**Министерство образования Российской Федерации**

**Пензенский Государственный Университет**

**Медицинский Институт**

**Кафедра Реанимации и интенсивной терапии**

Зав. кафедрой д.м.н., \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_

Реферат

на тему:

#### Классификация аппаратов ИВЛ и принцип их работы

Выполнила: студентка V курса \_\_\_\_\_\_\_\_

Проверил: к.м.н., доцент \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_

**Пенза**

**2008**

# План

Введение

1. Основные части аппарата ИВЛ
2. Основные параметры ИВЛ

Литература

**Введение**

Единой и общепризнанной классификации аппаратов ИВЛ пока не существует. Обычно она предусматривает распределение их на группы по ряду характерных признаков: виду энергии, используемой при работе вентилятора, способу переключения фаз дыхательного цикла, по принципу действия системы сигнализации и т.д. (табл.1). Кроме того, аппараты ИВЛ разделяют по предназначению (стационарные, транспортные), по конструкции (передвижные, перевозимые, переносимые), по типу движущего механизма (централизованный источник сжатого газа, внутренний или наружный компрессор, меха и др.) и т.д.

Таблица 1. Рабочая классификация аппаратов ИВЛ

|  |  |
| --- | --- |
| Основной признак | Дополнительные признаки |
| По способу действия | респираторы наружного действия  респираторы внутреннего действия  электростимуляторы дыхания |
| По виду источника энергии | с ручным приводом  с электроприводом  с пневмоприводом  с комбинированный приводом |
| По предназначению | стационарные  транспортные |
| По типу управляющего устройства | немикропроцессорные респираторы  микропроцессорные (интеллектуальные) респираторы |
| По способу управления инспираторной фазой | с контролем по:  - давлению  - объему  - потоку  - времени |
| По способу переключения фаз дыхательного цикла  - с выдоха на вдох (инициация вдоха или триггерование)  - со вдоха на выдох (циклирование) | - по времени  - по давлению  - по потоку  - по объему |

**1. Основные части аппарата ИВЛ**

Основная задача вентилятора – обеспечить перемещение воздуха в легкие больного. Эта цель может быть достигнута путем создания отрицательного давления в плевральной полости или, наоборот, с помощью положительного давления на входе в дыхательные пути, а также при комбинированном использовании обоих способов.

В настоящее время преимущественно применяются респираторы внутреннего действия, подающие поток газа к легким больного. Респираторы наружного действия, которые создают отрицательное давление («железные легкие», кирасовые респираторы), представляют лишь исторический интерес. Еще один способ обеспечения газообмена – электростимуляция дыхания, также применяется нечасто. Принцип его действия заключается в управлении вентиляцией путем периодического раздражения диафрагмальных нервов или диафрагмы электрическими импульсами.

Источником питания современных вентиляторов служат электроэнергия или сжатый газ. Аппараты с электроприводом подключаются к обычной электросети (220 В, 50 Гц), электрическим батареям или аккумуляторам (чаще всего их используют в качестве альтернативного источника питания или в аппаратах ИВЛ, предназначенных для транспортировки). Респираторы, работающие от сжатого газа, называют пневматическими (или с пневматическим приводом). Некоторые аппараты для создания градиента давления используют энергию сжатого газа, который, однако, подается с помощью компрессора, работающего от электричества. Их принято относить к аппаратам с комбинированным питанием. Функциональные возможности последних весьма высоки, система управления в них обеспечивается с помощью *микропроцессорного устройства*.

Работа механизмов, вызывающих движение газа в легкие больного, регулируется так называемой управляющей схемой, которая определяет, какой из параметров будет поддерживаться на заданном уровне (контролироваться) во время вдоха.

Существует четыре основных параметра, которые могут контролироваться во время работы респиратора: давление, объем, поток и время. Соответственно, по виду контролируемого параметра респираторы классифицируются как контролируемые по объему, давлению, потоку или времени.

При контроле по давлению респиратор поддерживает заданный паттерн давления в дыхательном контуре независимо от характеристик легких больного. В то же время поток и объем в этой ситуации будут во многом определяться импедансом легочной ткани.

В случае управления по объему, контролирующий механизм измеряет дыхательный объем и поддерживает заданную кривую «объем-время».

В большинстве респираторов доставляемый объем контролируется опосредованно, путем измерения и изменения потока и инспираторного времени. Вентилятор, таким образом, является контролируемым по потоку (Puritan-Bennet 7200, Bear 1000, Servo ventilator 900C). Объем в такой ситуации просто высчитывается, при этом он не зависит от механических характеристик легких.

При контроле по времени, давление, а также поток и объем зависят от механических характеристик дыхательной системы. Единственный параметр, который контролируется в этой ситуации, – это инспираторное и экспираторное время. Некоторые высокочастотные вентиляторы являются контролируемыми по времени.

Процесс изменения потока и давления по времени может быть отображен графически. Результирующую фигуру принято называть кривой. Во время инспираторной фазы вентиляторы способны создавать прямоугольную, экспоненциальную, рампообразную и синусоидальную кривые. Тип кривой зависит от того, какую из переменных вентилятор контролирует. Например, если осуществляется контроль давления, то кривая потока - прямоугольная или экспоненциальная, при контроле по объему - рампообразная или синусоидальная, при контроле по потоку – прямоугольная, синусоидальная, рампообразная (восходящая или убывающая) или экспоненциальная падающая.

Респиратор одномоментно может контролировать только один параметр: либо давление в дыхательных путях, либо инспираторную кривую объема, либо кривую потока. Эти параметры, соответственно, и становятся управляемыми.

В дыхательном цикле вентилятора различают четыре фазы: инспираторную, переключение с вдоха на выдох, экспираторную, переключение с выдоха на вдох. В каждой из них определенный показатель (параметр, переменная) измеряется и используется для начала, поддержания и окончания фазы.

Когда время, давление, объем или поток достигают заданной величины и вызывают переход работы вентилятора с выдоха на вдох, он триггеруется по одному из этих параметров. Например, если установлена аппаратная частота дыхания 12 раз/мин, то дыхательный цикл будет длиться 5 с (60 : 12). Предполагается, что вентилятор по прошествии этого времени переключится на следующий инспираторный период. Данное действие происходит независимо от самостоятельных попыток больного. В таком случае можно сказать, что вентилятор триггеруется по времени.

Если вентилятор имеет возможность фиксировать попытку больного, обычно используют триггерование по давлению или по потоку. Часто под триггерной вентиляцией понимают именно те режимы, при которых инспираторная фаза инициируется усилием больного. Например, если установить чувствительность триггера на 2 см Н2О, вентилятор будет фиксировать инспираторные усилия больного лишь тогда, когда давление в дыхательном контуре вследствие самостоятельной попытки больного осуществить вдох уменьшится на 2 см Н2О ниже исходного (базового) уровня. В этом случае произойдет триггерование по давлению, и вдох будет инициирован независимо от установленной частоты дыхания. Если чувствительность установлена неверно, например, занижена, больной должен будет приложить больше усилий, чтобы инициировать инспираторную фазу. Если чувствительность триггера наоборот завышена, может быть отмечено автоматическое срабатывание респиратора даже при отсутствии каких либо попыток со стороны больного.

Триггерование по потоку может осуществляться несколькими способами. Например, когда базовый поток вследствие попытки больного вдохнуть снижается на заданную величину. Предположим, что базовый поток, который проходит через дыхательный контур аппарата, составляет 10 л/мин, а чувствительность триггера установлена на 3 л/мин. Когда вентилятор определяет падение потока на 3 л/мин (на выходе из дыхательного контура) от исходных значений (10 л/мин), он начинает инспираторную фазу. Эта система требует меньше усилий при дыхании больного, чем триггерование по давлению при сопоставимых параметрах.

Инициация вдоха, кроме вышеперечисленных способов может осуществляться вручную, вследствие экскурсий грудной клетки и т.д.

Триггерование по потоку и по давлению нарушается в условиях ауто-ПДКВ, поскольку при обеих триггерных системах больной дыхательным усилием должен преодолеть уровень ауто-ПДКВ (до уровня базового давления - внешнее ПДКВ или 0), прежде чем аппарат зафиксирует эту попытку.

Длительность инспираторной фазы определяется временем от начала инспираторного потока до начала экспираторного потока. В течение инспираторной фазы респиратор может контролировать давление, объем или поток, однако обычно применяют контроль лишь первых двух.

Респиратор, как правило, ограничивает значения этих параметров. Если один из них не может превышать заранее установленное значение, принято говорить об ограничении по давлению, по потоку и т.д. Важно отметить, что, например, в режиме принудительной вентиляции легких, контролируемой по давлению, последнее в инспираторную фазу не может превышать заданного значения. Однако достижение этого давления не приводит к переключению с вдоха на выдох. Инспираторная фаза в таком случае закончится по истечении установленного времени. Таким образом, ограниченный параметр не может превысить установленного значения, но он не определяет смену фаз дыхательного цикла.

Все современные респираторы имеют возможность ограничения максимального давления с помощью специальных предохранительных клапанов. Следовательно, независимо от механизма переключения фаз цикла и контролируемого параметра (контроль по объему или по давлению), респираторы обеспечивают режимы вентиляции, ограниченные по давлению. Это предохраняет больного от избыточного давления в дыхательных путях, особенно при использовании режима вентиляции, контролируемого по объему. Обычно устанавливают уровень лимитирующего давления на 10 см Н2О выше максимального давления, создаваемого при объемной вентиляции. Достижение предела давления, как правило, сопровождается включением световой и аудио сигнализации. На некоторых респираторах при достижении предельно допустимого давления происходит экстренное переключение инспираторной фазы на экспираторную.

По способу переключения фаз дыхательного цикла с вдоха на выдох (циклирование) различают респираторы с переключением по времени, по потоку, по давлению или по объему.

Наиболее часто в качестве параметра для переключения фаз дыхательного цикла используется время. При переключении по времени фаза вдоха прекращается по истечении заданного времени вдоха. Аппарат ограничивает инспираторный поток (или инспираторную фазу, если используется пауза вдоха) заданным временем, после чего открывается клапан выдоха, и начинается экспираторная фаза.

Во многих респираторах третьего поколения при реализации режимов, контролируемых по объему (CMV-VC, SIMV-VC), аппарат может измерять поток и высчитывать время, необходимое для доставки заданного дыхательного объема. Таким образом, переключение на выдох происходит по истечении определенного времени. Следует также отметить, что режимы вентиляции, контролируемые по давлению (РСV, SIMV-РC), фактически также являются тайм-циклическими (т.е. ограничиваемыми по времени).

При переключении фаз дыхательного цикла по давлению инспираторная фаза прекращается, когда достигается заданное давление в дыхательных путях. Переключаемый по давлению вдох заканчивается по достижении заданного давления в дыхательном контуре, независимо от дыхательного объема, инспираторного времени и потока. Дыхательный объем в этой ситуации зависит от растяжимости легких и сопротивления дыхательных путей. Поскольку доставляемый объем в такой ситуации мало предсказуем, режимы с переключением по давлению редко используются в интенсивной терапии. Описанный вариант вентиляции можно наблюдать на некоторых современных респираторах, когда срабатывание клапана, ограничивающего максимальное давление, приводит к прекращению инспираторного потока и переключению на выдох.

Переключаемый по объему вдох прекращается после доставки заданного дыхательного объема в легкие пациента, независимо от пикового давления, инспираторного потока и времени. Именно по такому принципу работают, например, респираторы РО-5, РО-6, а также другие аппараты ИВЛ, предназначенные в основном для проведения анестезии.

При режимах с переключением по объему вентилятор не может компенсировать возможные утечки газа, которые могут быть выявлены путем определения объема выдыхаемого газа. Иногда также ошибочно считают, что заданный дыхательный объем гарантированно доставляется в легкие больного независимо от сопротивления дыхательных путей и легочно-торакального комлайнса. В действительности это утверждение не совсем верно. В инспираторную фазу воздух поступает в дыхательный контур и легкие больного, причем распределение газа во многом зависит от их относительной растяжимости. В среднем считается, что потери дыхательного объема в дыхательном контуре составляют приблизительно 4 мл/см Н2О.

Вдох, переключаемый по потоку, прекращается, когда инспираторный поток, развиваемый вентилятором, снижается до определенной (выбранной) величины, независимо от дыхательного объема и времени вдоха. Этот способ смены фаз дыхательного цикла используется в режиме вентиляции с поддержкой давлением (PSV). Обычно переключение на выдох происходит, когда поток газа уменьшается до 25% от максимального инспираторного потока. Для респиратора это означает, что инспираторное усилие больного ослабевает, и больной собирается сделать выдох.

В течение экспираторной фазы также контролируется один из параметров (поток, объем, давление или время). Наиболее часто в экспираторную фазу поддерживается заданное давление, которое может быть на уровне атмосферного или положительным (ПДКВ). Поток также может использоваться в качестве показателя, который устанавливается в экспираторную фазу. Например, базовый поток на аппарате «Puritan-Bennet 7200» выставляется оператором («flow-by»).

Чтобы четыре фазы полного дыхания были выполнены, оператор выбирает и устанавливает определенные функции и регулировочные параметры с помощью кнопок, рукояток и т.д., расположенных, как правило, на передней панели респиратора (управляющая панель, пользовательский интерфейс). Иными словами, с помощью управляющей панели оператор определяет, каким образом дыхательный цикл будет выполнен, т.е. устанавливает параметры вентиляции (табл.2).

**2. Основные параметры ИВЛ**

Таблица 2

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| №  п/п | Параметр | Аббревиатура (англ.) | Единица измерения |
| 1. | Число аппаратных дыхательных циклов | F,f | дых/мин |
| 2. | Дыхательный объем | VT | мл, л |
| 3. | Минутный объем вентиляции | MV | л/мин |
| 4. | Выдыхаемый минутный объем дыхания | VE | мл, л |
| 5. | Скорость подачи газовой смеси в дыхательные пути пациента на вдохе, инспираторный потока газа | Flow, Vi | л/мин |
| 6. | Время вдоха | Ti | с |
| 7. | Время выдоха | Te | с |
| 8. | Пауза в конце вдоха | EIP | С |
| 9. | Соотношение фаз вдоха и выдоха | Ti:Te, I/E | отношение |
| 10. | Пиковое давление в дыхательных путях на вдохе | PIP, Pin | см Н2О |
| 11. | Давление в дыхательных путях во время плато на вдохе | Pplat | см Н2О |
| 12. | Среднее давление в дыхательных путях | Pmean,  MAP | см Н2О |
| 13. | Положительное давление конца выдоха | PEEP | см Н2О |
| 14. | Фракция кислорода во вдыхаемой газовой смеси | FiO2 | 0,21-1.0  21-100% |

Инспираторное время (Ti). У больных, у которых используется вспомогательная вентиляция легких, желательно, чтобы инспираторное время не было большим. Это улучшит синхронизацию дыхания больного с работой аппарата ИВЛ. Короткий вдох требует высокого инспираторного потока, который увеличивает пиковое давление в дыхательных путях, но может незначительно влиять на альвеолярное давление. Удлиняя время вдоха, можно достичь улучшения распределения вентиляции и оксигенации. Однако при этом может возникнуть феномен ауто-ПДКВ, что необходимо учитывать при проведении вентиляции. Когда используется длительное инспираторное время (>1,5 с) часто требуется седатация и релаксация.

Инспираторное время можно установить несколькими способами. При вентиляции, контролируемой по объему, устанавливаемый инспираторный поток является принципиальной детерминантой времени вдоха и отношения вдоха к выдоху. Другие способы установки длительности инспираторной фазы - это непосредственная установка времени вдоха, отношения I:E (или указание продолжительности вдоха в % к длительности дыхательного цикла).

Дыхательный объем (ДО,VT). Наиболее часто у больных с относительно здоровыми легкими, которым проводится ИВЛ, рекомендуется использовать дыхательный объем, равный 10-15 мл/кг идеальной массы тела, т.е. несколько больше, чем при спонтанном дыхании. Ранее считалось, что большой дыхательный объем необходим для предотвращения ателектазирования. Однако на компрометированных легких большой дыхательный объем может вызывать локальное перерастяжение легочной ткани и увеличивать риск баротравмы. В настоящее время широко принято использовать небольшие дыхательные объемы, особенно у больных с острым повреждением легких (ОПЛ).

Частота дыхания (f). Частота дыхания подбирается таким образом, чтобы обеспечить необходимую минутную вентиляцию: VE = VT × f. Обычно в начале ИВЛ ее устанавливают в пределах 8-12 раз/мин. Приемлемый расчетный VT может не всегда обеспечивать нормальный уровень РСО2, поэтому требуется соответствующий мониторинг вентиляции (газовый состав крови, капнография).

Форма инспираторного потока. Для вентиляции, контролируемой по объему, наиболее часто используются следующие формы инспираторного потока:

- постоянный поток (прямоугольная форма);

- убывающий поток (рампообразная форма);

- синусоидальная форма потока.

Пиковое давление выше при прямоугольном, чем при убывающем потоке, среднее давление и распределение вентиляции, наоборот, лучше при рампообразной форме потока. Поскольку форма потока выше в начале вдоха, синхронизация с аппаратом ИВЛ лучше при убывающей форме потока. Хотя выбор ее часто основан скорее на сложившихся стереотипах или возможностях доступных вентиляторов, тем не менее признано, что убывающая форма потока является более предпочтительной по сравнению с другими.

Пауза вдоха также может способствовать улучшению распределения газа. Однако инспираторная пауза обладает отрицательным эффектом на системную гемодинамику, особенно если значительно удлиняется время вдоха. При вспомогательной вентиляции пауза вдоха не должна использоваться, поскольку это часто приводит к рассинхронизации дыхания больного с работой аппарата ИВЛ.

При вентиляции, контролируемой по давлению, форма инспираторного потока – экспонециально убывающая. Скорость снижения потока зависит от выставленного давления и растяжимости легких. При высоком сопротивлении поток убывает медленно. При низкой растяжимости и длительном времени вдоха поток убывает довольно быстро, и момент, когда он прекращается, может быть достигнут до окончания инспираторного времени.

Среднее давление в дыхательных путях. Множество полезных и неблагоприятных эффектов ИВЛ связано со средним давлением в дыхательных путях. Факторами, влияющими на это давление, являются:

- пиковое инспираторное давление,

- уровень общего ПДКВ (внешнее ПДКВ + ауто-ПДКВ),

- I:E отношение вдоха к выдоху,

- частота дыхания,

- форма инспираторного потока.

Для того чтобы избежать многих осложнений ИВЛ, желательно не допускать резкого и значительного повышения среднего давления в дыхательных путях. Однако в определенных ситуациях (ОПЛ, например) обойтись без этого трудно.

Положительное давление конца выдоха (ПДКВ, РЕЕР – positive end expiratory pressure). ПДКВ часто используется в интенсивной терапии у больных с острой дыхательной недостаточностью. Обычно небольшие значения его устанавливают у всех больных, которым проводится ИВЛ. Оно необходимо для увеличения функциональной емкости легких, уменьшения внутрилегочного шунтирования, улучшения растяжимости легких и оксигенации. У больных с ОРДС следует использовать ПДКВ порядка 8-12 см вод. ст., т.е. выше уровня, при котором происходит коллабирование альвеол на выдохе (первая точка изгиба на кривой «объем-давление»).

ПДКВ выше 15 см Н2О применяют редко. Такой уровень может быть опасен вследствие перерастяжения альвеол и негативного влияния на гемодинамику. ПДКВ следует также осторожно использовать у больных с односторонним поражением легких. В этом случае сохранение положительного градиента давления в конце выдоха может привести к перерастяжению более растяжимых участков легких, приводя к шунтированию крови через невентилируемые, менее растяжимые зоны.

ПДКВ может быть полезным с точки зрения улучшения работы триггера при наличии ауто-РЕЕР в процессе вентиляции больного. Ауто-РЕЕР в таком случае является дополнительным порогом, который должен быть преодолен до того, как давление (или поток) уменьшится в дыхательных путях, чтобы триггеровать вентиляцию. Увеличивая ПДКВ приблизительно до уровня общего (установленный ПДКВ + ауто-ПДКВ), можно улучшить способность больного инициировать вдох.

Важно установить все возможные системы тревоги на респираторе. Наиболее важной является та система сигнализации, которая выявляет разгерметизацию контура. Эта ситуация диагностируется либо по снижению давления в дыхательном контуре, либо по уменьшению объема, измеренного на выдохе. Чувствительность системы тревог должна быть установлена таким образом, чтобы выявить не только явное рассоединение элементов контура, но и сравнительно небольшие утечки из системы больной-вентилятор. Современные вентиляторы, как правило, обладают также системой тревог на избыточное давление, потерю заданного ПДКВ, частоты дыхания, апноэ и др.

**Литература**

1. «Неотложная медицинская помощь», под ред. Дж. Э. Тинтиналли, Рл. Кроума, Э. Руиза, Перевод с английского д-ра мед. наук В.И.Кандрора, д. м. н. М.В.Неверовой, д-ра мед. наук А.В.Сучкова, к. м. н. А.В.Низового, Ю.Л. Амченкова; под ред. Д.м.н. В.Т. Ивашкина, Д.М.Н. П.Г. Брюсова; Москва «Медицина» 2001

2. Интенсивная терапия. Реанимация. Первая помощь**:** Учебное пособие / Под ред. В.Д. Малышева. — М.: Медицина.— 2000.— 464 с.: ил.— Учеб. лит. Для слушателей системы последипломного образования.— ISBN 5-225-04560-Х