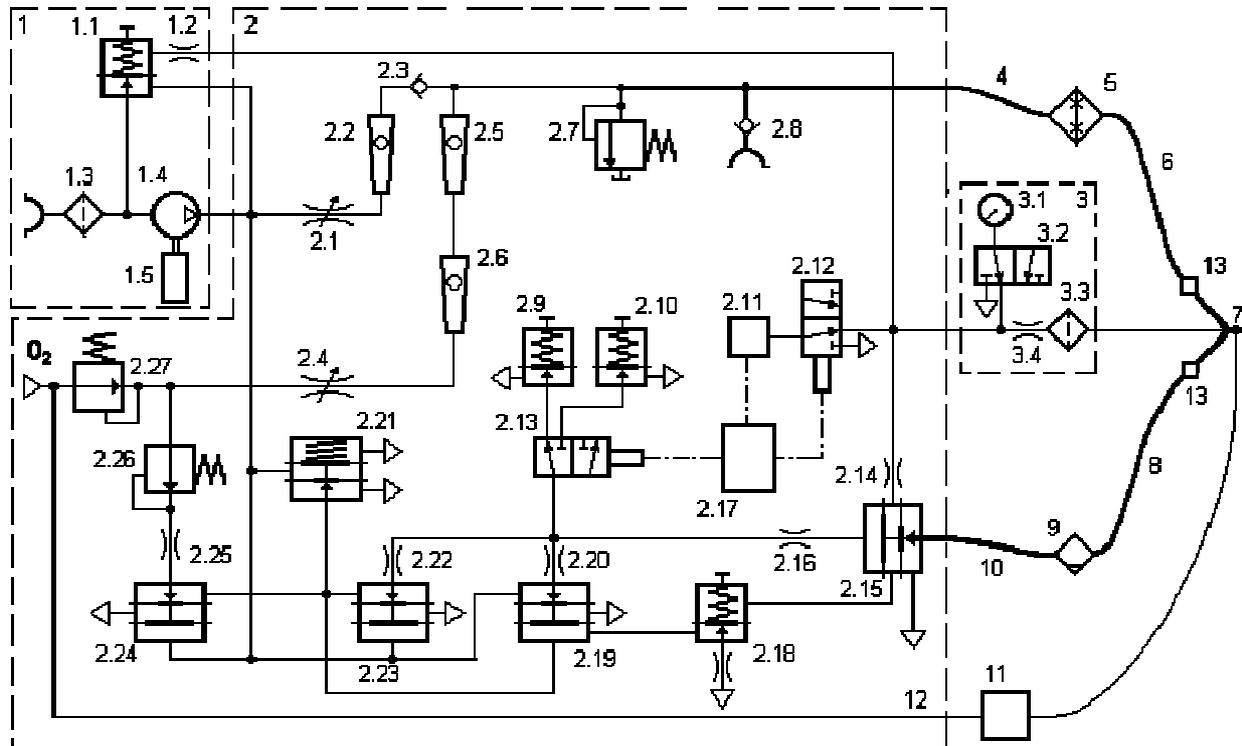


Рис. 20. Принципиальная пневматическая схема аппарата ИВЛ «Спирон-Вита-412»

Расход подаваемого компрессором 1.4 в дыхательный контур воздуха оператор задаёт дросселем 2.1 по показаниям ротаметра 2.2, а расход, который подаётся от внешнего источника кислорода стабилизируется на уровне 0,14 МПа регулятором 2.27 и задаётся дросселем 2.4 по показаниям ротаметров 2.5 и 2.6. Эти газы в дыхательный контур подаются постоянно – и во время вдоха, и во время выдоха. В зависимости от установленных оператором временных характеристик, в режимах ИВЛ и ППВ электронный блок 2.17 соединяет распределителем 2.13 управляющую камеру клапана выдоха 2.15 во время вдоха – с регулятором давления вдоха 2.10, а во время выдоха – с регулятором ПДКВ 2.9.

Во время вдоха до наступления заданного давления P_{\max} линия выдоха перекрыта клапаном выдоха 2.15. Газовая смесь, состав и скорость которой устанавливает оператор, поступает через увлажнитель 5 и шланги 4 и 6 в тройник пациента 7. Стабилизатор 1.1 автоматически поддерживает постоянный перепад давления на дросселе 2.1, обеспечивая постоянный поток двухфазной газовой смеси, несмотря на изменение давления во время вдоха в тройнике 7. Так как электронная схема управления «знает» длительность вдоха и суммарную подачу газов, то эта схема рассчитывает и показывает на калькуляторе концентрацию кислорода во вдыхаемом газе и расчётный дыхательный объём.

Давление в тройнике пациента измеряется механическим указателем 3.1 и после преобразования в электрический сигнал в блоке 2.11. Максимальное давление в дыхательном контуре ограничивается на постоянном уровне клапаном 2.7. Регулятор 2.10 позволяет оператору плавно ограничивать P_{\max} на нужной величине. Если выбрать определённые значения суммарной подачи газов и длительности вдоха, то заданное P_{\max} достигнет до истечения длительности вдоха, то на кривой давления появится задержка на вдохе («плато»), но на калькуляторе будет отображаться дыхательный объём больше действительного. Включая аппарат в сеть, схема управления 2.17 устанавливает электрический распределитель 2.13 в положение вдоха, присоединяя регулятор максимального давления вдоха 2.10 к камере управления клапана выдоха 2.15. В дыхательном контуре максимальное давление P_{\max} ограничивается значением, которое устанавливает оператор натяжением пружины регулятора 2.10, так же максимальное давление в дыхательном контуре ограничивается на безопасной величине 80 гПа ещё и предохранительным клапаном 2.7.

По окончании указанной длительности вдоха схема управления 2.17 устанавливает электрический распределитель 2.13 в положение

выдоха. К камере управления клапана выдоха 2.15 теперь подключён регулятор ПДКВ 2.9, давление в камере управления клапана выдоха 2.15 резко снижается, и патрубок выдоха клапана 2.15 сообщается с атмосферой – начинается выдох. В крайнем положении рукоятки регулятора 2.9 давление в лёгких в конце выдоха падает почти до нуля, чтобы получить ПДКВ оператор этой рукояткой сжимает пружину, давление в лёгких пациента снижается до определённого положительного значения. Установленный уровень ПДКВ стабилизируется при изменениях расхода газовой смеси обратной связью.

При самостоятельном дыхании и при отключении аппарата распределитель 2.13 находится в положении выдоха. Взаимодействие регулятора 2.9 с установленным расходом газовой смеси помогает установить нужный уровень давления для режима СДПД.

Если генератор вдоха 1 неисправен, то давление P_r в камерах управления реле давления 2.24, клапана сброса 2.21 и управляемого клапана 2.23 падает до нуля. Под действием пружины сопло клапана сброса 2.21 отсоединяется от атмосферного давления. Сопла реле давления 2.24 и управляемого клапана 2.23 открываются. Давление кислорода 20 кПа с выхода пневматического задатчика 2.26 через дроссель 2.25 и сопло реле 2.24 передаётся в управляющую камеру управляемого клапана 2.19, в результате чего его сопло закрывается.

Давление кислорода одновременно передаётся в управляющую камеру регулятора давления 2.18, в которой в результате взаимодействия усилия пружины и давления в дыхательном контуре, поступающего через дроссель 2.14 и камеру обратной связи клапана 2.15, создаётся стабилизированное давление, равное P_r . Это давление закрывает патрубок выдоха клапана 2.15, проходя через сопло управляемого клапана 2.21, дроссели 2.22 и 2.16. В зависимости от фазы дыхательного цикла при исправном генераторе вдоха 1 регуляторы 2.10 и 2.9 позволяют задавать P_{\max} и ПДКВ.

При работе генератора вдоха давление воздуха P_r с его выдоха поступает в камеры управления реле 2.24, клапана сброса 2.21 и управляемого клапана 2.23. Сопла реле 2.24 и управляемого клапана 2.23 перекрываются, это прекращает подачу кислорода в линии управления. Сопло клапана сброса 2.21 соединяет с атмосферой управляющую камеру регулятора давления 2.18 и камеру управления клапана 2.19. Сопло последнего открывается, и P_r через дроссели 2.20 и 2.16 вновь поступает в управляющую камеру клапана выдоха 2.15, что обеспечивает управление P_{\max} и ПДКВ без использования сжатого кислорода.

5. БИОТЕХНИКА ИНГАЛЯЦИОННОЙ АНЕСТЕЗИИ

Существует огромное число заболеваний, которые возможно вылечить только при помощи оперативного вмешательства. В свою очередь это требует обеспечения необходимого уровня анестезии. Благодаря развитию анестезиологии стали возможны операции на сердце, головном мозге, пересадка органов и т.д. Поэтому аппараты ингаляционной анестезии имеют большое значение для медицины.

- **Анальгезия** – обратимое устранение болевой чувствительности, вызванное намеренно с терапевтическими целями.
- **Анестезия** – обратимое устранение всякой чувствительности, вызванное намеренно с терапевтическими целями.
- **Наркоз** – обратимое состояние подавления центральной нервной системы, вызываемое воздействием физических или химических средств.

В настоящее время понятия «анестезия» и «наркоз» объединены, но чаще применяется термин «анестезия». Во время хирургического вмешательства обезболивание производится вместе с временным отключением сознания пациента и всё это обеспечивается одним техническим средством. Анальгезия достигается применением слабодействующих анестетиков и в редких случаях используется вспомогательные средства, так называемые наркотные ингаляторы. Правильнее было бы называть оборудование для погружения пациента в медикаментозный сон аппаратом ингаляционной анестезии, но для краткости используется термин «аппарат ИН».

Анестезия достигается различными методами.

Ингаляционный наркоз основывается на вдыхании пациентом специального газа или газовой смеси с последующим проникновением из лёгких в кровь. Степень наркотического эффекта и выход из него зависят от типа анестезирующих газов, их концентрации в смеси, от состояния дыхательной системы и кровообращения пациента, от чувствительности пациента к конкретному виду анестетика.

Местная анестезия производится путём подкожной или внутримышечной инъекции специализированных анестетиков, воздействующих непосредственно на нервные окончания. Недостаток этого способа в том, что сохраняется сознание и присутствует стрессовое воздействие на пациента.

Внутривенная анестезия достигается введением жидких анестетиков (барбитураты, фентанил, дроперидол, седуксен) непосредственно в вену пациента.

Комбинированная анестезия обеспечивается использованием одновременно нескольких видов анестетиков или сочетанием различных способов анестезии. Их совместное использование усиливает наркотический эффект и обладает рядом преимуществ. Например, снижается негативное воздействие на дыхательную систему и кровообращение пациента за счёт того, что концентрация активных веществ меньше в сравнении с их одиночным применением.

В результате применения проводниковой анестезии концентрированные анестезирующие средства препятствуют прохождению болевого импульса по нервному стволу, что требует хорошего знания расположения основных нервных узлов.

В случае электронаркоза происходит воздействие электрического тока на головной мозг в сочетании с препаратами, обеспечивающими компоненты общей анестезии и снижающими негативное воздействие тока на пациента. Используются импульсные (30 мА, длительность импульса 0,5...2 мс, частота 100...1000 Гц), интерференционные или синусоидальные токи (50...150 мА, частота 5000 Гц).

При акупунктурной анестезии в соответствующие точки тела вводятся иглы, к которым прилагается механическое или электрическое воздействие в виде пачек импульсов с изменяющейся частотой (10...15 Гц) и полярностью. При сочетании этого метода анестезии с другими возможно значительно уменьшить количество анестезирующих средств.

Выбор используемого метода анестезии зависит от характера операции и места её проведения, а также от чувствительности пациента к применяемым медицинским средствам. Чаще всего используется комбинированная анестезия, где ингаляционный наркоз сочетают с внутривенным введением анестетиков. Ингаляционная анестезия – неотъемлемая часть хирургических вмешательств; её легко контролировать и возможно совмещать с искусственной вентиляцией лёгких.

Аппарат, используемый для проведения ингаляционной анестезии, называется аппаратом ИН, сочетание которого с пациентом, мониторингом, внешней средой и техническим оснащением помещения образует биотехническую систему (рис. 21).

Она интегрирует объект воздействия (пациент) с тремя компонентами: оператором, техническими средствами (аппарат ИН, мониторинг) и внешними условиями (внешняя среда, техническое оснащение помещения).

Глубина анестезии зависит от стадии операции, которых выделяется три.

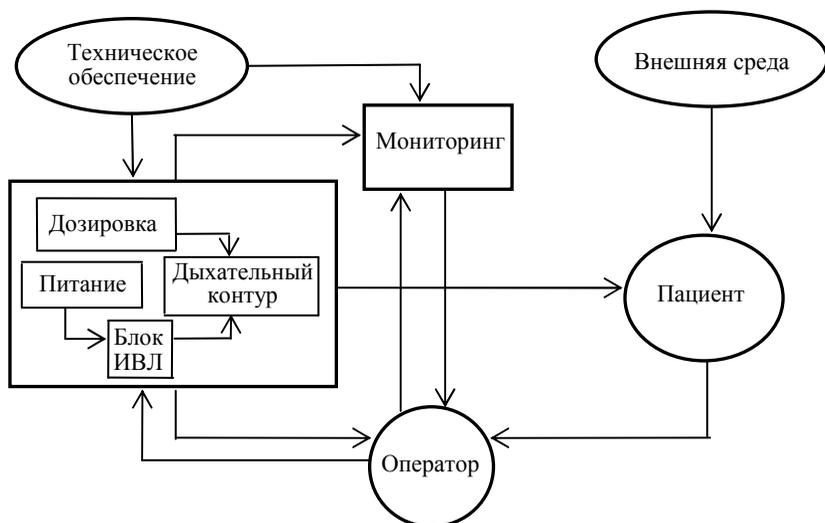


Рис. 21. Биотехническая система

Период введения заключается в подготовке пациента к оперативному вмешательству: вводятся анестезирующие средства, миорелаксанты, производится интубирование и подключение оперируемого к аппарату ИВЛ.

Основной период (хирургическое вмешательство) характеризуется поддержанием общей анестезии на необходимом уровне, соответствующем степени агрессивности операции. Состояние анестезии контролируется по частоте сердечных сокращений, артериальному давлению, кровоснабжению конечностей и головы, по виду ЭКГ и ЭЭГ. О качестве вентиляционной поддержки судят по таким параметрам, как газовый состав крови и КЩС, значение $P_{A}CO_2$ и SpO_2 .

В периоде выведения постепенно снижается подача анестетиков и производится выведение пациента из состояния анестезии.

Миорелаксанты – медицинские препараты, способствующие расслаблению поперечно-полосатых мышц в целях упрощения работы хирурга. Однако в результате их применения становится невозможной самостоятельная вентиляция лёгких, следовательно, необходимо применение искусственной вентиляции, осуществляемой аппаратом ИВЛ или же сжатием вручную мешка. Миорелаксанты также применяются в ходе операций, требующих вскрытия грудной клетки.

Все составляющие наркотического сна должны быть обратимыми и изменяться необходимым образом в процессе операции. Следова-

тельно, показатели анестезии должны контролироваться, регистрироваться и в нужное время корректироваться врачом-анестезиологом. В свою очередь, аппарат ИН должен обеспечивать возможность мониторингового контроля показателей и включение сигнализации о выходе какого-либо из них за установленные пределы.

Аппарат ИН выполняет функции контроля состава газовой смеси, дозирования входящих в её состав анестетиков. Помимо технических средств дозирования, аппарат ИН включает адсорберы CO_2 , блок ИВЛ, средства резервного питания, различные фильтры. Это приводит к всё более частому использованию вместо термина «аппарат ИН» понятий «аппарат ИА», «анестезиологическая рабочая станция» или «анестезиологическое рабочее место».

Газы, используемые в процессе ингаляционного наркоза, представлены как анестетики (циклопропан, закись азота и ксенон), так и газы для ИВЛ (кислород и воздух). Как видно, существует довольно много испаряющихся анестетиков. Это обусловлено тем, что постоянно ведутся поиски веществ, в которых сильный наркотический эффект сочетается с минимальной опасностью для пациента и персонала в операционной. Важно подчеркнуть, что газовая смесь уже неиспользуемого циклопропана с кислородом и практически вышедшим из применения эфиром легко воспламеняется, что требует от персонала строгого соблюдения правил безопасности.

На рисунке 22 приведена классификация аппаратов ИН главным образом на основе назначения и места применения, которые предъявляют к конструкции аппаратов характерные и достаточно понятные требования. В комментариях больше нуждается классификация по техническому устройству.

В дыхательный контур аппарата непрерывного потока газопаровая смесь заданного оператором состава поступает постоянно с расходом, установленным оператором с помощью дозиметра. Излишек, т.е. разность между подачей смеси в дыхательный контур и её выведением (сумма поглощения газов организмом пациента и утечки через различные неплотности в дыхательном контуре), удаляется через предохранительный клапан. В аппаратах прерывистого потока смесь нужного состава подаётся в дыхательный контур в режиме «по требованию», когда количество смеси в дыхательном контуре становится ниже установленного предела. Название «наркотический ингалятор» закреплено за простейшими устройствами для анальгезии. Понятно, что конструкции этих трёх видов аппаратов и области их применения имеют значительные отличия.



Рис. 22. Классификация аппаратов ИН

Кроме этой классификации, характеристики аппарата ИН включают перечень дозируемых газов и паров, диапазон их расходов и концентраций, вид дыхательного контура (будет рассмотрен ниже) и характеристики ИВЛ. Поскольку аппарат ИН любого назначения должен быть работоспособным и в условиях ИВЛ, и самостоятельной вентиляции, то показатели аппарата также включают сопротивление дыхательного контура входу и выдоху. Важным показателем является и герметичность аппарата в связи с тем, что на здоровье медицинского персонала оказывает вредное воздействие попадающий в воздух помещения газ, содержащий анестетики, т.е.:

- весь выдыхаемый газ (при нереверсивном дыхательном контуре);
- излишний газ, выходящий через предохранительный клапан при любом дыхательном контуре;

– газ, проникающий в воздух операционной через неплотности в аппарате ИИ.

Стремление снизить воздействие излишков газа на находящийся в операционной персонал и экономить дорогостоящие анестетики обусловило появление двух направлений совершенствования аппаратов ИИ: системы с малой подачей свежей газопаровой смеси в дыхательный контур до 2 л/мин («LowFlow») и системы с минимальной подачей свежей газопаровой смеси в дыхательный контур порядка 0,5 л/мин («MinimalFlow»).

На рисунках 23 и 24 показаны типичные варианты структуры аппаратов ИИ.

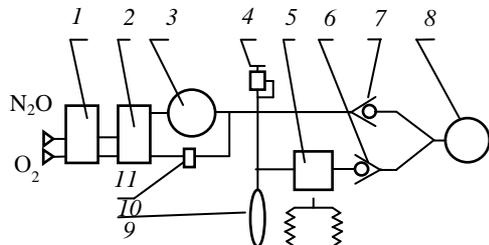
В таблице 9 приведено функциональное назначение каждого блока.

Для снижения воздействия на персонал операционной в клинических моделях принято преимущественно использовать циркуляционный реверсивный дыхательный контур (слева наверху), характеризующийся возвратом в него выдыхаемого газа для повторного использования для вдоха. Для поглощения выдыхаемого углекислого газа в этом контуре используется абсорбер. Так как состав выдыхаемого газа отличается от вдыхаемого, то точная концентрация в нём анестетика неизвестна, и справедливо только утверждать, что она не может превышать содержание анестетика на выходе испарителя.

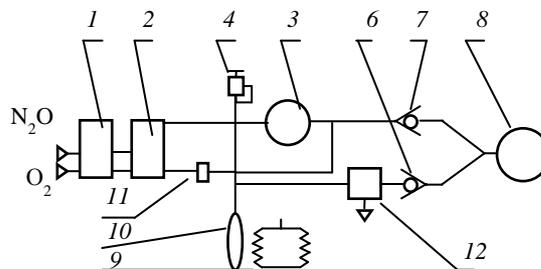
Состав поступающей в дыхательный контур свежей смеси задаётся настройкой дозиметра и испарителя. В данном контуре обычно применяются испарители с высоким сопротивлением, которое снижает влияние противодавления на концентрацию анестетика, но не позволяет использовать аппарат без подачи сжатых газов. Кнопка экстренной подачи кислорода даёт возможность быстро повысить его концентрацию в дыхательном контуре.

В принципе подача в контур свежей смеси могла бы быть равной сумме поглощаемого организмом пациента кислорода (для взрослого примерно 0,2 л/мин), связываемых организмом анестетиков (скорость зависит от стадии анестезии) и утечки через неплотности в аппарате и в месте его присоединения к пациенту. К этому идеалу сейчас стремятся потребители, но пока ещё традиционно устанавливают подачу свежей смеси в 3–4 раза больше необходимой. Поэтому излишний газ должен стравливаться через предохранительный клапан, который во время самостоятельного дыхания оператор устанавливает на 50...100 Па. Во время ИВЛ этот клапан, конечно, должен быть установлен на гораздо более высокое значение 20...40 гПа.

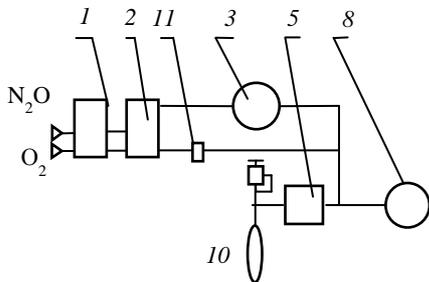
Циркуляционный частично реверсивный
дыхательный контур с испарителем в круге
циркуляции (без аппарата ИВЛ)



Циркуляционный неререверсивный
дыхательный контур с испарителем вне
круга циркуляции (без аппарата ИВЛ)



«Маятниковый» реверсивный
дыхательный контур



**Рис. 23. Варианты структуры аппаратов ИН с
реверсивным дыхательным контуром:**

- 1 – система высокого давления; 2 – дозиметр; 3 – испаритель;
- 4 – предохранительный клапан; 5 – абсорбер;
- 6 – клапан вдоха; 7 – клапан выдоха; 8 – пациент;
- 9 – мех; 10 – мешок дыхательный;
- 11 – кнопка экстренной подачи кислорода;
- 12 – клапан неререверсивный управляемый

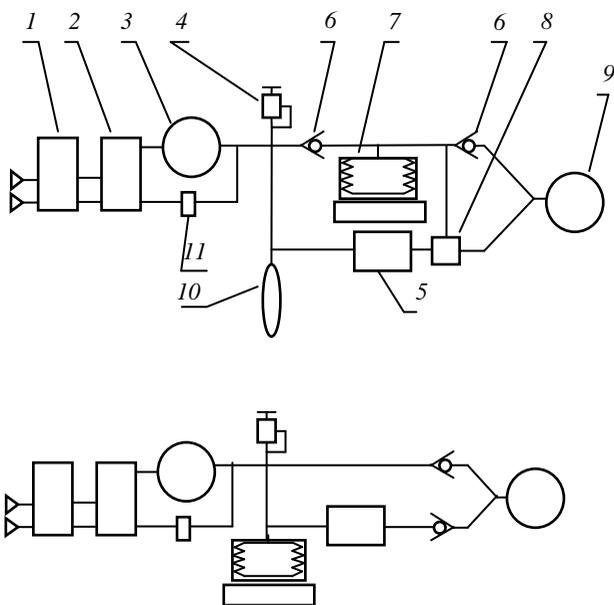


Рис. 24. Варианты структуры аппаратов ИН с нереверсивным дыхательным контуром:

1 – система высокого давления; 2 – дозиметр; 3 – испаритель;
 4 – предохранительный клапан; 5 – абсорбер; 6 – клапан вдоха; 7 – клапан выдоха; 8 – пациент; 9 – мех; 10 – мешок дыхательный; 11 – кнопка экстренной подачи кислорода; 12 – клапан нереверсивный управляемый

9. Функциональное назначение блоков

Наименование	Функция
Система высокого давления	Контроль и стабилизация пневмопитания, отключение подачи N_2O при падении входного давления O_2
Дозиметр	Установка и измерение расхода сжатых газов
Испаритель	Испарение жидких анестетиков, установка и стабильное поддержание их концентрации паров на выходе испарителя
Предохранительный клапан	Предотвращение опасного повышения давления в дыхательном контуре
Абсорбер	Удаление CO_2 из выдыхаемого газа, если он возвращается в дыхательный контур

Наименование	Функция
Клапан вдоха	Предотвращение попадания выдыхаемого газа в линию вдоха
Клапан выдоха	Предотвращение попадания вдыхаемого газа в лёгкие пациента
Мех	Возможность ИВЛ вручную, в том числе при отсутствии подачи O ₂
Мешок дыхательный	Выравнивание постоянной подачи газов в дыхательный контур с прерывистым вдыханием газа из него
Кнопка экстренной подачи O ₂	Быстрая промывка дыхательного контура для снижения концентрации анестетика или CO ₂
Клапан неререверсивный	Предотвращение попадания вдыхаемого газа в линию выдоха во время ИВЛ
Блок ИВЛ	Возможность аппаратной ИВЛ во время ИН

Дыхательный мешок исполняет роль ресивера, поскольку свежая смесь подаётся в контур с постоянной скоростью, а отбирается из него прерывисто, с частотой дыхания. Мешок позволяет оператору выполнять ИВЛ, вручную сжимая мешок с необходимой частотой и амплитудой. Ту же роль выполняет и дыхательный мех, но дополнение мешка впускным клапаном (на схеме не показан) позволяет вентилировать пациента и при отсутствии сжатых газов. Клапаны вдоха и выдоха обеспечивают попадание выдыхаемого газа в мешок только через абсорбер и вдыхание новой порции газа непосредственно из мешка.

Классифицирующий признак **неререверсивного дыхательного контура** состоит в том, что **весь** выдыхаемый газ выводится из дыхательного контура. Отсюда следует:

- подача газа в дыхательный контур не должна быть меньше минутной вентиляции – самостоятельной или ИВЛ;
- состав вдыхаемого газа всегда постоянен и аналогичен составу газа, поступающего через дозиметр и испаритель в дыхательный контур;
- абсорбер в данном контуре не нужен.

Недостатки данного контура – продолжение его достоинств и включают необходимость выведения за пределы операционной выдыхаемого газа или поглощение содержащихся в нём анестетиков и, конечно, повышенный расход дорогостоящих газов и испаряющихся анестетиков.

На схеме нереверсивного дыхательного контура испаритель анестетиков изображён внутри данного контура. Данное условие не является обязательным, но позволяет при необходимости проводить наркоз без подачи сжатых газов, т.е. с засасыванием атмосферного воздуха в дыхательный контур самостоятельным вдохом пациента или действием аппарата ИВЛ. Это может оказаться необходимым в случае использования аппарата ИН вне стационарной операционной. Рассчитанный на такое применение испаритель должен иметь низкое сопротивление дыханию, и поэтому колебания давления в дыхательном контуре значительно влияют на создаваемую концентрацию анестетика.

В состав большинства аппаратов ИН входит и ряд непоказанных на схемах узлов – резервный источник кислорода и закиси азота, бактериальные и поглощающие анестетики фильтры, измерительные средства и мониторы.

Включение в дыхательный контур аппарата ИВЛ имеет свои особенности. Прежде всего, с этой целью следует использовать аппараты, дыхательный контур которых отделён от линии привода разделительной ёмкостью. Изображённая в верхней части схема выгодна тем, что минутная вентиляция пациента совершенно не зависит от подачи в дыхательный контур свежего газа, так как последний, как и при самостоятельном дыхании, накапливается в мешке, давление в котором ограничивается предохранительным клапаном. Попадание дыхательного объёма во время вдоха в мешок через линию выдоха, минуя пациента, предотвращается управляемым клапаном. В дыхательном контуре давление ограничивает непоказанное на схеме предохранительное устройство аппарата ИВЛ.

В несколько более простой нижней схеме аппарат ИВЛ включён вместо мешка, и предохранительный клапан теперь ограничивает давление в дыхательном контуре. Однако здесь к создаваемой аппаратом ИВЛ минутной вентиляции всё время добавляется свежая газовая смесь. Ещё неприятнее, что когда величина её подачи превышает поглощение организмом, то дыхательный контур будет переполняться со всеми вытекающими отсюда недопустимыми последствиями. Обычно в таких случаях предусматривается принудительный сброс излишка газовой смеси, хотя это и усложняет конструкцию и увеличивает выброс анестетиков в воздух операционной.

6. КОНСТРУКЦИЯ АППАРАТОВ ИНГАЛЯЦИОННОГО НАРКОЗА

6.1. ЭЛЕМЕНТЫ КОНСТРУКЦИИ

Система высокого давления является входным устройством для аппаратов ИН и предназначена для подведения сжатых медицинских газов. Назначение компонентов схемы представлено в табл. 10.

Таблица 10

Компонент	Функциональное назначение
1. Источник газа высокого давления	Источник подачи кислорода, закиси азота, сжатого воздуха (редко) в виде централизованных трубопроводов, баллонов. В составе аппаратов часто предусматриваются резервные баллоны для O_2 и(или) N_2O
2. Редуктор	Снижение давления источника до 0,4 МПа и стабилизация давления при изменении потребления газа аппаратом
3. Манометр	Измерение давления источника и выходного давления, если оно регулируемое. Иногда последнее измеряется манометром, установленным в аппарате ИН
4. Магистраль	Подведение сжатого газа от источника высокого газа к терминалу в медицинском помещении, где применяется аппарат ИН
5 и 7. Разъёмы	Присоединение газоподводящих шлангов. Конструкция и маркировка должны исключать возможность ненадлежащего соединения. В необходимых случаях включают обратный клапан
6. Газоподводящие шланги	Гибкие шланги длиной до 5 м для соединения аппарата ИН с источником подачи газов. Маркируются соответственно газу
8. Дозиметр	Часть системы высокого давления, конструктивно объединяющая входящие в дозиметр узлы
9. Блокировка	Блокировка подачи N_2O , если снизилось входное давление O_2

Компонент	Функциональное назначение
10. Кнопка экстренной подачи O_2	Подача в дыхательный контур аппарата O_2 кислорода с большим расходом (45...75 л/мин), минуя испаритель
11 и 15. Регуляторы подачи сжатого газа	Установка оператором требуемой подачи в дыхательный контур O_2 и N_2O
12 и 13. Измерители (ротаметры) подачи O_2	Измерение подачи O_2 . Для расширения общего диапазона измерения нередко применяют два последовательно включённых ротаметра с различными диапазонами измерения
14. Измеритель (ротаметр) подачи N_2O	Измерение подачи N_2O . Так как подача N_2O обычно в 3–4 раза больше подачи O_2 , то измерение малых расходов не требуется, и для N_2O обычно применяется только один ротаметр
16. Выходные разъёмы дозиметра	Обеспечение подачи смеси O_2 и N_2O в дыхательный контур – через испаритель или непосредственно – и подачи O_2 непосредственно в дыхательный контур через кнопку экстренной подачи

На рисунке 25 представлены компоненты аппарата и система высокого давления.

На вход аппаратов подаётся сжатый кислород и закись азота из централизованных источников или из баллонов. Кислород транспортируют в баллонах под давлением 15 МПа, а закись азота – под давлением 5 МПа, жидкий кислород доставляют в открытых термоизолированных ёмкостях. Цветовая маркировка, принятая в России, не совпадает с маркировкой по международному стандарту (табл. 11).

По ГОСТ 18856–81 «Аппараты ингаляционного наркоза и искусственной вентиляции лёгких. Общие технические требования. Методы испытаний» для питания НДА установлено давление $0,4 \pm 0,05$ МПа. Для снижения до этого значения давления газа используют редукторы, которые стабилизируют заданное выходное давление при изменении расхода газа, т.е. регулируют выходное давление прямого действия.

Для подачи сжатых газов в аппарат используются гибкие газоподводящие шланги. В настоящее время используют шланги из прозрачной пластмассы с диаметром 6,3 мм. Между двумя слоями такого шланга расположена армирующая сетка из капроновой нити.

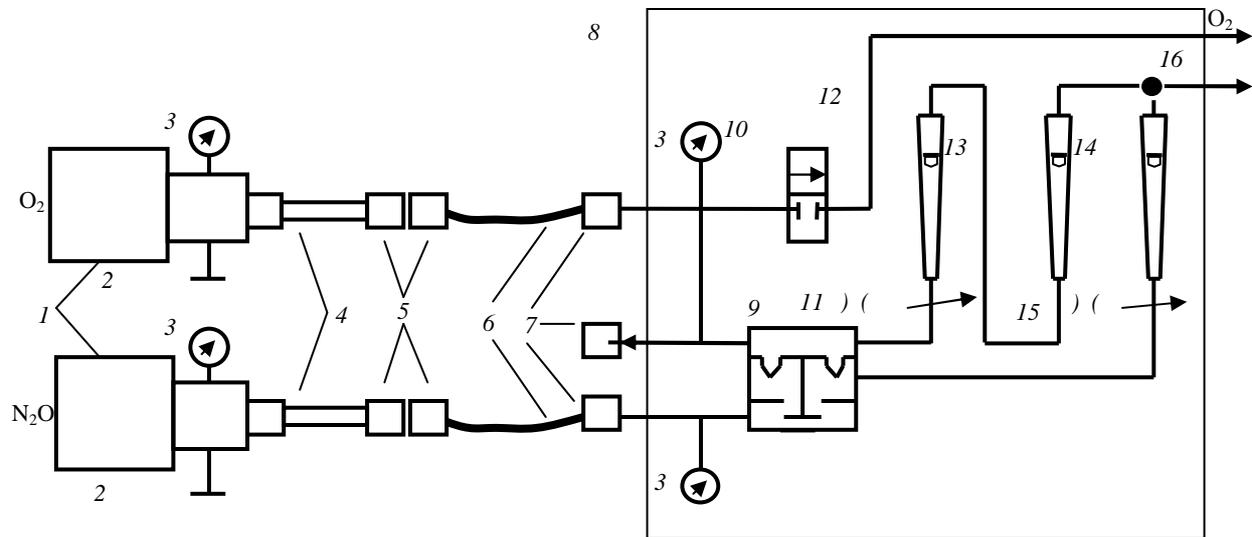


Рис. 25. Схема высокого давления:

1 – источники газов высокого давления; *2* – установки выходного давления; *3* – манометры; *4* – магистрали; *5* – разъёмы; *6* – гибкие шланги; *7* – разъёмы; *8* – аппарат ИН; *9* – блокировка подачи закиси азота; *10* – кнопка экстренной подачи кислорода; *11* – регулятор подачи кислорода; *12*, *13* – ротаметры кислорода; *14* – ротаметр закиси азота; *15* – регулятор подачи закиси азота; *16* – выход газа

11. Цветовая маркировка сжатых газов

Маркировка баллонов, шлангов, арматуры и т.п.	Медицинский газ					
	Кислород медицинский O ₂	Закись азота N ₂ O	Ксенон Xe	Сжатый воздух	Углекислый газ CO ₂	Гелий He
Принятая в России	Голубая с жёлтой полосой	Серая	Чёрная с жёлтой полосой и надписью	Чёрная	Чёрная	Коричневая
Стандарт ISO 5367: 2000	Белая	Голубая	Светло-коричневая	Чёрно-белая	Серая	Коричневый

Такой шланг при длине 2 м, давлении питания 0,4 МПа и расходе газовой смеси 12 л/мин характеризуется следующими показателями: потерей входного давления при выпрямленном шланге не более 1%, дополнительной потерей давления от изгиба шланга не более 0,5%; дополнительной потерей давления, вызванной воздействием пережимающего усилия 200 Н (примерно 20 кг), – не более 10%.

В системе высокого давления аппаратов ИН обязательно устанавливается устройство для подключения дополнительных пневматических блоков, например аппаратов ИВЛ с пневматическим приводом, отсасывателей, системы выведения вредных выдыхаемых газов и др. Такое устройство выполнено в виде соединённых между собой резьбовых штуцеров для кислорода, в которые встроены обратные клапаны. К одному из штуцеров подключают подачу кислорода от централизованного источника или от редуктора баллона, а к другим – упомянутые дополнительные аппараты и устройства.

В системе подачи сжатого кислорода предусматриваются защитные и сигнализирующие устройства:

- 1) для блокировки подачи закиси азота при снижении давления кислорода;
- 2) для сигнализации о падении давления кислорода ниже 30...50% от номинального значения 0,4 МПа;
- 3) для автоматического поддержания концентрации кислорода в смеси с закисью азота не менее 21%;

4) для автоматического подключения резервного баллона с кислородом вследствие снижения давления в централизованном источнике кислорода.

Современные аппараты ИН оснащают устройством блокировки подачи закиси азота при снижении давления кислорода (рис. 25). Основная часть устройства выполнена в виде трёхкамерной мембранной коробки. Верхняя камера коробки подключена к линии подачи в дозиметр кислорода, нижняя – к линии подачи закиси азота. Средняя камера отделена от кислородной камеры мембраной с жёстким центром, механически связанным с клапаном, который регулирует площадь проходного сечения линии подачи закиси азота из нижней камеры в среднюю. Поэтому вследствие падения входного давления кислорода ниже 100 кПа подача закиси азота перекрывается.

Аппараты ИН высокого класса оснащены устройствами сигнализации о снижении давления кислорода. Они включают световую и звуковую сигнализацию, когда входное давление кислорода падает ниже 200 кПа.

Цель дозирования газовых смесей – подача и стабильное поддержание заданного расхода газовой смеси требуемого состава (кислород, закись азота). Большое распространение получили ротаметрические дозиметры, применяемые в большинстве аппаратов ИН для дозирования двух газов – кислорода и закиси азота. Кислород подаётся на вход аппарата под давлением 0,4 МПа и через дроссель 11 поступает в последовательно включённые ротаметры 12 и 13 с разными диапазонами измерения. Одновременно кислород поступает на кнопку экстренной подачи 10, предназначенную для его быстрой подачи в дыхательный контур аппарата, минуя ротаметры и испаритель. Закись азота под тем же давлением поступает на дроссель 15 и через ротаметр 14 проходит в выходной канал, где смешивается с кислородом. В некоторых дозиметрах на входе в кислородный ротаметр устанавливают инжектор, при включении которого в смесь добавляется воздух, и объёмная концентрация кислорода снижается до 45...50%. Дроссели 11 и 15 выполнены в виде пары «конус–цилиндр», по существующим стандартам расход газов увеличивается при вращении вентиля дросселя против часовой стрелки. Ручки вентиляй маркированы цветом медицинских газов: для кислорода – голубым, для закиси азота – серым цветом. В соответствии с международным стандартом ручка кислородного вентиля имеет особенный профиль, что снижает вероятность ошибки в экстренных ситуациях (табл. 12).

Главная часть ротаметра – стеклянная трубка, внутренняя поверхность которой имеет форму усечённого конуса, расширяющегося вверх. Ротаметры аппаратов ИН градуируют для расхода газов, изме-

12. Характеристики дозиметров

Характеристика	Тип дозиметра		
	ротаметри- ческий	дюзный	смеси- тель
Входное давление, МПа	0,3...0,4		
Расход кислорода, л/мин	0,1...2, 1...10	–	–
Расход N ₂ O, л/мин	1...10	–	–
Расход смеси O ₂ + N ₂ O, л/мин	–	до 60	–
Концентрация O ₂ в смеси, %	20...100	25, 35, 50, 65	25...75 ± 3
Экстренная подача O ₂ , л/мин	45...70	50...90	–

ряемого в л/мин в указанных выше пределах. Малые расходы кислорода от 0,1 до 1,9 л/мин необходимы для работы аппаратов по частично реверсивному контуру и для обеспечения методики с низкой подачей газов в циркуляционный дыхательный контур. Газ, поступающий в нижний конец ротаметрической трубки, поднимает поплавков и сообщает ему вращательное движение, вследствие чего он центрируется и не касается стенок трубки. Показания ротаметров зависят от свойств газа и внешних условий. Для точного расчёта расхода газов следует учитывать как внешние условия (температуру и давление), отличающихся от условий калибровки, так и изменение физических характеристик измеряемых газов. Некоторые особенности схемы (рис. 26):

- для обеспечения точного измерения расхода в большом диапазоне для кислорода используются два последовательно включённых ротаметра с разными пределами измерения;
- на схеме показано устройство для блокировки подачи закиси азота в случае прекращения подачи кислорода;
- показанная на схеме кнопка экстренной подачи кислорода имеет отдельную выходную линию, чтобы сделать возможной его подачу в обход испарителя.

Ротаметрическим дозиметрам присущ ряд недостатков: необходимость вычисления процентного состава смеси, невозможность применения в аппаратах с прерывистым потоком газа и при изменении положения аппарата в пространстве. В отличие от них дюзные дозиметры могут работать в любом положении, формируют газовую смесь с заданной концентрацией компонентов и независимо от характера газового потока. Характеристики ротаметров приведены в табл.13.

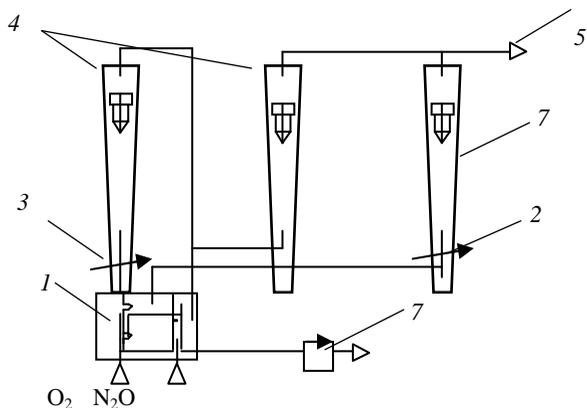


Рис. 26. Схема блокировки закиси азота:

- 1 – блокирующее устройство; 2 – регулятор расхода NO;
 3 – регулятор расхода O₂; 4 – ротаметры для измерения расхода кислорода;
 5 – общее выходное отверстие дозиметра; 6 – ротаметр для измерения расхода закиси азота; 7 – кнопка экстренной подачи кислорода

В аппаратах ИН прерывистого потока применяются дюзовые дозиметры. В последние годы в некоторых моделях аппаратов используются смесители двух газов (кислород–закись азота, кислород–воздух), являющиеся разновидностью дюзовых дозиметров. Наиболее тонкое место такой удобной для практики конструкции – подбор характеристик дроселей-регуляторов и профиля кулачка-регулятора состава смеси с тем, чтобы при каждом положении последнего изменялся только состав смеси, а её количество, т.е. суммарный расход кислорода и закиси азота оставался постоянным.

13. Характеристики ротаметров

Измеряемый газ	Пределы измерения, л/мин	Предельная приведённая погрешность, %	Высота трубки, мм
Кислород	0,1...1,9	6	150
	1...10	4	150
Закись азота	0,1...1,9	6	150
	1...10	4	150
Воздух	2...20	6	100

Принцип работы дюзных дозиметров: газы, например закись азота и кислород, поступают от источника в камеру смешения через точно калиброванные отверстия (дюзы). Установленный перепад давления по обе стороны дюзы обеспечивает стабильные режимы истечения из отверстий для каждого газа. Теоретически и экспериментально доказано, что при этом происходит надкритическое истечение газов, что создаёт возможность получить объёмные скорости газотока независимо от противодействия в системе «аппарат–пациент». Дюзный дозиметр устроен так, что нажатием каждой кнопки включается одна из пар дюз для двух газов, из которых формируется смесь заданной концентрации. Число пар отверстий соответствует числу вариантов концентраций газов в создаваемых аппаратом смесях.

Дальнейшим развитием дюзных дозиметров являются смесители медицинских газов, позволяющие точно и плавно изменять процентное соотношение компонентов и независимо от него – расход смеси. Особое внимание уделяется работоспособности смесителей при низком входном давлении газов (до 0,2 МПа) без изменения точности его работы. Должна обеспечиваться независимость установки концентрации от расхода смеси, и наоборот. В смесителе должны быть предусмотрены индикаторы расхода каждого газа, а также индикатор суммарного расхода смеси. В типичной конструкции смесителя для обеспечения регулировки состава смеси на общем штоке, управляемом рукояткой, оппозитно установлены игольчатые дроссели, так что при увеличении расхода кислорода расход закиси азота уменьшается и наоборот. Общий расход смеси регулируется давлением на входе дросселей.

Преобразование анестетика из жидкой фазы в паровую и дозирование паров жидких анестетиков – центральная задача конструирования аппаратов ИН, которая решается специальным устройством – испарителем. Одно из наиболее важных свойств жидких анестетиков – давление их насыщенных паров, когда пар находится в равновесии с жидкой фазой вещества. Концентрация насыщенных паров широко применяемых анестетиков намного превышает допустимые клинические концентрации. Зависимость давления насыщенных паров от температуры нелинейна. При увеличении температуры на 10 °С давление насыщенных паров, а, следовательно, и их объёмная концентрация возрастает примерно в 2 раза, что и ставит задачу стабилизации температуры анестетика внутри испарителя.

В России был разработан ряд конструкций испарителей. Наиболее распространённым способом дозирования является деление потока на две части.

Газ с расходом \dot{V}_k , проходя через камеру испарения, полностью насыщается парами анестетика, а затем разбавляется газом второй части потока с расходом $\dot{V}_б$ до заданной концентрации $C_{\text{вых}}$, т.е. $\dot{V} = \dot{V}_k + \dot{V}_б$. Для получения в камере насыщенного пара анестетика часто используются различные пористые детали, например фитили, которые значительно увеличивают поверхность испарения. Концентрацию паров анестетика регулируют изменением сопротивления линии камеры испарения, а термокомпенсирующее устройство изменяет сопротивление обходного канала (байпаса). Концентрация паров анестетика на выходе из испарителя определяется отношением расходов газов, проходящих через камеру испарения и байпас, и зависит от парциального давления насыщенных паров анестетика ($P_{\text{ан}}$) и атмосферного давления (P_0).

Необходимость термокомпенсации вызвана тем, что на процесс испарения сильно влияет температура камеры, а на последнюю влияют температура помещения, температура и скорость проходящего через камеру испарителя газа. Отметим, что снижение давления газа в редукторе происходит в условиях, близких к адиабатическим, и проходящий через редуктор газ может охладиться даже до отрицательной температуры. Для устранения влияния температуры камеры на концентрацию анестетика в выходящем из испарителя газе применяется порознь или совместно несколько следующих приёмов:

- увеличение теплоёмкости испарителя путём изготовления его из меди или её сплавов, повышение массы деталей испарителя и(или) применение водяной рубашки;
- использование термокомпенсирующего устройства, изменяющего проходное сечение байпаса (чем меньше температура, тем меньше проходное сечение байпаса);
- электронная стабилизация температуры камеры испарения с использованием электрического нагревательного элемента;
- автоматическая корректировка шкалы концентрации, например, за счёт использования в качестве её указателя столбика ртути в термометре, опущенном в камеру.

Существуют испарители, в которых расход насыщенного пара и общий расход газа измеряют с помощью ротаметров, один из которых устанавливают на входе испарителя, другой – на входе испарительной камеры. В конструкциях такого типа обычно поддерживается температура испарительной камеры выше температуры кипения. Ранее применяли так называемые «капельные» испарители с дозированием жидко-

го анестетика, основными элементами которых были дозатор жидкости и испарительная камера. Концентрация паров анестетика на выходе испарителя пропорциональна скорости подачи жидкого анестетика в испарительную камеру и обратно пропорциональна расходу газа-носителя, проходящего через неё. В настоящее время испарители такого типа применяют для получения малых концентраций анестетика при проведении комбинированной анестезии.

В России разрабатывают и выпускают только испарители с делением газового потока. Работа таких испарителей определяется тремя физическими процессами: движением газов с малыми расходами через каналы и отверстия, испарением жидких анестетиков (массообмен) и передачей тепла от окружающей среды к поверхности испарения (теплообмен). Знание основных закономерностей этих процессов позволяет получить необходимые данные для расчёта и проектирования испарителей, т.е. для определения геометрических размеров их основных деталей. Для стабильного дозирования паров анестетика при изменении общего расхода газа через испаритель необходимо соблюдать два условия: 1) одинаковую зависимость расхода газа от перепада давления для линий байпаса и испарительной камеры; 2) равновесное (полное) насыщение парами газа в камере испарения.

Отечественные испарители высокого сопротивления относятся к двум типам: полииспарители с лабиринтной камерой испарения («Анестезист-1») и моноиспарители с фитильной камерой испарения («Анестезист-4»). Первый предназначен для использования нескольких анестетиков; для этого важно, чтобы из-за отсутствия фитилей анестетик сливался без остатка и для его смены необходима только продувка испарителя и установка соответствующей шкалы. Для получения в камере испарения насыщенного пара газ проходит над поверхностью анестетика по лабиринту длиной около 1 м. В распределительном устройстве в качестве сопротивлений используются часовые камни с отверстиями высокой точности. Испаритель термостабилизирован путём увеличения массы (с применением водяной рубашки); температурная погрешность выходной концентрации анестетика снижается ещё и тем, что указателем концентрации служит конец спиртового столба термометра, измеряющего температуру в испарительной камере.

Чтобы исключить возможность применения анестетика с «чужой» шкалой, испарители «Анестезист-1» и его модификация с термокомпенсатором «Анестезист-3» были заменены моноиспарителями «Анестезист-4», в которых для лучшего испарения жидкого анестетика используются фитили. Распределительное устройство выполнено в форме переменного гидравлического сопротивления высокой точности.

Эти испарители обеспечивают плавную регулировку концентрации, возможность работы на малых потоках (от 0,5 л/мин) и повышенную безопасность пациента. Для термостабилизации детали камеры испарения изготавливают из латуни, имеющей высокую теплоёмкость и теплопроводность. Применена также пассивная автоматическая термокомпенсация с помощью установленного на выходе из камеры испарения клапана типа «сопло-заслонка», закреплённого на конце термометаллической пластины. Эти испарители, выпускаемые для эфира, фторотана, энфлюрана и изофлюрана, в настоящее время являются основным блоком всех изготавливаемых в России стационарных аппаратов ИИ.

Испарители низкого сопротивления используются в аппаратах, при использовании которых может возникнуть необходимость проведения ИИ без подачи сжатых газов, например в полевых условиях. В этом случае испаритель при сохранении у больного самостоятельного дыхания должен быть включён в дыхательный контур, и соответственно его сопротивление не должно превышать 100 Па. Здесь целесообразнее использовать ламинарный режим течения газа, что позволяет расширить допустимый интервал расхода газа, при котором выходная концентрация паров анестетиков остаётся постоянной. В портативных аппаратах ИИ, где применяются испарители низкого сопротивления, для ИВЛ вручную обычно используются самонаполняющиеся упругие мешки.

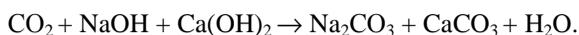
Известно несколько типов таких испарителей, один из них – полииспаритель «Анестезист-2», в камере испарения которого используются пластины из пористой нержавеющей стали, а для регулирования концентрации – концентрический кран с односторонним течением газа. Такой испаритель много лет выпускался для оснащения аппаратов ИИ, предназначенных для скорой помощи и военно-полевых условий. В этой модели термокомпенсация не применялась, а значения концентрации указывались концом спиртового столба термометра.

Современным испарителем низкого сопротивления является «Анестезист-5» – моноиспаритель с фитильной камерой испарения и термокомпенсацией при помощи биметалла.

Использование реверсивных и частично реверсивных дыхательных контуров требует абсорбции (поглощения) выдыхаемого пациентом углекислого газа из повторно вдыхаемой газовой смеси. Концентрация CO_2 в смешанном выдыхаемом газе в среднем составляет 4,3% (в конечной части выдыхаемого газа – 5,6%), а во вдыхаемом газе концентрация углекислого газа не должна превышать 0,2%. Наиболее распространённым и эффективным способом удаления CO_2 из дыхатель-

ного контура является его химическое связывание поглотителем, находящимся в специальной ёмкости – абсорбере. Хотя с химической точки зрения правильнее называть этот процесс адсорбцией, т.е. связыванием на поверхности поглотителя, в литературе и документации чаще используется общий термин «абсорбция» и его производные. Для увеличения поверхности поглотитель выпускают в форме пористых гранул. Торговое название поглотителя – натронная известь или ХПИ (химический поглотитель известковый).

При контакте с абсорбентом газовой смеси, содержащей углекислый газ, происходят химические реакции с использованием воды, конденсирующейся из выдыхаемого газа. Эти реакции можно суммировать следующим образом:



В результате этой реакции углекислый газ превращается в твёрдые вещества, выделяется вода и тепло. Длительность работы абсорбера зависит от массы и объёма поглотителя и расхода газа через абсорбер. Для конкретной конструкции её принято оценивать длительностью работы до допустимого проскока CO_2 величиной 0,2%. Ёмкость абсорбера обычно имеет величину около 1,3 л, что обеспечивает работоспособность абсорбера до 7 ч. Так как первым истощается слой абсорбента, расположенный ближе к входу газа, то находит применение конструкция из двух меньших ёмкостей, которые в процессе эксплуатации оператор меняет местами.

В принципе абсорбер может находиться в любом месте реверсивного дыхательного контура, но оптимально располагать абсорбер между предохранительным клапаном и клапаном вдоха. В этом случае срок службы абсорбера увеличивается, поскольку он не поглощает CO_2 , содержащийся в выходящем через предохранительный клапан излишнем газе. За рубежом в состав абсорбента вводят цветной индикатор, изменение цвета которого с розового на белый свидетельствует об истощении абсорбента. Поэтому в большинстве случаев абсорбер выполняют из прозрачных материалов. Об истощении абсорбента можно судить по прекращению его нагрева выделяемым теплом.

Термин «дыхательный контур» можно определить как непосредственно соединяемая с пациентом часть газопроводящей системы аппарата ИН, движение газа через которую может осуществляться при самостоятельном дыхании пациента.

Выделяют циркуляционные дыхательные контуры, в которых дыхательный газ движется по отдельным линиям вдоха и выдоха, и маятниковые дыхательные (не циркуляционные) контуры, в которых газ

между отверстием для присоединения пациента и абсорбером движется в обоих направлениях по одной и той же линии.

В зависимости от степени использования выдыхаемого газа для повторного вдыхания циркуляционные дыхательные контуры делятся на три вида.

В **реверсивном** дыхательном контуре **весь** выдыхаемый газ после удаления из него CO_2 используется для повторного вдыхания, и свежая газовая смесь, содержащая кислород и анестетики, поступает в количестве, точно соответствующем поглощению газа пациентом, удалению его части за счёт поглощения CO_2 и утечке газа через различные неплотности. Так как такой баланс газов непрерывно поддерживать трудно, то в чистом виде этот контур является скорее идеальным, чем практически применимым. Его преимуществами является малый расход дорогих анестетиков и их минимальный выброс в атмосферу операционной. Полностью реверсивный дыхательный контур нуждается в применении эффективного абсорбера и максимальной герметичности всех частей этого контура.

Частично реверсивный дыхательный контур является, если можно так выразиться, рабочей версией идеально реверсивного контура. Здесь также выдыхаемый газ используется для повторного вдыхания, но подача в контур свежего газа превышает сумму удаляемой газовой смеси, поэтому существенный признак данного контура – постоянный выброс излишнего газа через предохранительный клапан. Следовательно, частично реверсивный контур обладает только частью преимуществ полностью реверсивного и одновременно только частью недостатков последнего. Степень этой «частичности» определяется величиной газотока свежей смеси, которая обычно находится в пределах 1...3 л/мин. Когда подача свежей смеси равна сумме всех потерь и минутной вентиляции или превышает эту сумму, то частично реверсивный контур вырождается в следующий вид, а именно в нереверсивный дыхательный контур.

Нереверсивный дыхательный контур. Он характеризуется тем, что выдыхаемый газ для повторного вдыхания не используется и полностью выводится из контура, абсорбер становится ненужным. Принципиальным преимуществом нереверсивного контура является равенство в каждый момент времени состава вдыхаемого газа и состава свежей смеси. Очевидные недостатки контура – высокий расход анестетиков и их попадание в атмосферу операционной, где они вредно воздействуют на медицинский персонал. Для борьбы с этим явлением используют фильтры-поглотители анестетиков или системы выведения газов из опе-

рационной. Однако оба эти приёма не свободны от существенных недостатков.

Существуют две разновидности нереверсивного дыхательного контура. Полуоткрытый контур – ранее употреблявшийся синоним нереверсивного, а открытый отличается тем, что в нём не используются сжатые газы, и свежую смесь образует атмосферный воздух, обогащённый парами анестетика при проходе через испаритель низкого сопротивления. В таком контуре часто используется самостоятельное дыхание или ИВЛ, выполняемая вручную оператором. Поэтому сопротивление включённого в контур испарителя должно быть минимальным.

Устройство **маятникового дыхательного контура**, который также как циркуляционный может быть полностью или частично реверсивным, это ясно из его схемы.

В клинической практике наиболее употребительны реверсивный и частично реверсивный контуры. При этом всё большее предпочтение отдаётся малой, менее 1 л/мин и даже менее 0,5 л/мин подаче свежей смеси. В литературе эти режимы называются соответственно «Low-Flow» и «MinimalFlow». Нереверсивный циркуляционный дыхательный контур чаще всего сейчас применяется при отсутствии абсорбента. Открытый дыхательный контур находит применение в специальных аппаратах для обеспечения ИН в условиях экстремальной медицины. Маятниковый контур сейчас применяется редко.

Применение во время ИН аппаратов ИВЛ требует обеспечить:

- полноценную ИВЛ как по реверсивному, так и по нереверсивному дыхательным контурам;
- отсутствие взаимного влияния величины и состава свежей смеси с одной стороны, и установленных показателей ИВЛ – с другой;
- безопасность при использовании кислорода и воспламеняющихся анестетиков.

Вместе с тем к аппаратам ИВЛ данного назначения предъявляются меньшие требования по набору режимов работы, диапазону установки показателей вентиляции, ресурсу и оснащению увлажнителями и мониторами. Например, анализ показал, что за год работы в операционной аппарат ИВЛ в составе аппарата ИН эксплуатируется около 500 ч. (Всего в году примерно 8600 ч). Определённые особенности имеет и включение аппарата в дыхательный контур аппарата ИН.

Наиболее удобно использовать аппарат ИВЛ с разделительной ёмкостью и подачей свежая смесь подаётся, как и при самостоятельной вентиляции, в дыхательный мешок, давление в котором традиционно ограничивается предохранительным клапаном. Мех позволяет легко получить требуемый дыхательный контур, изолировать его от линии

пневматического привода аппарата ИВЛ и обеспечить дозирование дыхательного объёма путём управления амплитудой движения меха. Подача и состав свежей смеси при такой схеме совершенно не влияют на показатели вентиляции.

Включение аппарата ИВЛ вместо дыхательного мешка тоже обеспечивает любой дыхательный контур и объёмное дозирование, а сам дыхательный контур несколько проще, чем в предыдущей схеме включения. Однако свежая смесь попадает в лёгкие пациента параллельно с газом, подаваемым из меха аппарата ИВЛ, и поэтому действительная минутная вентиляция резко возрастает, особенно в случае нереверсивного дыхательного контура. Включение аппарата ИВЛ здесь требует определённых переключений в контуре и изменения настройки предохранительного клапана.

При разработке конструкции дыхательного контура аппарата для взрослых необходимо руководствоваться следующими основными правилами.

- Для снижения сопротивления выдоху пациента и сопротивления вдоху при самостоятельной вентиляции должно обеспечиваться падение давления на этих участках дыхательного контура аппаратов для взрослых не более 0,6 кПа при измерении на постоянном потоке 60 л/мин. Для выполнения этого требования площади сечений всех магистралей не должны быть меньше площади круга диаметром 18...20 мм. Не должен быть затруднён подъём самодействующих пластинчатых клапанов на высоту менее 0,25 диаметра седла.

- Допустимая утечка газа из дыхательного контура при постоянном давлении 5 кПа не должна превышать 200 мл/мин.

- Конические соединения должны соответствовать ГОСТ Р 50327.1–92 – для номинального размера 22 мм. Отверстие для присоединения пациента должно быть коаксиальным номинальным размером 22/15 мм. Места для включения в дыхательный контур датчиков мониторов не должны быть совместимыми с указанными в данном стандарте. Для направления шлангов вдоха и выдоха в любую удобную для данного помещения сторону и лёгкого и герметичного присоединения этих шлангов следует применять угловые соединительные детали, а оси отверстий на аппарате для присоединения шлангов располагать вертикально.

- На аппарате должно быть только одно отверстие для выпуска выдыхаемого и(или) излишнего газа.

- Число пневматических и электрических соединений между блоками аппарата должно быть минимальным, соединения не должны препятствовать обеззараживанию аппарата, нарушать его дизайн и допускать ошибочную взаимосвязь блоков.

6.2. АППАРАТ ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ МОДЕЛИ АВТ 5100

Режим управляемой вентиляции (I.P.P.V.) – Фаза выдоха

I.P.P.V. – прерывистая вентиляция лёгких при положительном давлении в конце фазы выдоха.

Схема аппарата в режиме выдоха представлена на рис. 27.

Обозначения на рис. 27 и 28 представлены в табл. 14.

Водяной клапан 2 с резервным баллоном 3 подключён к точке подачи свежего газа 1 головки вентилятора. Свежая газовая смесь подаётся из ротаметра либо из испарителя и поступает на элементарный контур (типа «Mapleson C»). Данный элементарный контур состоит из резервного баллона 3 и выводного клапана 2, который может быть использован отдельно в качестве ручной системы анестезии.

В конце фазы вдоха микропроцессор посылает сигналу двигателю 4, который оттягивает магнитную пластинку 5, соединённую с мехом 6, и растягивает меха. Таким образом, из резервного баллона 3 осуществляется подача порции свежего газа, необходимая для вдоха пациента. Величина порции рассчитывается микропроцессором.

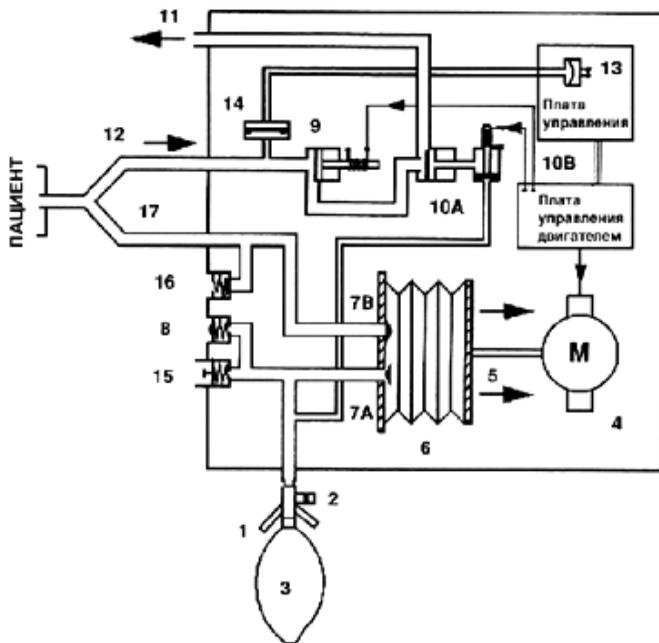


Рис. 27. Фаза выдоха пациента

Таблица 14

1. Вход свежей газовой смеси	2. Клапан Хайдбринка (APL клапан) пациента
3. Резервный баллон со свежим газом	4. Двигатель
5. Магнитная пластина	6. Меха
7А. Клапан подачи газа в мех	7В. Клапан выпуска газа из меха
8. Вспомогательный вход «дополнительный воздух»	9. Электромагнитный клапан выдоха
10А. Динамический ручной клапан	10В. Электромагнитный клапан переключения режима: ручной или автомат
11. Выпуск выдыхаемых газов	12. Вход для выдоха с контура
13. Датчик давления	14. Антибактериальный разделительный фильтр для изоляции датчика давления
15. Соединительный клапан для повторно используемой газовой смеси, очищенной от CO ₂ (для полуоткрытого контура)	16. Механический предохранительный клапан (80 гПа)
17. Выход для подачи газовой смеси на линию вдоха пациента	

В случае недостаточного количества свежей газовой смеси в точке входа *I* автоматически открывается клапан вспомогательного входа *8* и в газовую смесь в соответствии с необходимым объёмом и частотой дыхания пациента добавляется окружающий воздух.

В течение всей фазы выдоха электромагнитный клапан выдоха *9* и ручной клапан *10А* открыты и выдыхаемый пациентом воздух выводится из точки выпуска выдыхаемых газов *11*. Подача газовой смеси в поглотитель CO₂ для повторного использования (режим возвратного дыхания) осуществляется при закрытом пружинном клапане *15*.

Режим управляемой вентиляции (I.P.P.V.) – Фаза вдоха

Схема аппарата в режиме вдоха представлена на рис. 28.

Через односторонний клапан выпуска газа из меха *7В* в контур пациента подаётся свежая газовая смесь, при этом односторонний клапан подачи газа в мех *7А* находится в закрытом положении. Данный эффект достигается действием мотора, который сжимает мех *6* и выдавливает свежую газовую смесь из него в контур пациента.

Во время этой фазы электромагнитный клапан выдоха *9* остаётся закрытым. Работой клапана выдоха управляет микропроцессор. Клапан подачи газа из системы очистки от CO₂ *15* и клапан вспомогательного входа *8* также находятся в закрытом состоянии под действием пружин. Механический предохранительный клапан *16* находится в

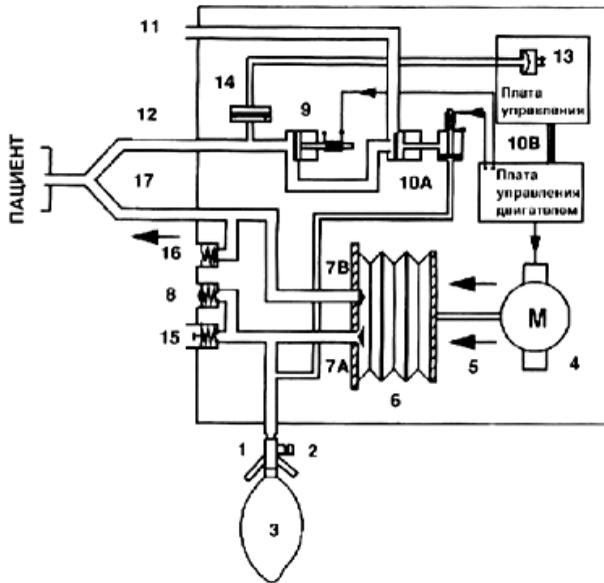


Рис. 28. Фаза вдоха пациента

закрытом состоянии и открывается только в том случае, если давление газовой смеси повышается до значения более чем 70/80 гПа. При срабатывании предохранительный клапан не допускает дальнейшего повышения давления.

Контроль давления и сигналы тревоги

Схема контроля давления и сигналов тревоги представлена на рис. 29.

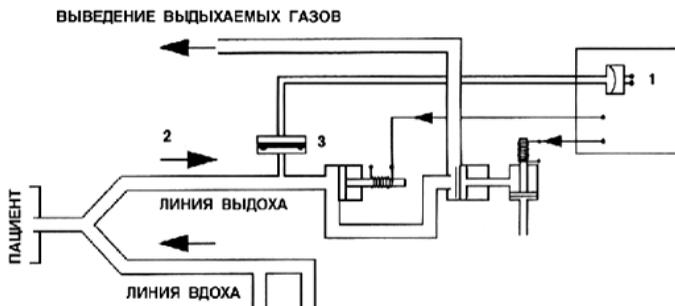


Рис. 29. Схема контроля давления и сигналов тревоги

Давление внутри контура пациента отображается на аналоговом барометре. Максимальный предел давления может быть установлен в пределах от +20 до +70 гПа. При достижении этих значений двигатель автоматически останавливается, фаза вдоха прерывается и автоматически включаются визуальные и звуковые сигналы тревоги. Электромагнитный клапан выдоха немедленно открывается и давление воздушно-го потока в контуре пациента понижается.

Двухпозиционная регулировка сигнала давления может быть настроена для поддержания давления в контуре пациента в пределах от +5 до +25 гПа. Таким образом, непрерывно контролируется величина и точность давления в контуре пациента.

Электронный датчик давления 1 устанавливается внутрь респиратора и соединяется с линией выдоха пациента 2 короткой трубкой через антибактериальный фильтр 3, который не допускает засорения датчика выдыхаемыми пациентом газами.

Режим возвратного дыхания (Закрытый или полуоткрытый контур дыхания)

Схема аппарата в режиме возвратного дыхания представлена на рис. 2.30.

Для поглощения выдыхаемого пациентом углекислого газа и полной или частичной рециркуляции наркозной смеси (при использовании закрытого или полуоткрытого контура дыхания) при анестезии применяется канистра с натриевой известью 1. Канистра с натриевой известью

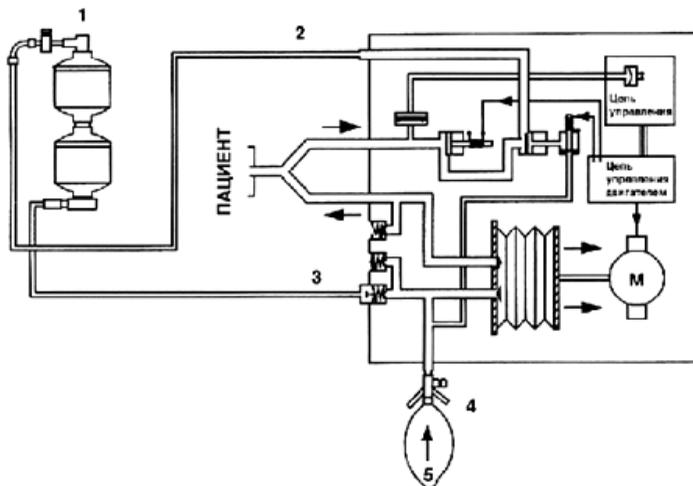


Рис. 2.30. Схема аппарата в режиме возвратного дыхания

подключается между выходным патрубком выведения выдыхаемых газов 2 и входом возвратного дыхания 3 головки контура пациента вентилятора. Необходимо использовать только специальный безопасный разъём (дополнительная опция), который держит открытым клапан подачи газа из системы очистки (в обычном состоянии – он закрыт).

Регулируемый выпускной клапан на верхней части канистры с натриевой известью стравливает избыточный газ (полуоткрытый контур) в течение цикла выдоха. Избыточный газ можно также стравливать с помощью регулировки выпускного клапана элементарного контура 4, но в этом случае будет потеря свежей газовой смеси, тогда как при использовании регулируемого выпускного клапана на верхней части канистры будет стравливаться только выдыхаемая пациентом газовая смесь с CO_2 . Газ проходит через канистру с натриевой известью сверху вниз. В течение фазы выдоха свежая газовая смесь смешивается в резервном баллоне 5 с очищенной от CO_2 газовой смесью, которая поступает из канистры с натриевой известью, и необходимая порция газа подаётся в меха.

Порция газовой смеси, подаваемая в контур пациента во время фазы вдоха, состоит из смеси свежего газа и очищенного от CO_2 газа.

Процентный состав газовой смеси может изменяться с помощью регулировки клапана максимального давления, который увеличивает или уменьшает поток свежей газовой смеси, подаваемой из расходометра. Таким образом, концентрация кислорода в газовой смеси будет зависеть от модификации и параметров расходометра.

Минутный объём вентиляции устанавливается с помощью настроек вентилятора.

Режим ручной вентиляции

Схема аппарата в режиме ручной вентиляции представлена на рис. 2.31.

После нажатия кнопки MANUAL (ручной режим) на лицевой панели вентилятора двигатель 6 полностью сжимает меха 5 и удерживает их в этом положении, таким образом сводя «мёртвое» пространство к минимуму. Клапан выдоха 1 поддерживается в открытом состоянии. Клапан переключения между ручным и автоматическим режимом работы 2 открыт и поддерживает динамический клапан выдоха 3 подключённым к резервному баллону со свежим газом 4. Когда оператор сжимает резиновый баллон 4, то давление выходящего из баллона газа закрывает динамический клапан выдоха 3 и впоследствии всю линию выдоха. Таким образом получается вдох пациента при ручном сжатии резинового баллона 4.

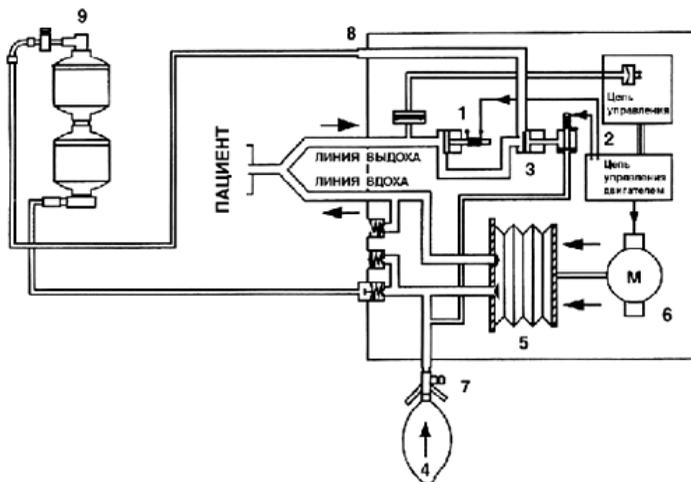


Рис. 2.31. Схема аппарата в режиме ручной вентиляции

В этом случае выводной клапан 7 элементарного контура остаётся закрытым и вентилятор работает в режиме «невозвратного дыхания». Установленный расходомером минутный объём газа должен соответствовать требуемой вентиляции.

Нельзя проводить ручную вентиляцию пациента окружающим воздухом. При каждом вдохе пациента резиновый баллон 4 должен быть освобождён от газовой смеси. Когда резиновый баллон пуст, давление внутри аппарата становится меньше, чем давление в контуре пациента и динамический клапан выдоха 3 открывается, разрешая выдох пациенту газовой смеси через линию вывода выдыхаемых газов 8.

Режим ручной вентиляции в контуре возвратного дыхания

В режиме ручной вентиляции можно работать с замкнутым контуром дыхания пациента.

В этом случае вентилятор управляется «давлением», причём предпочтительно регулировать давление выпускным клапаном на верхней части канистры с натриевой известью 9. Объём вентиляции будет эмпирическим и будет зависеть от установленного давления в баллоне, количества подаваемой свежей газовой смеси и величины, на которую будет открыт выпускной клапан.

Самостоятельное (спонтанное) дыхание

При проведении вентиляции лёгких в ручном режиме (MANUAL) имеется возможность позволить пациенту спонтанно дышать. Газовая смесь подаётся по линии вдоха пациента из резервного баллона через два односторонних клапана.

Спонтанное дыхание работает аналогично режиму ручной вентиляции. Если расходомеры закрыты или нет газовой смеси в резервном баллоне, то пациент может дышать окружающим воздухом через вспомогательный вход «дополнительный воздух». В случае отключения или сбоя электропитания пациент таким же образом может самостоятельно дышать окружающим воздухом (как и при ручной вентиляции).

Режим принудительной вентиляции (TRIGGER)

Когда выбирается режим принудительной вентиляции, микропроцессор имеет возможность распознать усилие пациента, которое он делает при попытке самостоятельного (спонтанного) дыхания. Во время фазы выдоха, микропроцессор быстро возвращает меха в установленную позицию и ожидает начала действия следующего цикла принудительного (механического) вдоха пациента. Если микропроцессор распознает стремление пациента к самостоятельному (спонтанному) дыханию, то в течение этой паузы он синхронизирует цикл принудительного (механического) вдоха с подаваемым объёмом смеси газа, который зависит от выбранного минутного объёма и частоты дыхания.

Если стремление пациента к самостоятельному (спонтанному) дыханию не распознано до конца времени выдоха (определяемое отношением Вдох/Выдох), то микропроцессор даёт команду на меха для начала нового цикла принудительного (механического) вдоха пациента. В этом режиме минимальная вентиляция будет зависеть от установленной частоты дыхания и выбранного минутного объёма. Чувствительность режима принудительной вентиляции может быть установлена регулятором управления (TRIGGER) в пределах от -10 до $+25$ гПа.

7. БЕЗОПАСНОСТЬ ПРИ ПРИМЕНЕНИИ НАРКОЗНО-ДЫХАТЕЛЬНОЙ АППАРАТУРЫ

Для эффективного и безопасного применения НДА необходим комплекс мер безопасности.

Первое – **мониторинг** – необходимая, но пассивная мера безопасности. Требования к ней постоянно возрастают, и это подтверждается закреплением требований к мониторингу в аппаратах ИВЛ и ИН клинического применения на уровне международных стандартов, которые уже введены или будут вводиться в действие и в России. Для всех типов аппаратов требуется контроль целостности дыхательного контура, нарушение которой ведёт к опасным последствиям. Такой контроль обычно реализуется сигнализацией о том, что $P_{\text{пик}}$ дыхательного цикла стало меньше установленной оператором нормальной величины. Например, в нормальной ситуации при $P_{\text{пик}} = 20$ гПа оператор установил нижний допустимый предел, например 16 гПа. Если оператор не изменял режим ИВЛ, то включение сигнализации по условию $P_{\text{пик}} < 16$ гПа будет свидетельствовать о возникновении или увеличении утечки из дыхательного контура или даже об отключении его от пациента. Однако такая же сигнализация может быть вызвана и другими, более редкими причинами, например, увеличением растяжимости лёгких пациента. Поэтому сигнализацию по $P_{\text{пик}}$ полезно дополнить сигнализацией о снижении дыхательного объёма V_T . Возможен и отказ аппарата, проявляющийся в создании постоянного или мало изменяющегося давления, остающегося в установленных допустимых пределах. Эта ситуация предусматривается требованием контроля наличия «продолжительного P » и также может быть выявлена самопроизвольным снижением V_T .

Мониторинг O_2 означает измерение его концентрации во вдыхаемом газе и сигнализацию о её выходе из установленных пределов. Для аппаратов ИН он дополняется сигнализацией о нарушении подачи кислорода по снижению его давления на входе в аппарат. Мониторинг CO_2 позволяет контролировать соответствие установленного режима самостоятельной вентиляции или ИВЛ потребности организма по изменению концентрации этого газа в течение одного выдоха, определённого малоинерционным газоанализатором. Значение парциального давления CO_2 в конце выдоха, лежащее в диапазоне 35...40 мм вод. ст., подтверждает адекватность вентиляции состоянию пациента.

Второе – **функциональная безопасность** – характеризует безопасность для пациента при нормальном функционировании аппарата в заданном режиме или его подготовке к работе. Ненадлежащее соединение частей аппарата может стать опасным, если оно касается подключения к аппарату сжатых газов или неверного включения компо-

нентов, которые правильно работают только при протекании через них газа в определённом направлении (испарители, клапаны, увлажнители и т.п.). Проблема решается оговоренной стандартами маркировкой и конструктивной невозможностью неправильного соединения.

Очень важно предотвратить возможность повышения давления в дыхательном контуре выше принятого сейчас значения 100 гПа, так как превышение этого уровня может вызвать баротравму лёгких. Такая ситуация может возникнуть вследствие подачи слишком большого объёма в достаточно герметично присоединённые к аппарату органы дыхания со сравнительно малыми значениями растяжимости и сопротивления. Для этой опасности общепринятым решением служит установка в дыхательных контурах всех аппаратов предохранительных устройств, ограничивающих давление. Такие устройства выполняются в виде клапанов, нагруженных весом или пружиной, или электронных блоков с датчиками давления. Вследствие достижения заданного оператором уровня давления аппарат должен переключаться на выдох. Предотвращение возможности установки недопустимого сочетания параметров проиллюстрируем следующим примером. Если в аппарате ИВЛ для взрослых предусмотрены диапазоны установки минутной вентиляции 3...40 л/мин и частоты 10...60 мин⁻¹ (общепринятые диапазоны), то сочетание вентиляции 40 л/мин и частоты 10 мин⁻¹ требует подачи неприемлемо большого дыхательного объёма 4 л. Наоборот, если установлена минутная вентиляция 3 л/мин и частота 60 мин⁻¹, то результирующий дыхательный объём 50 мл взрослым пациентам явно не подходит. Следовательно, некоторые задаваемые оператором сочетания параметров не должны исполняться или, по крайней мере, попытка их установить должна сопровождаться включением предупредительной сигнализации.

Третье – **надёжность** – возможно, важнейший показатель безопасности и качества НДА. В показатели надёжности входят: безотказность, долговечность, ремонтпригодность и сохраняемость. Безотказность характеризует способность изделия работать без поломок и отказов, причём критерии отказов должны быть конкретно сформулированы. Для НДА отказом принято считать такое состояние изделия, при котором его невозможно нормально эксплуатировать. Существует несколько количественных оценок безотказности, но обычно нормируется и проверяется техническими испытаниями средняя наработка на отказ T_0 . Её величина должна соответствовать среднему числу часов, которое изделие данного вида обычно наработывает в течение установленного для него гарантийного срока. Значение обратно пропорционально сложности аппарата и составляет обычно несколько тысяч часов.

Долговечность характеризует обеспечиваемую изготовителем длительность эксплуатации изделия до его капитального ремонта или списания. В ТУ на конкретное изделие должны быть указаны конкретные кри-

терии его состояния, при которых восстановление изделия невозможно или экономически нецелесообразно. Показателем долговечности является средний срок службы $T_{сл}$, который для НДА не может быть менее 4-х лет.

Ремонтопригодность означает:

- возможность лёгкого доступа к компонентам, которые при эксплуатации требуется регулировать или заменять;
- указания в эксплуатационной документации всей информации, требующейся для регулировки изделия, отыскания причины неисправности и такого ремонта, который может быть выполнен самим лечебным учреждением;
- комплектование изделия запасными частями и расходными материалами в количестве, достаточном для эксплуатации, по крайней мере, гарантийного срока.

Однако единственный количественный показатель, нормируемый в ТУ, – среднее время восстановления (ремонта) T_v изделия, пригодность аппарата или прибора для ремонта характеризует очень приблизительно.

Четвёртое – применение баллонов со **сжатым газом**, в первую очередь с кислородом требует соблюдения строгих мер безопасности, поскольку в них давление достигает 15, а иногда и 20 МПа. Правила регламентированы в общетехнических документах, применительно к медицине – в соответствующем руководящем материале. Важнейшие из мер безопасности:

- наличие в рабочем помещении не более одного заполненного баллона, раздельное хранение заполненных и израсходованных баллонов;
- обязательное надёжное закрепление баллона в вертикальном положении, вдали от нагревательных приборов, горючих и легко воспламеняющихся веществ и без попадания на баллоны прямых солнечных лучей;
- запрещена эксплуатация баллонов с истекшим сроком периодического освидетельствования, без надлежащего клеймения, с неисправными вентилями и со следами смазки и других жиросодержащих веществ на штуцере баллона;
- отбор газа из баллонов допускается только через предназначенный для данного газа редуктор, отсутствие утечки в месте присоединения редуктора к штуцеру баллона; остаточное давление в баллоне не должно быть менее 50 кПа;
- запрещено перекрашивать баллоны, надевать на них какие-либо чехлы, полностью или частично закрывающие окраску баллона.

Питание аппаратуры сжатыми газами от централизованных источников существенно улучшает безопасность. Но и в этом случае газопроводы должны иметь соответствующую маркировку, их безопасное состояние (прочность, герметичность) должны периодически освидетельствоваться и быть удостоверены актами специальной комиссии.

Присоединение НДА к источникам подачи газа должно быть абсолютно герметичным и невзаимозаменяемым. Не допускается применение для герметизации случайных материалов. Для ремонта аппаратов нельзя применять материалы, отличающиеся от используемых изготовителем.

Взрыво- и пожаробезопасность должна быть обеспечена вследствие того, что в НДА могут применяться материалы, способные воспламеняться и интенсивно гореть в среде с повышенной концентрацией кислорода, а также смеси легковоспламеняющихся анестетиков с кислородом. Такими анестетиками считаются всё реже используемый эфир и не применяемый сейчас циклопропан. Безопасными в используемых для наркоза концентрациях считаются галотан и другие галогеносодержащие анестетики. Закись азота интенсифицирует горение и с точки зрения пожароопасности должна рассматриваться как 100%-ный кислород. Угроза возникает, когда указанные газы или их смеси контактируют с одним из следующих источников зажигания:

- открытое пламя, поверхность, нагретая выше температуры воспламенения газовой смеси (+90 °С);

- электрическая искра, возникающая в некоторых переключателях, электродвигателях и даже сетевом выключателе; искрение допускается только при очень малой энергии;

- электрическая искра, возникающая при разряде статического электричества, которое накапливается в результате трения деталей из электроизоляционных материалов. Разряд может происходить на заземлённые объекты или между двумя объектами с разными потенциалами.

Упомянутый выше контакт опасной смеси с источником зажигания означает, что последние не должны находиться внутри каналов, по которым текут такие смеси, включая дыхательные пути пациента, и находиться ближе 25 см от места закономерного выхода таких смесей из аппарата (например, из предохранительного клапана) или мест возможной утечки.

Пятое – **электробезопасность** – должна обеспечить защиту пациента и персонал от поражения электрическим током. Действующие в России правила полностью соответствуют международным стандартам и значительно более строгие, чем правила электробезопасной эксплуатации компьютеров и бытовых устройств. Главная цель – предотвращение возможности случайно, т.е. без применения инструмента, дотронуться до находящихся под напряжением частей в нормальном состоянии изделия, а также при единичном нарушении какой-либо защитной меры. Основные способы обеспечения электробезопасности:

- применение изоляционных материалов с необходимыми значениями электрической прочности при 4 кВ (класс электробезопасности II) или 1,5 кВ (класс электробезопасности I);

- соблюдение безопасных расстояний по поверхности изоляторов и воздушным зазорам;

- двойная или усиленная изоляция между токоведущими и доступными для прикосновения частями изделия (класс электробезопасности II) или соединение с защитным заземлением всех доступным для прикосновения электропроводящих частей с нормированным предельным сопротивлением 0,2 Ом (класс электробезопасности I);
- ограничение предельного тока утечки (порядка 0,5 мА) от доступных до прикосновения частей до клеммы защитного заземления при отключённом защитном заземлении;
- не допускается эксплуатация аппаратов, имеющих признаки неисправности электрических цепей и компонентов.

Изделия класса электробезопасности I должны подключаться к защитному заземлению через вилку сетевого шнура. Эксплуатация таких аппаратов без подключения к защитному заземлению считается грубейшим нарушением правил безопасности. Напротив, класс II должен гарантировать электробезопасность без подключения изделия к защитному заземлению. Поэтому в вилке сетевого шнура этих аппаратов заземляющего контакта нет. Такие изделия маркируются специальным знаком «двойной квадрат».

Электробезопасность НДА имеет несколько характерных особенностей. Для отведения электростатических зарядов изделия категорий APG и AP должны выполняться по классу электробезопасности I; для выполнения этой задачи при единичном нарушении в виде отключения защитного заземления должно быть обеспечено стекание этих зарядов через колёса аппаратов на электропроводящий пол операционной. Электропроводящие части аппарата, предназначенные для соединения с пациентом, не должны иметь электрического соединения с контактом защитного заземления, а при необходимости применения антистатических дыхательных шлангов их сопротивление не должно быть менее 10^5 Ом. Если в аппарате предусмотрено использование воспламеняющихся смесей анестетиков, то необходимо обеспечить отведение электростатических зарядов на всех путях движения такой смеси. В НДА не должны применяться съёмные шнуры питания, и допускаются установка не более 4-х дополнительных сетевых розеток стандартной конструкции.

Для предотвращения накопления электростатических зарядов и их стекания достаточно, чтобы поверхностное электрическое сопротивление соответствующих деталей не превышало $10^6 \dots 10^7$ Ом.

Шестое – **электромагнитная совместимость** – означает снижение создаваемых изделием помех по электросети и эфиру и предотвращение нарушений работы изделия вследствие влияния на него внешних помех. Соответствующий стандарт относит НДА к изделиям

жизнеобеспечения, к качеству функционирования которых предъявляются наиболее жёсткие требования.

Предельная величина создаваемых радиопомех для НДА установлена как на изделия, эксплуатируемые без присоединения к электросетям жилых зданий. Выполнение этих норм обычно не вызывает особых трудностей. Для обеспечения устойчивости НДА к этим воздействиям необходимо предусматривать тщательное экранирование наиболее чувствительных блоков и проводников, развязки по цепям питания, сетевые фильтры, значительное увеличение ёмкости конденсаторов в фильтрах блоков питания и т.п. Перспективно включать в состав НДА блоки аккумуляторного питания, которые наряду с обеспечением требований электромагнитной совместимости позволяют сохранить работоспособность НДА на 30 – 60 мин после отключения электропитания, что очень важно для безопасности аппаратов ИВЛ.

Седьмое – **обеззараживание НДА** – необходимая мера предупреждения перекрёстного заражения пациентов, поскольку установлено, что дыхательный контур аппаратов быстро инфицируется бактериальной микрофлорой. Обеззараживание включает очистку, дезинфекцию – уничтожение неспорообразующих форм бактерий и стерилизацию – уничтожение всех микроорганизмов. Очистка частей изделия протиранием растворами моющих средств – обязательное условие последующей обработки – выполняется вручную или в специальных моечных машинах.

Разборка – необходимая операция для дальнейшей мойки, требует определённого усложнения конструкции и, к большому сожалению, последующей сборки. Мойка требуется для удаления с поверхности деталей различных частиц, без чего находящаяся под ними микрофлора уничтожена не будет в автоклаве.

Паровая стерилизация, проведённая после разборки и мойки, считается наиболее действенным методом обеззараживания, однако не все части дыхательного контура можно разбирать в условиях лечебного учреждения (например, средства измерения), теплостойкая силиконовая резина достаточно дорога, а изготовление деталей из теплостойких пластмасс требует преодоления технологических трудностей. Методы *дезинфекции* после разборки и мойки – более щадящие.

Дезинфекция без разборки при всей её привлекательности – достаточно сложная и длительная процедура. Пары формальдегида вызывают коррозию меди и её сплавов, поэтому детали из этих металлов не должны применяться или должны иметь надёжные покрытия. Дезинфекция этим методом требует создания замкнутого дыхательного контура и обеспечения в нём циркуляции газа на всех этапах обеззараживания. Так как пары формальдегида вредны для дыхания, несмотря на замкнутый контур, дезинфекция по данному методу должна проводиться в изолированном и вентилируемом помещении. Стерильность воздуха также

достигается не просто, а применением специальных фильтров. Короткое время возлагались надежды на применение специальных автоматизированных камер, но они, снимая только часть проблем, слишком дороги, и их установка требует строительных работ. По всем этим причинам обеззараживание без разборки сейчас существует только на бумаге.

Как дополнительную меру безопасности следует рассматривать установку в дыхательном контуре одноразовых бактериальных фильтров. Такие фильтры малого размера применяют и для отделения от дыхательного контура манометров, датчиков давления и других непроточных устройств.

Восьмое – **эргономика** – означает оптимальную организацию органов управления, и в силу специфики применения НДА она имеет большое значение. Существуют как общетехнические правила, так и традиционные приёмы для НДА. Перечислим характерные приёмы.

НДА должна рассчитываться на работу оператора в основном стоя, в условиях дефицита времени, и при ярком освещении, и в ночной полутьме. Должны быть максимально исключены ошибки вследствие недостаточного изучения устройства аппарата и инструкции по его эксплуатации. Отсюда важнейшее следствие – алгоритмы работы аппарата и органов управления должны быть в максимальной степени интуитивно понятны оператору, имеющему некоторую подготовку. Это означает, что органы управления должны маркироваться понятными символами или надписями, кратко объясняющими назначение, диапазоны изменения параметров и их единицы измерения. На видном месте аппарата должны быть также нанесены запретительные надписи, например о запрете применения воспламеняющихся смесей, если аппарат не выполнен по категории APG. Желательно, чтобы оператор мог регулировать показатели только того режима работы, который в данный момент им установлен. Поворачивающиеся органы управления должны увеличивать соответствующий параметр при повороте по часовой стрелке, исключение составляют только регуляторы расхода газа и концентрации испарителей. Должна применяться общепринятая цветовая маркировка различных индикаторов, надписей и газовых линий.

Микропроцессорное управление позволяет многое сделать для упрощения управлением аппаратом. Перечислим некоторые из применяемых приёмов:

- установка наиболее распространённого режима и его характеристик после первого в данном сеансе работы подключения к сети;
- сохранение в памяти настроек режима, если он изменялся оператором без отключения от сети;
- сохранение установленного режима и его параметров в случае краткого отключения сетевого питания;

- физиологически обоснованное изменение ступенчато регулируемых параметров (изменение соседних значений примерно на 10%);
- автоматический контроль совместимости значений различных параметров;
- сигнализация об ошибках оператора.

Девятое – **проверка технического состояния аппарата** – необходимое условие безопасности его применения. Она должна выполняться после первой сборки аппарата после его получения, разборки/сборки для обеззараживания и любого ремонта, а также оперативно – перед каждым подключением к пациенту. Конкретное содержание проверок обычно приводится в инструкции по эксплуатации.

После получения аппарата и изучения инструкции по эксплуатации нужно:

- проверить полноту комплекта поставки, выполнение всех подготовительных операций и сборки, правильность присоединения к электро- и пневмосети, к защитному заземлению;
- убедиться в чистоте и стерильности (дезинфекции) необходимых частей аппарата и заполнении необходимых частей, например увлажнителя, дистиллированной водой;
- убедиться в герметичности аппарата, для чего в аппарате для взрослых задать управляемую ИВЛ величиной 5 л/мин, установить ограничение давления на 30 гПа, перекрыть отверстие для присоединения пациента. Затем постепенно увеличивать от минимума дыхательный объём (непосредственно или путём снижения частоты вентиляции) и убедиться, что при значении объёма не более 300 мл в конце вдоха достигается давление ограничения;
- присоединить контрольный мешок (обычно входит в комплект поставки) или иную модель лёгких, включить аппарат, убедиться в отсутствии признаков неправильной работы по необычному шуму, индикации, срабатывании сигнализации;
- по очереди опробовать предусмотренные режимы работы, проверить действие органов управления, показания средств измерения параметров. Имитируя опасные ситуации, удостовериться в срабатывании сигнализации.

Тот же объём проверки необходим и после ремонта аппарата.

Перед *каждым* присоединением к пациенту необходимо убедиться, по крайней мере, в правильности сборки аппарата, подключения к электро- и пневмопитанию, герметичности дыхательного контура и срабатывании предохранительных устройств, включая аварийную сигнализацию.

В заключение необходимо подчеркнуть, что к правилам безопасности НДА нельзя относиться как к пустой формальности хотя бы потому, что за каждым из них стоят практические случаи с самыми тяжёлыми последствиями.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В учебном пособии рассмотрены основные методы, режимы и технические решения, применяемые в наркозно-дыхательной аппаратуре.

В последнее время наблюдается резкий скачок в повышении эффективности НДА. Если раньше функциональность наркозных аппаратов ограничивалась подачей смеси газов для жизнеобеспечения и ингаляционных анестетиков в систему жизнеобеспечения пациента, то сегодняшняя наркозно-дыхательная аппаратура обеспечивает не только подачу кислорода и ингаляционных анестетиков, но и комплексное мониторирование. Контролирование состояния пациента осуществляется при помощи наблюдения за артериальным давлением, пульсом, концентрацией содержания кислорода в крови, температурой поверхности тела, реакцией зрачков, путём постоянной регистрации ЭКГ. Наркоз поддерживается специальными устройствами, такими как испарители и ротаметры, которые позволяют с точностью провести регулировку концентрации газообразных средств или анестетиков в дыхательной смеси.

Изложенный в пособии материал, по мнению авторов, поможет студентам старших курсов специальностей «Биомедицинская техника», «Биотехнические и медицинские аппараты и системы», «Инженерное дело в медико-биологической практике», «Биотехнические системы и технологии» получить дополнительную информацию, необходимую для успешного решения широкого круга профессиональных задач.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Горячев, А. С. Основы ИВЛ / А. С. Горячев, И. А. Савин. – Москва : Медиздат, 2009. – 254 с.
2. Гальперин, Ю. С. Наркозно-дыхательная аппаратура. Устройство, назначение, эксплуатация / Ю. С. Гальперин, Р. И. Бурлаков. – Москва : ЗАО «ВНИИМП-ВИТА», 2002. – 298 с.
3. Мониторинг в анестезиологии и реанимации / Р. И. Бурлаков, Ю. Г. Смирлин, Л. Ш. Розенблат и др. ; ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». – Москва, 2002. – 214 с.
4. Корневский, Н. А. Биотехнические системы медицинского назначения : учебник / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей. – Старый Оскол : ТНТ, 2013. – 688 с.
5. Бурлаков, Р. И. Искусственная вентиляция лёгких: принципы, методы, аппаратура / Р. И. Бурлаков, Ю. Ш. Гальперин, В. М. Юревич. – Москва : Медицина, 1986.
6. Сатишур, О. Е. Механическая вентиляция лёгких / О. Е. Сатишур. – Москва : Медицинская литература, 2006. – 352 с.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
1. НАЗНАЧЕНИЕ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ	4
2. МЕТОДИКИ И РЕЖИМЫ ВЕНТИЛЯЦИОННОЙ ПОДДЕРЖКИ	13
3. УСТРОЙСТВО АППАРАТОВ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИ- ЛЯЦИИ ЛЁГКИХ	23
4. КОНСТРУКЦИЯ АППАРАТОВ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ	38
5. БИОТЕХНИКА ИНГАЛЯЦИОННОЙ АНЕСТЕЗИИ	53
6. КОНСТРУКЦИЯ АППАРАТОВ ИНГАЛЯЦИОННОГО НАРКОЗА	63
6.1. Элементы конструкций	63
6.2. Аппарат для искусственной вентиляции лёгких моделей АВТ 5100	78
7. БЕЗОПАСНОСТЬ ПРИ ПРИМЕНЕНИИ НАРКОЗНО- ДЫХАТЕЛЬНОЙ АППАРАТУРЫ	85
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	93
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	94

Учебное издание

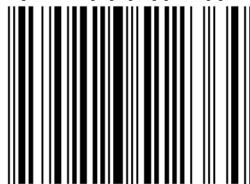
ФРОЛОВ Сергей Владимирович
КУЛИКОВ Андрей Юрьевич
СТРОЕВ Владимир Михайлович и др.

НАРКОЗНО-ДЫХАТЕЛЬНАЯ АППАРАТУРА

Учебное пособие

Редактор Л. В. Комбарова
Инженер по компьютерному макетированию О. М. Гурьянова

ISBN 978-5-8265-1236-4



9 78 5 8 2 6 5 1 2 3 6 4

Подписано в печать 10.12.2013.
Формат 60×84 /16. 5,58 усл. печ. л.
Тираж 100 экз. Заказ № 548

Издательско-полиграфический центр
ФГБОУ ВПО «ТГТУ»
392000, г. Тамбов, ул. Советская, д. 106, к. 14
Тел. 8(4752) 63-81-08;
E-mail: izdatelstvo@admin.tstu.ru