

**МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
БЕЛОРУССКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ
ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ**

**СОВРЕМЕННЫЕ РЕЖИМЫ
ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ**

Учебно-методическое пособие

Минск 2004

УДК: 616.24-085.816 (071)

ББК 53.5 я 73

К 19

Авторы: *И.И. Канус* - заведующий кафедрой анестезиологии-реаниматологии Бел МАПО, д-р мед. наук, профессор
В.Э. Олецкий - ассистент кафедры анестезиологии-реаниматологии Бел МАПО, канд. мед. наук

Рецензенты: *В.В. Курек* - заведующий кафедрой детской анестезиологии-реаниматологии Бел МАПО, д-р мед. наук, профессор
Л.Л. Миронов - заведующий кафедрой скорой помощи Бел МАПО, канд. мед. наук

И.И. Канус, В.Э. Олецкий **Современные режимы искусственной вентиляции легких:** Учебно-методическое пособие. – Мн.: БелМАПО, 2004. – 64 с.

В данном учебно-методическом пособии подробно рассматриваются наиболее распространенные режимы искусственной вентиляции легких, их преимущества и недостатки, приводятся принципы графического мониторинга параметров вентиляции. Учебно-методическое пособие предназначено для врачей анестезиологов-реаниматологов, врачей работающих в отделениях интенсивной терапии, врачей стажеров и студентов медицинских ВУЗов.

Оглавление

Введение	4
Глава 1. Механизмы управления количеством газа поступающего в легкие в фазу вдоха ...	6
Вентиляция с контролем по объему	6
Вентиляция с ограничением давления на вдохе.....	9
Вентиляция с контролем по давлению.....	11
Глава 2. Смена фаз дыхательного цикла	17
Принудительная вентиляция.	17
Синхронизированная принудительная вентиляция.	17
Вспомогательная вентиляция.....	19
Сочетание спонтанного дыхания и принудительной вентиляции.....	24
Глава 3. Алгоритмы, используемые для автоматического управления вентиляцией.....	30
Управление потоком в рамках текущего дыхательного цикла.....	30
Автоматическое изменение параметров вентиляции от цикла к циклу.....	39
Алгоритмы автоматизации перевода на спонтанное дыхание.....	44
Глава 4. Графический мониторинг параметров вентиляции.....	49
Кривая давления	49
Кривая потока	53
Кривая объема.....	58
Петля давление-объем.....	58
Петля поток-объем	65
Литература	69

Введение

Искусственная вентиляция легких (ИВЛ) является одним из наиболее динамично развивающихся разделов интенсивной терапии. Постоянное совершенствование технологии открывает поистине новые возможности для обеспечения взаимодействия аппарата ИВЛ с пациентом. Современные микропроцессорные технологии позволяют использовать сложные алгоритмы контроля и управления вентиляцией. Жесткая конкуренция заставляет производителей предлагать новые и постоянно совершенствовать уже имеющиеся режимы вентиляции. Вместе с тем, до настоящего времени отсутствует согласие в отношении номенклатуры и терминологии, относящейся к искусственной вентиляции. Зачастую одни и те же термины используются для обозначения совершенно разных понятий, в то же время сходные по своей сути режимы у различных производителей имеют совершенно разные запатентованные названия. Это вносит определенные трудности в практическую работу.

Задачей пособия, предлагаемого вашему вниманию, служит систематизация наиболее распространенных режимов и алгоритмов управления вентиляцией, сопоставление их потенциальных преимуществ и недостатков. Нам хотелось бы надеяться, что эта информация может быть полезной при выборе режима вентиляции в конкретной клинической ситуации.

Режим вентиляции - алгоритм, с помощью которого осуществляется управление газовым потоком в дыхательном контуре. Его характеристики можно разделить на три группы:

1. Механизмы управления количеством газа, поступающего в легкие во время вдоха
2. Механизмы, с помощью которых осуществляется смена фаз дыхательного цикла
3. Алгоритмы обратных связей, используемые для автоматического изменения параметров вентиляции.

Вентиляция легких представляет собой циклический процесс, при котором вдох или фаза высокого объема сменяется выдохом (фаза низкого объема). Во время вдоха осуществляется активная поставка газа в дыхательные пути больного. Выдох, как правило, представляет собой пассивный процесс. Поддержка в фазу выдоха заключается в создании определенного уровня положительного давления в контуре вентиляции – повышенного давления в конце выдоха, или ПДКВ. В простейших аппаратах ИВЛ это достигается за счет специального клапана, создающего заданное сопротивление выдоху. В более сложных - с помощью, так называемой системы «Flow-by», поддерживающей постоянный (базовый) поток в контуре вентиляции. Это позволяет компенсировать отсутствие герметичности контура вентиляции и устранить момент высокого сопротивления в начале вдоха, когда все клапаны остаются закрытыми.

Краткий перечень наиболее распространенных режимов вентиляции и их обозначения представлены в следующей таблице.

Таблица 1. Наиболее распространенные режимы вентиляции и их обозначения

Режим	обозначения
Принудительная вентиляция - с контролем по объему - с контролем по давлению	IPPV, CMV то же, VCV (VC) PCV, PC
Синхронизированная принудительная вентиляция - с контролем по объему - с контролем по давлению	Assist-Control (A/C), (a)CMV, IPPV _{Assist} то же, VCV (VC) PCV, PC
Вентиляция с поддержкой давлением	PSV, PS, ASB [®]
Синхронизированная перемежающаяся принудительная вентиляция - с контролем по объему - с контролем по давлению	SIMV то же PSIMV
Вентиляция с чередованием двух уровней постоянного положительного давления	BIPAP [®] , DuoPAP [®] , BiLevel [®] , SPAP [®]
Дополнительные возможности	
Вентиляция с ограничением давления на вдохе	PLV
Вентиляция с пропорциональной поддержкой	PPS [®] , PAV
Вентиляция с инверсией длительности вдоха и выдоха	IRV
Вентиляция с освобождением давления в дыхательных путях	APRV
Компенсация сопротивления эндотрахеальной трубки	ATC [®] , TC
Вентиляция с поддержкой давлением с гарантированным дыхательным объемом	VAPS
Вентиляция с автоматическим изменением инспираторного давления от цикла к циклу для достижения заданного дыхательного объема	APV, VS, PSVG, VPC, VPS
Вентиляция по объему с автоматическим изменением величины и формы инспираторного потока	AutoFlow [®] , VV+ [®] , PRVC
Вентиляции с заданным минимальным минутным объемом	MMV
Адаптивная поддерживающая вентиляция	ASV

Глава 1. Механизмы управления количеством газа поступающего в легкие в фазу вдоха

Механизмы управления количеством газа поставляемого в легкие во время вдоха принято делить на две группы. Это:

1. Вентиляция с контролем по объему, когда дыхательный объем устанавливается непосредственно, как в аппаратах для ИВЛ, построенных на базе дыхательного меха, либо как функция инспираторного потока и времени.
2. Вентиляция с контролем по давлению, предусматривающая управление количеством газа, поступающего в легкие во время вдоха за счет ограничения инспираторного давления.

Каждый из этих методов обладает своими преимуществами и недостатками. В современных аппаратах для ИВЛ имеется тенденция к объединению этих механизмов и созданию режимов вентиляции с так называемым двойным контролем, представляющим собой попытку объединить преимущества обоих механизмов управления вентиляцией.

Вентиляция с контролем по объему

Классический режим вентиляции с контролем по объему обычно обозначается английской аббревиатурой VC или VCV (от Volume Controlled Ventilation). Структура дыхательного цикла при вентиляции с контролем по объему представлена на Рис. 1. Связь основных параметров вентиляции можно описать с помощью следующего уравнения:

$$P = RF + \frac{\Delta V}{C} - P_{RM}$$

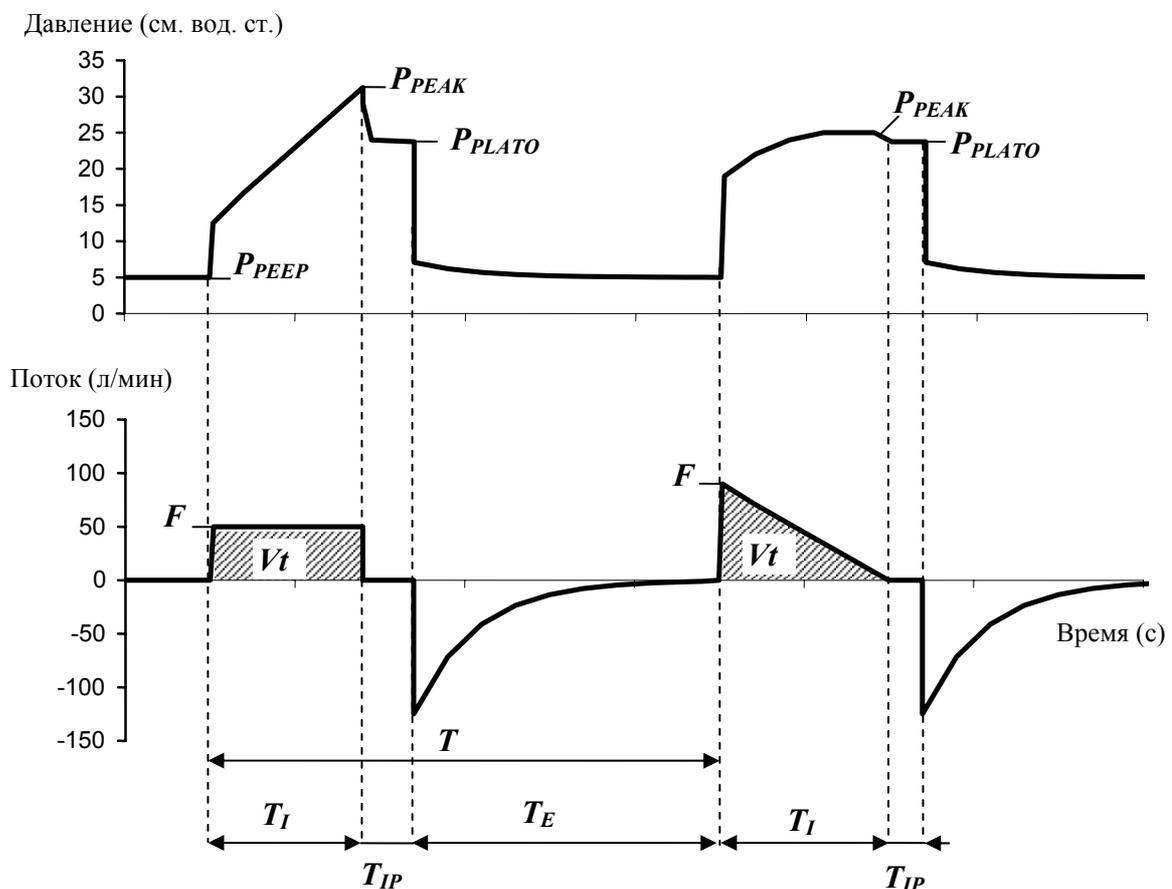
Где: P – давление в контуре вентиляции
 F – поток
 ΔV – объем вдоха
 R – динамическое сопротивление
 C – растяжимость
 P_{RM} – давление создаваемое усилиями респираторных мышц больного

Главным отличием вентиляции с контролем по объему является то, что характеристики потока во время вдоха жестко заданы и не зависят от усилий больного и показателей респираторной механики.

Дыхательный объем (V_T) – при вентиляции с контролем по объему задается непосредственно. Численно равен площади, ограниченной инспираторной кривой потока (заштрихованная область на Рис. 1). Если есть возможность использовать ПДКВ, начальное значение дыхательного объема, как правило, устанавливается из расчета 6-8 мл на килограмм идеального веса больного.

Инспираторный поток. При вентиляции с контролем по объему инспираторный поток создаваемый аппаратом не зависит от показателей респираторной механики. В аппаратах, построенных на базе дыхательного меха, инспираторный поток, обычно, не регулируется непосредственно, а оказывается функцией от дыхательного объема, частоты дыхания и соотношения длительности вдоха и выдоха. При непосредственном управлении потоком,

задается его пиковое значение. Характер изменения потока во времени может быть различным. Многие аппараты для ИВЛ предоставляют возможность выбора одной из нескольких форм инспираторного потока (постоянная, синусоидальная и замедляющаяся.). В клинической практике чаще применяется постоянная и замедляющаяся формы потока. При равном значении пикового потока его среднее значение, а, следовательно, и повреждающее действие сил растяжения на паренхиму легких, будет максимальным при постоянной форме потока. В связи с этим предпочтительнее замедляющаяся форма инспираторного потока – когда его максимальная величина приходится на раннюю фазу вдоха и постепенно снижается по мере уменьшения инспираторного запроса больного. Современные дыхательные аппараты предоставляют возможность автоматического управления потоком, когда его величина и форма рассчитывается таким образом, чтобы доставить дыхательный объем в течение заданного времени при минимально возможном давлении.



Vt – дыхательный объем, соответствует площади, ограниченной кривой, отражающей изменения потока во времени (заштрихованная часть);

F – максимальная величина инспираторного потока;

T – максимальная продолжительность дыхательного цикла;

T_{IP} – длительность инспираторной паузы;

T_E – длительность выдоха

P_{PEEP} – повышенное давление в конце выдоха (ПДКВ)

P_{PEAK} – пиковое инспираторное давление,

P_{PLATO} – инспираторное давление плато

Рис. 1. Характеристики дыхательного цикла при ИВЛ с контролем по объему

Пиковый поток устанавливается с учетом двух положений. Если поток слишком высок, дыхательный объем поступает в наиболее податливые участки легких при высоком давлении, что может вызвать травму альвеол. Если поток слишком низок, он не сможет обеспечить инспираторный запрос больного, что приведет к десинхронизации его дыхания с ИВЛ. Простейшее правило – пиковый поток должен быть приблизительно в четыре раза больше минутного объема вентиляции (если МОД составляет 15 л/мин, больной нуждается в пиковом потоке порядка 60 л/мин). Это правило относится к постоянной, т. е. прямоугольной форме потока. При замедляющейся форме - пиковый поток несколько увеличивается. Снижение потока требуется, если пиковое инспираторное давление превышает 35-40 см. вод. ст. Увеличение - при сохранном спонтанном дыхании, чтобы обеспечить инспираторный запрос больного. В данной ситуации может потребоваться увеличение пикового потока до 100 л/мин и более.

Длительность вдоха (T_I) оказывается производной от дыхательного объема (Vt) и инспираторного потока (F), может быть увеличена за счет инспираторной паузы.

Инспираторная пауза (T_{IP}) представляет собой промежуток времени между окончанием вдоха и началом выдоха (открытие экспираторного клапана). В большинстве случаев в использовании инспираторной паузы нет необходимости. Она служит для дифференцировки пикового давления и давления плато при исследовании показателей респираторной механики. Обычно для достижения равновесия давлений в альвеолах и контуре вентиляции требуется инспираторная пауза не менее 0,5 с.

Пиковое инспираторное давление (P_{PEAK}) представляет собой максимальное давление во время вдоха. При условии отсутствия спонтанного дыхания оно является производным инспираторного потока (F), дыхательного объема (Vt), статической растяжимости (C) и сопротивления (R) респираторной системы

$$P_{PEAK} = \frac{Vt}{C} + RF$$

Для обеспечения безопасности вентиляции пиковое давление не должно превышать 35-40 см. вод. ст. Уменьшить пиковое давление при ИВЛ с контролем по объему можно за счет снижения пикового потока, и выбора замедляющейся формы кривой инспираторного потока, как видно из данных, приведенных на Рис.1.

Давление плато, или давление в конце инспираторной паузы, соответствует альвеолярному, если длительность инспираторной паузы достаточна для достижения равновесия. Альвеолярное давление представляет собой производное дыхательного объема (Vt) и статической растяжимости респираторной системы (C).

$$P_{PLATO} = \frac{Vt}{C}$$

Параметры вентиляции подбираются таким образом, чтобы давление плато не превышало 30 см. вод. ст. В противном случае необходимо уменьшение дыхательного объема. Важным практическим моментом при измерении давления плато является исключение авто-ПДКВ. Т. е. кривая потока к моменту окончания выдоха должна достигнуть нулевого значения.

ИВЛ с контролем по объему может с успехом использоваться как у больных с нарушением вентиляции, так и у больных с гипоксемической дыхательной недостаточностью. Правильный выбор параметров даже при частично сохранном спонтанном дыхании позволяет обеспечить ИВЛ с минимальными энергетическими затратами. При этом всегда следует учитывать опасность гипервентиляции и развития выраженного дыхательного алкалоза. Вентиляция с контролем по объему не предусматривает возможности частичной респираторной поддержки и используется только у больных не готовых к переводу на спонтанное дыхание.

Преимущества вентиляции с контролем по объему:

Гарантированная доставка заданного дыхательного объема и обеспечение минутной вентиляции независимо от показателей респираторной механики

Возможность полной респираторной поддержки при минимальных энергетических затратах.

Недостатки:

Отсутствие возможности частичной респираторной поддержки

Достижение синхронизации ИВЛ со спонтанным дыханием требует постоянного подбора инспираторного потока

Высокий риск травмы легких при неправильном выборе параметров вентиляции

Сложное косвенное управление средним давлением в дыхательных путях

Чувствительность к герметичности дыхательного контура

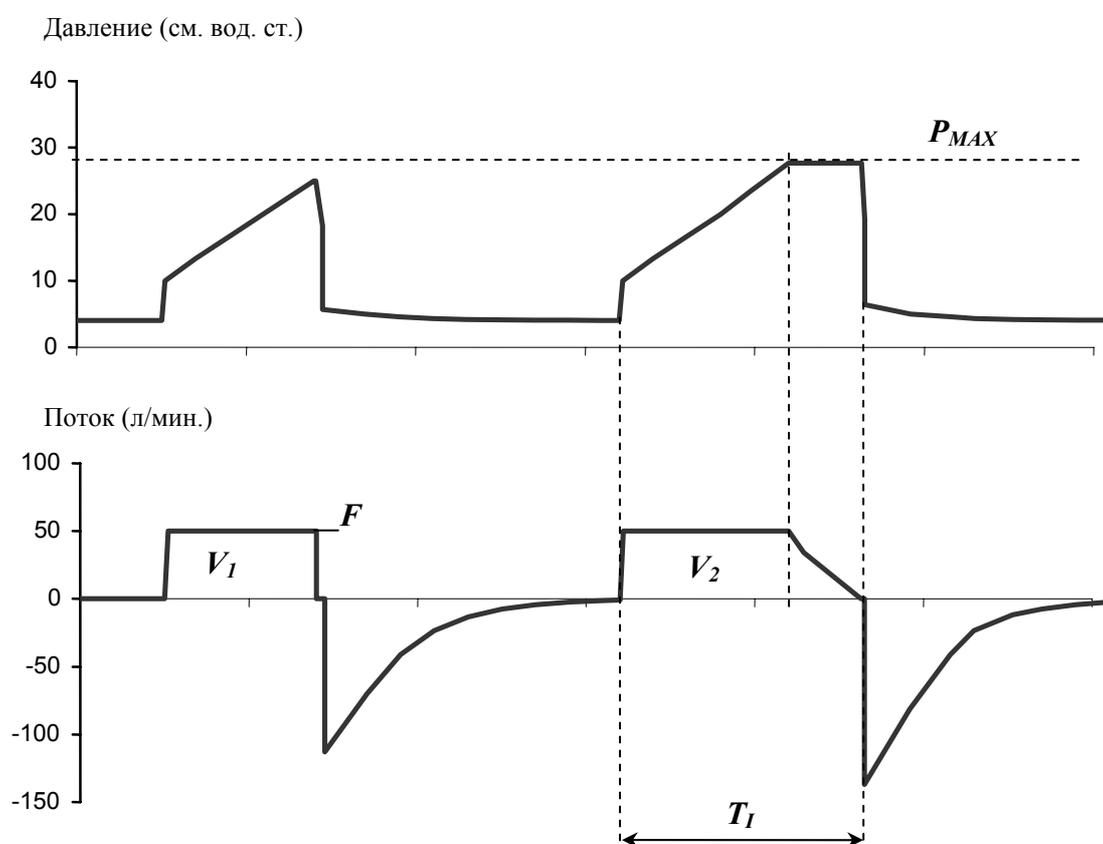
Вентиляция с ограничением давления на вдохе

Режим вентиляции с ограничением давления на вдохе в англоязычной литературе обозначается аббревиатурой (PLV от Pressure Limited Ventilation), занимает промежуточное положение между объемной вентиляцией и вентиляцией с контролем по давлению. Существенным недостатком объемно-ориентированной вентиляции является то, что гарантировать доставку заданного дыхательного объема можно только при условии герметичности дыхательного контура и респираторной системы в целом. Существует значительная группа пациентов, у которых обеспечить это условие не представляется возможным. Это дети младше 8 лет, у которых для предупреждения подсвязочного ларингеального отека используются эндотрахеальные трубки без манжеты, больные с травмой легких, бронхоплевральными свищами и т. д. Из-за отсутствия герметичности реальный дыхательный объем оказывается всегда меньше заданного. Степень утечки может быстро изменяться в широких пределах в зависимости от многих факторов - положения больного, количества мокроты, усилий дыхательных мышц, показателей респираторной механики. Компенсация утечки требует значительного увеличения дыхательного объема, что сопряжено с риском гиперинфляции, и травмы легких. Подбор параметров вентиляции в данных условиях становится крайне затруднительным. Решением этой проблемы и является режим вентиляции с ограничением давления на вдохе. Структура дыхательного цикла при вентиляции в данном режиме представлена на Рис. 2.

С технической точки зрения вентиляция с ограничением давления на вдохе отличается от классической объемной вентиляции включением в дыхательный контур клапана, открывающегося при давлении, превышающем определенный предел. Этот предел носит название максимального инспираторного давления. Все остальные установки - дыхатель-

ный объем, пиковое значение и форма инспираторного потока, время вдоха аналогичны классической объемной вентиляции.

До тех пор пока инспираторное давление в контуре не достигает заданной величины (P_{MAX}), структура дыхательного цикла ни чем не отличается от обычной объемной вентиляции. Когда давление в контуре оказывается выше P_{MAX} , клапан открывается, и часть инспираторного потока сбрасывается, так чтобы давление в контуре не превышало значения P_{MAX} . Поток поставляется в контур вентиляции до окончания времени вдоха T_I , которое зависит от заданного дыхательного объема. Часть его поступает в дыхательные пути, часть сбрасывается. Результирующий дыхательный объем оказывается меньше заданного. Инспираторный поток, поступающий в дыхательные пути с момента достижения максимального давления, носит замедляющийся характер.



P_{MAX} - максимальное инспираторное давление
 V_1 – и V_2 различные значения дыхательного объема
 T_I - время вдоха
 F - инспираторный поток

Рис. 2. Структура дыхательного цикла при вентиляции с ограничением давления

Обычно при инициации вентиляции с ограниченным давлением значение P_{MAX} устанавливается приблизительно на 3 см. вод. ст. выше давления плато. Дыхательный объем - на

20% больше расчетной величины для данного больного. В случае значительной утечки может потребоваться увеличение дыхательного объема до 2 литров и более.

Существенным моментом является то, что данный режим вентиляции не гарантирует доставки заданного дыхательного объема и минутной вентиляции, и для предупреждения возможной гиповентиляции требуется постоянный мониторинг выдыхаемого объема.

Преимущества вентиляции с ограничением давления:

Обеспечение вентиляции при отсутствии герметичности в контуре вентиляции

Снижение риска травмы легких благодаря ограничению максимального давления

Недостатки:

Сложность в управлении

Необходимость постоянного мониторинга дыхательного объема и минутной вентиляции

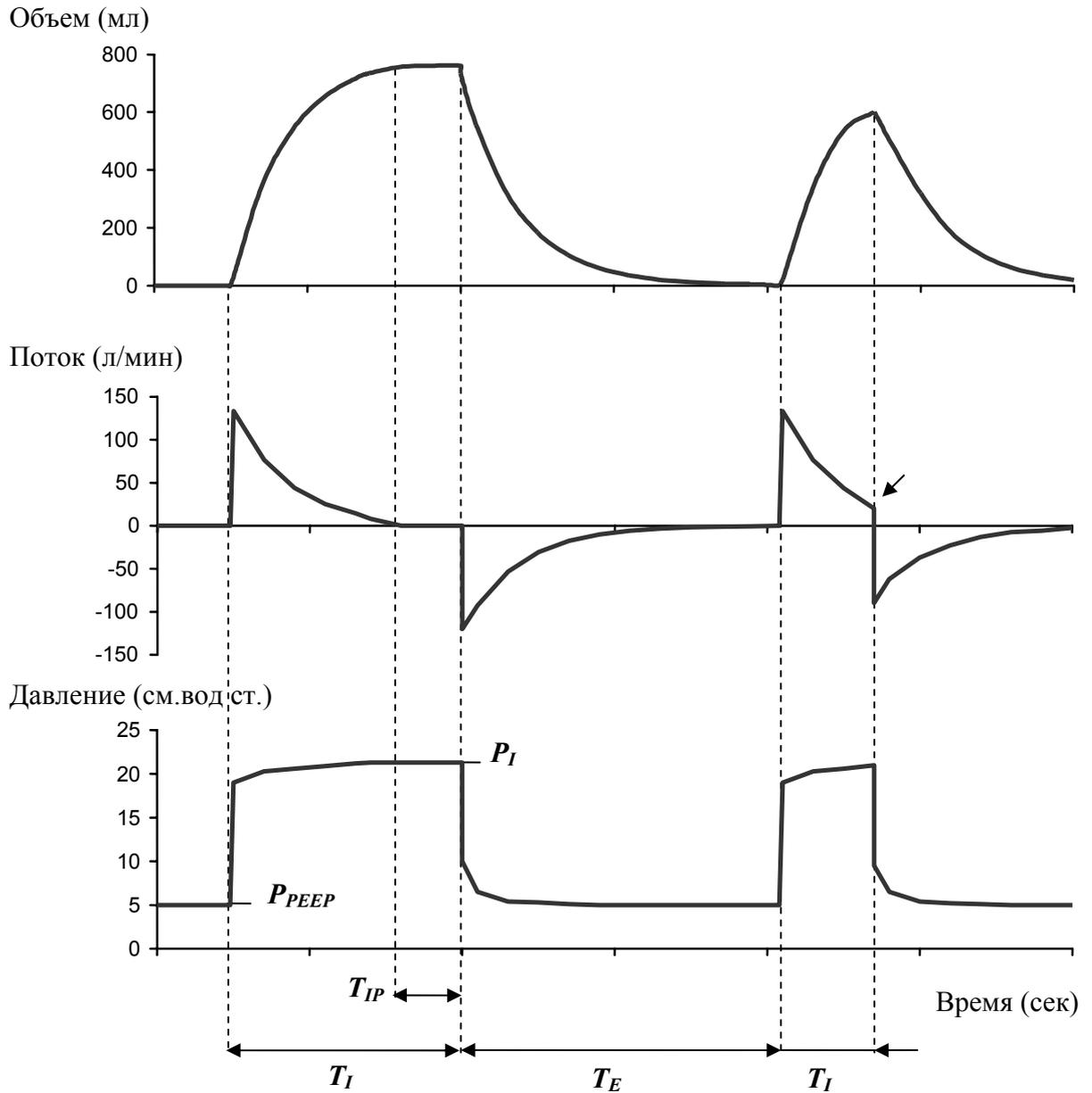
Вентиляция с контролем по давлению

Вентиляция с контролем по давлению в англоязычной литературе обычно обозначается аббревиатурой PC или PCV (от Pressure Controlled Ventilation). Для иллюстрации ее принципов удобно воспользоваться следующей механической моделью. Представьте себе аппарат для искусственной вентиляции легких, построенный на базе меха с пневматическим приводом (мех в колбе). Пока рабочее давление в колбе значительно превосходит инспираторное давление в дыхательных путях больного, количество газа, поступающего в легкие, зависит только от конечного объема меха, и это объемный режим вентиляции. При использовании рабочего давления сопоставимого с инспираторным давлением характер вентиляции принципиально изменяется (Рис. 3). Поток во время вдоха определяется разницей между рабочим давлением в колбе аппарата и давлением в дыхательных путях больного. По мере увеличения альвеолярного объема, давление в дыхательных путях растет, скорость потока снижается. В момент, когда достигается равновесие давлений, поток останавливается. Таким образом, управление скоростью потока и результирующим дыхательным объемом осуществляется величиной рабочего давления в колбе. Это давление соответствует конечному инспираторному давлению в дыхательных путях больного (P_I). Максимальная скорость потока и дыхательный объем не лимитируются. Поток всегда носит замедляющийся характер и зависит от инспираторных усилий больного. Чем больше разность давлений, тем выше скорость потока и дыхательный объем.

В аппаратах, построенных на основе непосредственного управления потоком в дыхательном контуре, такой режим вентиляции осуществляется путем включения обратной связи. С помощью системы датчиков аппарат постоянно контролирует величину давления и поток в контуре вентиляции. За счет интерактивной работы сервопривода клапана вдоха поток изменяется пропорционально разнице между заданным инспираторным давлением и давлением в контуре вентиляции.

Максимальное значение потока лимитируется только техническими возможностями аппарата и составляет порядка 120-180 л/мин. Чем большие инспираторные усилия прилагаются больным, тем выше градиент давлений, соответственно - поток и дыхательный объем. Давление в контуре вентиляции поддерживается в течение заданного времени вдоха (T_I). Промежуток с момента остановки инспираторного потока до окончания фазы вдоха соответствует инспираторной паузе (T_{IP}). В случае, когда длительность вдоха недостаточна для полного заполнения легких при данном давлении, инспираторный поток не достигает нулевого значения. Об этом свидетельствует излом на кривой потока (на Рис.

3 обозначен стрелкой). При отсутствии герметичности контура чтобы удержать заданное давление, аппарат будет поддерживать поток на протяжении всего времени вдоха.



P_I – инспираторное давление

P_{PEEP} - повышенное давление в конце выдоха (ПДКВ)

T_E – длительность выдоха

T_{IP} - длительность инспираторной паузы

Рис. 3. Структура дыхательного цикла при вентиляции с контролем по давлению

Если утечка достаточно велика, поток приобретает постоянный характер. Таким образом, при вентиляции с контролем по давлению возможно обеспечение ИВЛ даже на фоне значительной утечки. Это делает вентиляцию с контролем по давлению методом выбора в

тех случаях, когда невозможно достичь герметичности контура вентиляции (например, у детей и у больных с бронхиальными свищами).

Управление вентиляцией осуществляется с помощью следующих параметров: инспираторное давление, длительность вдоха, частота дыхания.

Инспираторное давление соответствует пиковому давлению, поскольку последнее легче измерять. Обычно у взрослых стартовое значение инспираторного давления устанавливается на уровне 20 см. вод. ст., затем подбирается таким образом, чтобы обеспечить доставку дыхательного объема из расчета 6-8 мл/кг. Начиная с больших значений и постепенно снижая. Такой подход способствует лучшему расправлению дыхательных путей и нормализации соотношения вентиляции и перфузии в легочной ткани. Чтобы предупредить травму легких максимальное значение инспираторного давления не должно превышать 35 см вод ст. Излом инспираторной кривой потока, как показано на Рис.3, свидетельствует о том, что максимальный дыхательный объем при данном инспираторном давлении не достигнут. В таком случае увеличить объем можно за счет удлинения фазы вдоха. При сохранном спонтанном дыхании изменение инспираторного давления позволяют регулировать степень респираторной поддержки. Как уже упоминалось ранее, работа дыхания представляет собой произведение дыхательного объема и градиента давлений. В данной ситуации степень респираторной поддержки или доля работы по доставке дыхательного объема, выполняемая аппаратом ИВЛ будет пропорциональна соотношению заданного инспираторного давления и давления создаваемого дыхательными мышцами больного. При нормальных показателях респираторной механики 100 % уровень респираторной поддержки соответствует инспираторному давлению порядка 15 см. вод ст.

Длительность вдоха в режиме PCV задается непосредственно. В качестве стартовой величины у взрослого устанавливается на уровне около 1 секунды. Зависит от размеров легких. Ориентировочные значения стартовых длительности в доха и инспираторного давления в зависимости от идеального веса больного представлены таблице 2.

Таблица 2. Выбор параметров вентиляции у больных без существенных нарушений легочной механики в зависимости от идеального веса тела

Идеальный вес тела (кг)	Инспираторное давление	Длительность вдоха	Частота дыхания
у детей			
2-5	15	0,6	35
6-8	15	0,6	25
9-11	15	0,6	20
12-20	15	1,0	20
21-26	15	1,0	15
27-29	15	1,5	15
у взрослых			
30-39	15	1,0	14
40-59	15	1,0	12
60-89	15	1,0	10
90-100	18	1,5	10
выше 100	20	1,5	10

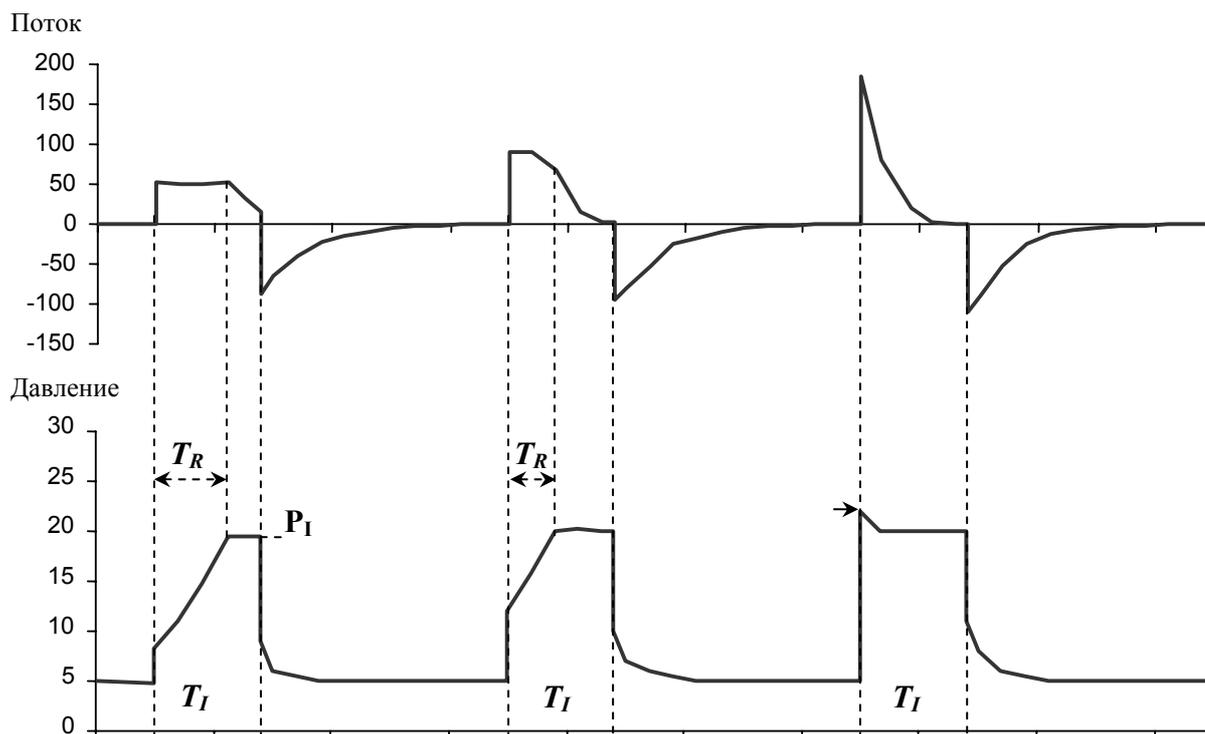
В современных аппаратах ИВЛ эти значения хранятся в памяти и устанавливаются автоматически при введении веса больного. В режиме PCV предоставляется возможность выбора между непосредственным управлением длительностью вдоха либо ее изменением вместе с частотой дыхания при постоянном соотношении длительности вдоха и выдоха. Первый механизм позволяет регулировать минутную вентиляцию при неизменных характеристиках дыхательного объема. Второй - изменять частоту дыхания при неизменном значении среднего давления в дыхательных путях. Некоторые аппараты позволяют изменять длительность дыхательного цикла при постоянной длительности выдоха, что может быть необходимо для предупреждения авто ПДКВ.

Дыхательный объем не задается непосредственно, а оказывается производным от инспираторного давления, длительности вдоха, показателей респираторной механики и дыхательных усилий больного. При резком увеличении сопротивления дыхательных путей достижение заданного инспираторного давления не гарантирует доставки необходимого объема. Это может быть причиной гиповентиляции и угрожающей гипоксии при скоплении мокроты, бронхоспазме, десинхронизации с дыханием больного. Необходимым условием безопасности вентиляции с контролем по давлению является постоянный мониторинг дыхательного объема.

Инспираторный поток. Режим вентиляции с контролем по давлению не предусматривает непосредственной регулировки инспираторного потока. Максимальное его значение ограничивается только конструктивными возможностями аппарата. Такая ситуация выгодна далеко не во всех ситуациях. Если податливость легких мала, дыхательный объем поставляется в течение слишком короткого времени. Большую часть вдоха занимает инспираторная пауза, что не всегда благоприятно сказывается на условиях распределения дыхательного объема, в особенности в случаях с гетерогенным характером поражения легких. Для обеспечения оптимальных условий вентиляции современные аппараты в режиме ИВЛ с контролем по давлению предоставляют возможность косвенного управления инспираторным потоком. Это достигается за счет изменения скорости нарастания инспираторного давления (Рис. 4). Заданное давление (P_I) достигается не сразу, а за определенное время (T_R), которое может выражаться непосредственно в секундах, или в процентах по отношению к длительности вдоха (T_I).

Замедленное нарастание инспираторного давления используется при выраженных нарушениях легочной механики с неоднородным поражением легких, в случаях отсутствия спонтанного дыхания. Дыхательный объем при этом поставляется при меньшем значении стартового потока, за большее время. Это способствует улучшению распределения дыхательного объема, и вентиляции менее растяжимых областей легких.

Достижение заданного инспираторного давления в начале вдоха, соответствует прямоугольной форме кривой давления, когда стартовое значение потока максимально, дыхательный объем поставляется за короткое время, поток быстро замедляется. Прямоугольная форма кривой давления предпочтительнее при высоком инспираторном запросе, бронхоспастических состояниях с выраженным увеличением константы времени респираторной системы, когда, для предупреждения авто ПДКВ необходимо быстро доставить дыхательный объем, и обеспечить достаточную продолжительность выдоха.



P_I — инспираторное давление

T_I — время вдоха

T_R — время нарастания инспираторного давления

Рис. 4. Управление параметрами инспираторного потока за счет наклона кривой давления

Если стартовый поток слишком высок, за счет инерционности систем аппарата на начальном участке кривой давления можно выявить пик, превышающий заданное значение инспираторного давления (P_I).

Преимущества вентиляции с контролем по давлению:

Обеспечение инспираторного запроса больного при сохранном спонтанном дыхании за счет неограниченной величины потока во время вдоха. Чем сильнее попытка вдоха, тем больше градиент давлений и выше поток.

Возможность участия больного в управлении не только частотой дыхания, но и дыхательным объемом.

Возможность осуществления частичной респираторной поддержки.

Улучшение распределения газа в легких с гетерогенными механическими свойствами за счет замедляющегося характера потока.

Снижению риска травмы легких благодаря ограничению максимального давления.

Прямое управление давлением и длительностью вдоха, что позволяет непосредственно контролировать среднее давление в дыхательных путях, и является одним из

инструментов улучшения оксигенации крови при гипоксической дыхательной недостаточности.

Возможность обеспечения вентиляции легких при отсутствии герметичности – у детей, у больных с бронхоплевральными свищами и т.д.

Недостатки:

Вентиляция с контролем по давлению не гарантирует доставку заданного дыхательного объема и минутной вентиляции.

Быстрое изменение показателей респираторной механики, скопление секрета в дыхательных путях или эндотрахеальной трубке может привести к гиповентиляции и угрожающей гипоксии.

Необходимость постоянного мониторинга дыхательного объема.

Глава 2. Смена фаз дыхательного цикла

Механизмы, с помощью которых осуществляется смена фаз дыхательного цикла, определяют различие принудительной и вспомогательной вентиляции. Ранние модели аппаратов для ИВЛ не имели возможности синхронизации со спонтанным дыханием больного. Искусственная вентиляция легких в таких условиях требовала глубокой седации и даже мышечной релаксации до тех пор, пока патологический процесс не разрешался. Перевод больного на спонтанное дыхание до того как, его дыхательные мышцы атрофировались, был серьезной проблемой. Это сделало необходимым решить целый ряд технических проблем, чтобы обеспечить возможность взаимодействия больного и аппарата ИВЛ на том уровне, при котором можно вести речь о вспомогательной вентиляции легких и дозированной респираторной поддержке.

Принудительная вентиляция.

При принудительной вентиляции смена фаз дыхательного цикла осуществляется по времени, в соответствии с заданной частотой дыхания. Длительность вдоха в зависимости от выбранного режима может устанавливаться непосредственно, определяться как соотношение продолжительности вдоха и выдоха (I:E), или быть функцией дыхательного объема и инспираторного потока. Частота дыхания выбирается такой, чтобы обеспечить минутную вентиляцию на уровне необходимом для элиминации углекислого газа и поддержания рН крови в рамках приемлемых значений (7,3-7,4). Принудительная вентиляция используется в случаях, когда спонтанное дыхание отсутствует или подавлено. В таких условиях чаще всего предпочтение отдается объемной вентиляции, поскольку она гарантирует доставку заданного дыхательного объема и позволяет непосредственно измерять показатели респираторной механики. Режим принудительной вентиляции с контролем по объему обычно обозначается как CMV (от Continuous Mandatory Ventilation). Принудительная вентиляция с контролем по давлению используется у больных со значительными нарушениями респираторной механики, когда не удается обеспечить доставку необходимого дыхательного объема в допустимых рамках давления.

По мере восстановления спонтанного дыхания, возникает проблема обеспечения синхронной работы аппарата с собственным дыхательным ритмом больного. Первой ступенью в ее решении является синхронизированная принудительная вентиляция.

Синхронизированная принудительная вентиляция.

Режим синхронизированной принудительной вентиляции с контролем по объему в англоязычной литературе чаще всего называется как Assist Control (A/C), в дословном переводе на русский язык это звучит как вспомогательная принудительная вентиляция. Аналогичный режим с контролем по давлению обычно обозначается общей аббревиатурой PCV (Pressure Controlled Ventilation).

Синхронизация принудительных дыханий со спонтанными попытками вдоха больного осуществляется за счет инспираторного триггера. Возможные механизмы его работы и их характеристики перечислены в таблице 3. В клинической практике наибольшее распространение получили системы, реагирующие на снижение давления, или потока в контуре вентиляции. Время ответа аппарата на попытку вдоха больного существенно не различает-

ся в том и другом случае. Детектор давления проще в техническом плане. Его недостатками являются:

Реакция на посторонние колебания давления, которые могут приводить к ложным срабатываниям вплоть до автоциклирования,

Резкое снижение чувствительности при наличии утечки, это делает затруднительным использование детектора давления в качестве инспираторного триггера при отсутствии герметичности контура вентиляции.

Таблица 3. Характеристики систем детекции попытки вдоха

Сигнал	Сенсор	Время ответа	Свойства
Движения брюшной стенки	Детектор ускорения	53 ± 13 мс	Надежность зависит от правильного положения Использование затруднительно при парадоксальном движении грудной клетки, или брюшной стенки Фиксированное значение чувствительности
Импеданс грудной клетки	Грудные электроды	70-200 мс	Надежность зависит от положения электродов Надежность контакта (высыхание геля) Длительная задержка
Давление в контуре	Детектор давления	40-100 мс	Простота в использовании Авто-срабатывание, высокая энергетическая цена дыхания Точность измерения зависит от растяжимости контура Нет контроля дыхательного объема
Поток	Детектор разности давлений Пневмотахометр	25-50 мс	Простота в использовании Контроль дыхательного объема и утечки Авто-срабатывание, чувствительность к влаге и загрязнению
Поток	Термоанемометр	40 мс	Простота в использовании Контроль дыхательного объема и утечки Авто-срабатывание, чувствительность к загрязнению

Выбор уровня чувствительности требует учета следующих факторов. Слишком высокая чувствительность может быть причиной гипервентиляции из-за реакции на артефакты. При слишком низкой - возрастает энергетическая цена дыхания и возможна десинхронизация. Обычно в начале ИВЛ чувствительность триггера устанавливается на уровне - 2 см. вод. ст., затем подбирается индивидуально, так, чтобы обеспечить оптимальные условия ИВЛ.

Потоковый триггер позволяет в определенной степени избежать перечисленных выше проблем. Он значительно устойчивее к автоциклированию, сохраняет чувствительность при отсутствии герметичности контура вентиляции и утечке до 30 л/мин и более. Потоковый триггер предусматривает установку базового потока. Его значение должно

быть не менее суммы потока утечки и порога срабатывания триггера. Так, если поток утечки составляет 6 л/мин, чувствительность триггера - 0,5 л/мин, базовый поток устанавливается на уровне не менее 6,5 л/мин. Кроме того, наличие базового потока позволяет снизить сопротивление контура вентиляции в момент инициации вдоха, что способствует уменьшению энергетической цены дыхания.

Потоковый триггер значительно сложнее в техническом плане, поскольку требуется дифференцировать поток утечки и поток создаваемый инспираторными усилиями больного. Решением данной проблемы является регистрация потока в нескольких точках, в инспираторной и экспираторной части контура вентиляции. Это увеличивает сложность и стоимость системы. Еще один вариант - вынесение датчика потока за U-образный тройник, между контуром и коннектором эндотрахеальной трубки. Такое решение позволяет наиболее точно дифференцировать поток в контуре и поток, поступающий в дыхательные пути больного, однако связано с проблемой загрязнения датчика мокротой и конденсатом.

Инспираторный триггер - единственный «интерактивный» элемент при синхронизированной принудительной вентиляции с контролем по объему. При достаточной чувствительности в ответ на инспираторную попытку пациент получает синхронизированный принудительный вдох. Если инспираторные попытки отсутствуют, или чувствительность триггера слишком низкая, инициация вдоха осуществляется по времени в соответствии с заданной частотой дыхания. В режиме синхронизированной принудительной вентиляции при отсутствии спонтанного дыхания или установке чувствительности триггера на ноль результирующая частота дыхания будет равняться заданной. В случае срабатывания триггера частота дыхания будет увеличиваться в соответствии с частотой инспираторных попыток больного. Начальный уровень частоты дыхания у взрослых устанавливается в пределах 12-16 в минуту, из расчета объема минутной вентиляции 100 мл/кг. В последующем частота дыхания корректируется на основании анализа показателей кислотно-основного состояния и газового состава крови. При гиповентиляции и дыхательном ацидозе частота дыхания увеличивается. В случае гипервентиляции требуется углубление седации. При условии адекватной величины пикового потока, режим синхронизированной принудительной вентиляции с контролем по объему позволяет обеспечить полную респираторную поддержку, за исключением работы по активации триггера аппарата. Вентиляция с контролем по давлению обладает рядом преимуществ в подобной ситуации, поскольку позволяет достичь синхронизации инспираторного потока с дыхательными усилиями больного, дает возможность регулировать степень респираторной поддержки. Поэтому по мере восстановления спонтанного дыхания большинство клиницистов отдает предпочтение режиму PCV.

Вспомогательная вентиляция

Вспомогательная вентиляция как таковая подразумевает соответствие ИВЛ спонтанному дыханию больного по трем параметрам – это момент инициации вдоха, скорость инспираторного потока и переключение со вдоха на выдох.

Описанные выше режимы не могут соответствовать этим требованиям. Синхронизированная принудительная вентиляция с контролем по объему обеспечивает только соответствие инициации принудительных вдохов с инспираторными попытками больного. Режим PCV, кроме того, позволяет больному в определенной степени управлять и величи-

ной инспираторного потока. Однако длительность вдоха в том и другом случае задается по времени и не зависит от дыхания больного. Длительность спонтанного вдоха больного может колебаться в широких пределах, быть короче или дольше чем принудительный вдох аппарата. Если аппарат прекращает вдох слишком рано, поставка потока в контур прекратится до окончания инспираторных усилий больного, которые могут повторно инициировать принудительный вдох, двойное срабатывание триггера на одну инспираторную попытку. Слишком большая длительность вдоха крайне неприятна для больного, приводит к включению экспираторных мышц, способствует росту авто ПДКВ, увеличению энергетических затрат на включение инспираторного триггера и десинхронизации спонтанного дыхания и ИВЛ.

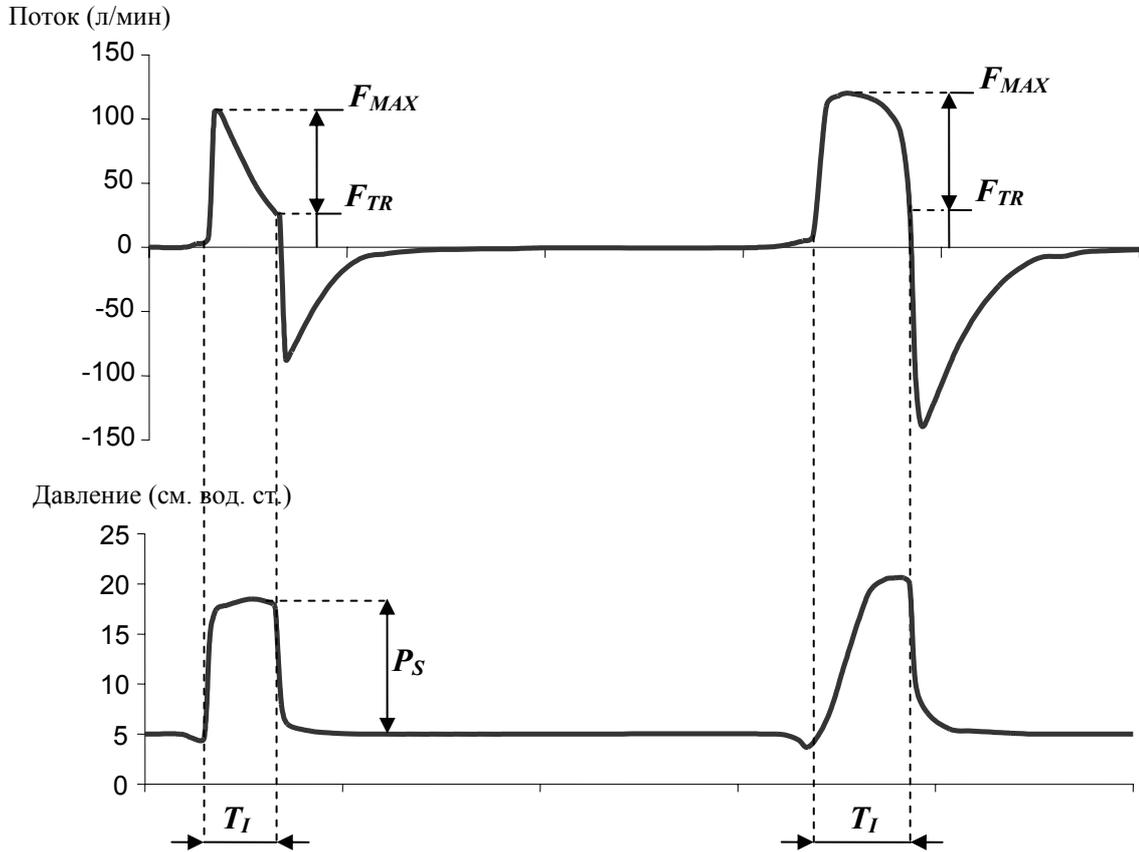
Синхронизация момента окончания вдоха со спонтанным дыханием больного сделала необходимым включение специального экспираторного триггерного механизма. В современных аппаратах для ИВЛ его работа, основана на измерении инспираторного потока. Переключение со вдоха на выдох осуществляется когда инспираторный поток снижается до определенной пороговой величины. В модели Siemens 900С, вдох прекращается, когда инспираторный поток снижается до 25 % от его пиковой величины; Puritan Bennett 7200, - до 5 литров в мин. Такие алгоритмы связаны с рядом проблем.

Во-первых, необходимо дифференцировать инспираторный поток, поступающий в легкие больного от возможного потока утечки. Эта проблема решается так же, как и при определении попытки вдоха. Кроме того, устанавливается максимальная длительность вдоха. Если не поступает сигнала с триггера, переключение со вдоха на выдох осуществляется по времени.

Во-вторых, у больных с выраженными нарушениями показателей респираторной механики, когда величина константы времени значительно отличается от нормы (например, при хронических бронхообструктивных заболеваниях) для снижения инспираторного потока до пороговой величины может потребоваться слишком большое время. В современных аппаратах для ИВЛ предусматривается возможность регулировки порога срабатывания экспираторного триггера. Обычно его значение выражается в процентах от максимального инспираторного потока. В норме, у взрослых оно устанавливается на уровне 25%, у детей - 15%. Примером технического воплощения вспомогательной вентиляции является режим вентиляции с поддержкой давлением.

Режим вентиляции с поддержкой давлением, обычно обозначается английской аббревиатурой PS или PSV от Pressure Support Ventilation. Это вспомогательный режим вентиляции. Структура дыхательного цикла представлена на Рис. 5. Управление вентиляцией осуществляется изменением давления поддержки. Все остальные параметры – частота дыхания, дыхательный объем, время вдоха контролируются больным. Обратите внимание на то, что давление поддержки (P_S) всегда измеряется по отношению к уровню ПДКВ. Его значение определяет долю работы по вентиляции, выполняемую аппаратом ИВЛ. Как видно из данных, представленных на рисунке характер инспираторного потока зависит от инспираторных усилий больного. В случае, когда большую часть работы по доставке дыхательного объема выполняет аппарат, инспираторный поток носит замедляющийся характер, при увеличении доли работы больного – приближается к синусоидальному.

Дыхательный объем соответствует площади, ограниченной кривой потока, его минимальное значение определяется давлением поддержки и параметрами респираторной механики. При увеличении дыхательных усилий больного соответственно увеличивается и дыхательный объем.



F_{MAX} – максимальный инспираторный поток
 F_{TR} – порог срабатывание экспираторного триггера
 P_S – давление поддержки
 T_I – время вдоха

Рис. 5. Структура дыхательного цикла в режиме вентиляции с поддержкой давлением.

Все дыхательные циклы инициируются больным. Переключение со вдоха на выдох осуществляется в момент, когда инспираторный поток снижается до заданного значения (F_{TR}), которое обычно выражается в процентах по отношению к максимальному инспираторному потоку (F_{MAX}). Таким образом, время вдоха (T_I) зависит от инспираторных усилий больного, показателей респираторной механики и уровня давления поддержки. В со-

временных аппаратах для ИВЛ имеется возможность регулировки параметров потока за счет изменения скорости нарастания инспираторного давления, как было описано выше. Серьезной технической проблемой является отсутствие герметичности контура вентиляции. Если поток утечки приближается к порогу срабатывания экспираторного триггера (F_{TR}), определение момента окончания вдоха становится невозможным. Надежная работа экспираторного триггера требует дифференцировать поток утечки и инспираторный поток, поступающий в дыхательные пути больного. Эта проблема решается вынесением датчика потока за Y образный тройник, и/или включением в контур вентиляции нескольких датчиков потока.

Для обеспечения безопасности при нарушении работы экспираторного триггера устанавливается максимально допустимая длительность вдоха (т. е. временной интервал, после которого осуществляется переключение со вдоха на выдох если нет сигнала с экспираторного триггера). Аппараты, предназначенные для ИВЛ у детей, предусматривают возможность ее регулировки.

Поскольку все дыхательные циклы инициируются больным, глубокая седация, угнетение дыхательного центра другой этиологии могут приводить к гиповентиляции вплоть до остановки дыхания. Это ограничивает возможности режима поддержки давлением, и требует обязательного использования страховочной вентиляции апноэ, переход на которую производится автоматически при отсутствии попыток спонтанного дыхания в течение заданного времени.

С другой стороны инициация каждого дыхательного цикла, как и в описанных выше режимах синхронизированной принудительной вентиляции, сопряжена с тенденцией к гипервентиляции, в особенности на ранних этапах.

Важным параметром, позволяющим оценить адекватность респираторной поддержки, является давление заклинивания, измеряемое в контуре вентиляции в момент соответствующий 100 мс от начала вдоха. Чаще всего эта величина обозначается как $P_{0,1}$. Ее использование можно объяснить исходя из двух положений:

1. В момент, соответствующий 100 мс от начала вдоха, инспираторный поток не успевает достичь значений влияющих на результаты измерения.
2. Время реакции больного на внезапную окклюзию в контуре составляет около 150 мс, поэтому инспираторные усилия не изменяются, если окклюзия не превышает 100 мс.

Величина $P_{0,1}$ характеризует респираторные усилия больного. Если аппарат выполняет всю работу по вентиляции значение $P_{0,1}$ будет низким. При увеличении инспираторного запроса больного или снижении уровня респираторной поддержки $P_{0,1}$ растет. Чем больше $P_{0,1}$ - тем больше усилия больного. Его оптимальное значение у взрослого человека лежит в пределах 3,5-4,5 см. вод. ст.

Если $P_{0,1}$ составляет 6 см. вод. ст. и более - уровень респираторной поддержки должен быть увеличен, так чтобы $P_{0,1}$ не превышало 4,5 см. вод. ст.

Если $P_{0,1}$ менее 3 см. вод. ст. аппарат выполняет всю работу по вентиляции. В данном случае необходимо учитывать парциальное давление углекислого газа в артериальной крови. Если имеет место нормо- или гипокапния – уровень респираторной поддержки нужно уменьшить. Сочетание гиперкапнии и снижения $P_{0,1}$ свидетельствует об угнетении дыхательного центра. В данном случае потребуется режим вентиляции с управляемой частотой дыхания.

Для получения достоверных значений $P_{0,1}$ перед его измерением следует дождаться установки постоянного правильного ритма дыхания. контроль повторяется несколько раз и используется среднее значение. Не следует проводить измерение во время кашля, чихания, или какой либо нагрузки, которая приведет к тахипноэ, или заставит больного задерживать дыхание. После изменения параметров вентиляции перед измерением $P_{0,1}$ необходимо подождать как минимум 15 минут.

Преимущества вентиляции с поддержкой давлением:

Данный режим обладает всеми преимуществами вентиляции с контролем по давлению, кроме того, предоставляет больному возможность управлять большинством параметров дыхания - дыхательный объем, длительность вдоха, частота и минутный объем дыхания.

Простота управления степенью респираторной поддержки (от полной до частичной) при переводе на спонтанное дыхание.

Недостатки:

Техническая сложность в обеспечении работы экспираторного триггера.

Необходимость контроля объема утечки при отсутствии герметичности контура вентиляции.

Отсутствие гарантированного обеспечения доставки дыхательного объема и минутной вентиляции, как и во всех режимах с контролем по давлению.

Тенденция к гипервентиляции.

Опасность гиповентиляции при седации или угнетении спонтанного дыхания

Вентиляция с постоянным положительным давлением (CPAP от английского Continuous Positive Airway Pressure). Этот термин широко используется в медицинской литературе для обозначения разных понятий, с чем связана определенная путаница. Многие больные с нарушением оксигенации крови вполне могут обеспечивать необходимый объем минутной вентиляции. Респираторная поддержка в данном случае заключается в создании постоянного положительного давления в дыхательных путях. Для этого предложено множество различных устройств, простейшие из которых предусматривают дыхание через плотную лицевую маску, соединенную системой шлангов с генератором потока и экспираторным клапаном, обеспечивающим определенный уровень сопротивления. Максимальный инспираторный поток значительно превышает поток газовой смеси в системе. Чтобы предупредить отрицательное давление во время вдоха и снизить энергетическую цену дыхания в дыхательный контур включается мешок, создающий резервный запас газа. Несмотря на ряд недостатков, таких как: проблемы с увлажнением газовой смеси, высокое сопротивление дыханию, отсутствие герметичности, снижение давления в контуре во время вдоха, подобная система позволяет достичь положительного результата. В контуре современных аппаратов для ИВЛ, используемых в интенсивной терапии, наличие резервных мешков не предусматривается. Вентиляция в режиме CPAP может рассматриваться только как частный случай вентиляции с поддержкой давлением, когда инспираторное давление равно положительному давлению в конце выдоха. Сопротивление искусственных дыхательных путей и инерционность элементов дыхательного контура делают энергетическую цену вентиляции в таком режиме слишком высокой. В связи с чем, рекомендуется устанавливать давление поддержки хотя бы на 5 см водного столба выше ПДКВ. В

конечном итоге термин CPAP стал значительно чаще использоваться в качестве синонима повышенного давления в конце выдоха, чем для обозначения отдельного режима вентиляции.

Сочетание спонтанного дыхания и принудительной вентиляции

Современная концепция респираторной поддержки подразумевает сочетание ИВЛ и спонтанного дыхания больного. Это может быть реализовано несколькими путями. При синхронизированной принудительной вентиляции (A/C, PCV), вспомогательной вентиляции с поддержкой давлением (PS, CPAP) аппарат реагирует на каждую инспираторную попытку больного. Теоретически такой подход кажется предпочтительным. Однако его реальное воплощение сопряжено с рядом серьезных технических проблем, решение которых все еще остается актуальным. На практике это проявляется как тенденция к гипервентиляции при высоком уровне респираторной поддержки и слишком большим сопротивлением дыханию при его снижении. В связи с этим широко применяются альтернативные подходы к сочетанию ИВЛ и спонтанного дыхания.

С исторической точки зрения первым режимом вентиляции, предусматривающим возможность частичной респираторной поддержки, была перемежающаяся принудительная вентиляция. Этот режим обозначается английской аббревиатурой IMV от Intermittent Mandatory Ventilation. В контур аппарата для объемной вентиляции был добавлен клапан, позволяющий сделать спонтанный вдох из специального мешка, куда подавался постоянный поток газовой смеси. Пациент получил возможность дышать спонтанно на фоне принудительной искусственной вентиляции. По мере восстановления спонтанного дыхания число принудительных вдохов снижалось до тех пор, пока больной полностью не обеспечивал себя за счет спонтанного дыхания из контура вентиляции. К сожалению, такая система обладала двумя существенными недостатками:

- 1) Возможность совпадения принудительного вдоха аппарата и спонтанного вдоха больного с развитием слишком высокого давления в дыхательных путях.
- 2) Чрезмерная энергетическая цена спонтанного дыхания. Больному приходилось дышать без поддержки против сопротивления эндотрахеальной трубки, контура вентиляции и системы клапанов аппарата.

Обе проблемы были решены с внедрением микропроцессорной технологии. Первая - за счет триггера вдоха, который синхронизировал спонтанные дыхания пациента с искусственной вентиляцией (вплоть до заданной частоты), подобно режиму синхронизированной принудительной вентиляции. Вторая – поддержкой спонтанного дыхания (аналогично режиму поддержки давлением). В современных аппаратах режим IMV в чистом виде не используется, его усовершенствованным аналогом является синхронизированная перемежающаяся принудительная вентиляция с поддержкой давлением. Из контура вентиляции исключены дополнительные клапаны и источники потока, управление вентиляцией осуществляется за счет тех же исполнительных элементов, что и при других режимах вентиляции.

Синхронизированная перемежающаяся принудительная вентиляция (SIMV- от Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation), в настоящее время рекомендуется использовать SIMV только в сочетании с поддержкой давлением (SIMV+PS). Существует два ва-

рианта SIMV, с управлением параметрами принудительных вдохов по объему и по давлению. На Рис. 6. представлен вариант SIMV с контролем по объему.

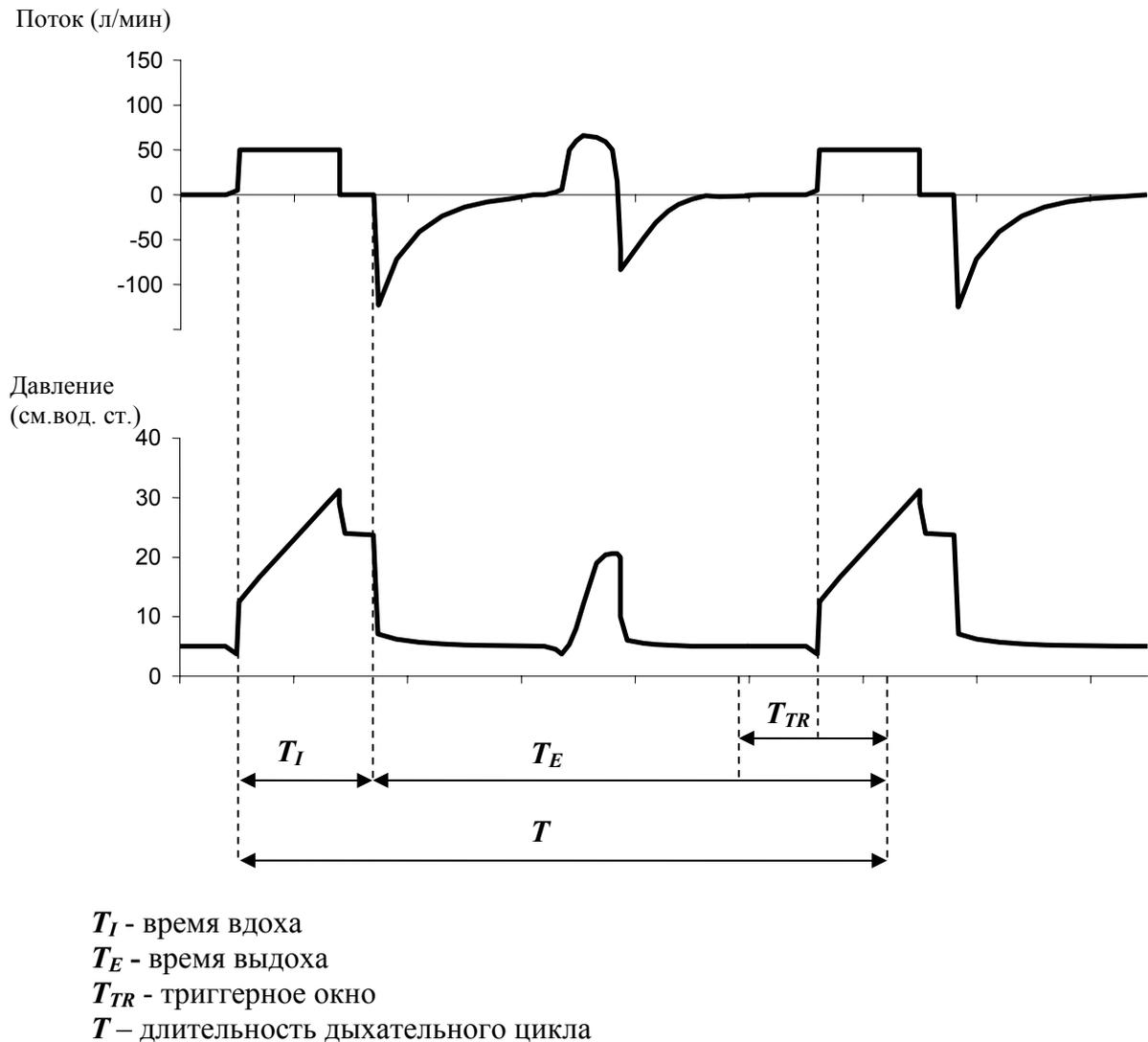


Рис. 6. Структура дыхательного цикла при вентиляции в режиме SIMV с поддержкой давлением

В отличие от синхронизированной принудительной вентиляции аппарат отвечает принудительным вдохом с заданными параметрами не на каждую инспираторную попытку больного, а только на те из них, которые приходятся на определенный промежуток времени. Этот промежуток носит название триггерного окна (T_{TR}). Его длительность обычно выражается в процентах по отношению к времени выдоха. На остальные инспираторные попытки аппарат отвечает в режиме поддержки давлением. Если аппарат не регистрирует инспираторной активности больного в течение промежутка времени (T), соответствующего заданной частоте дыхания инициируется принудительный вдох.

Управление вентиляцией в режиме SIMV+PS включает большое число настроек, это:

параметры принудительного вдоха, дыхательный объем, пиковый поток при объемном варианте SIMV, инспираторное давление и длительность вдоха при вентиляции с контролем по давлению

минимальная частота принудительных вдохов, чувствительность инспираторного триггера, длительность триггерного окна
настройки режима вспомогательной вентиляции – давление поддержки, чувствительность экспираторного триггера

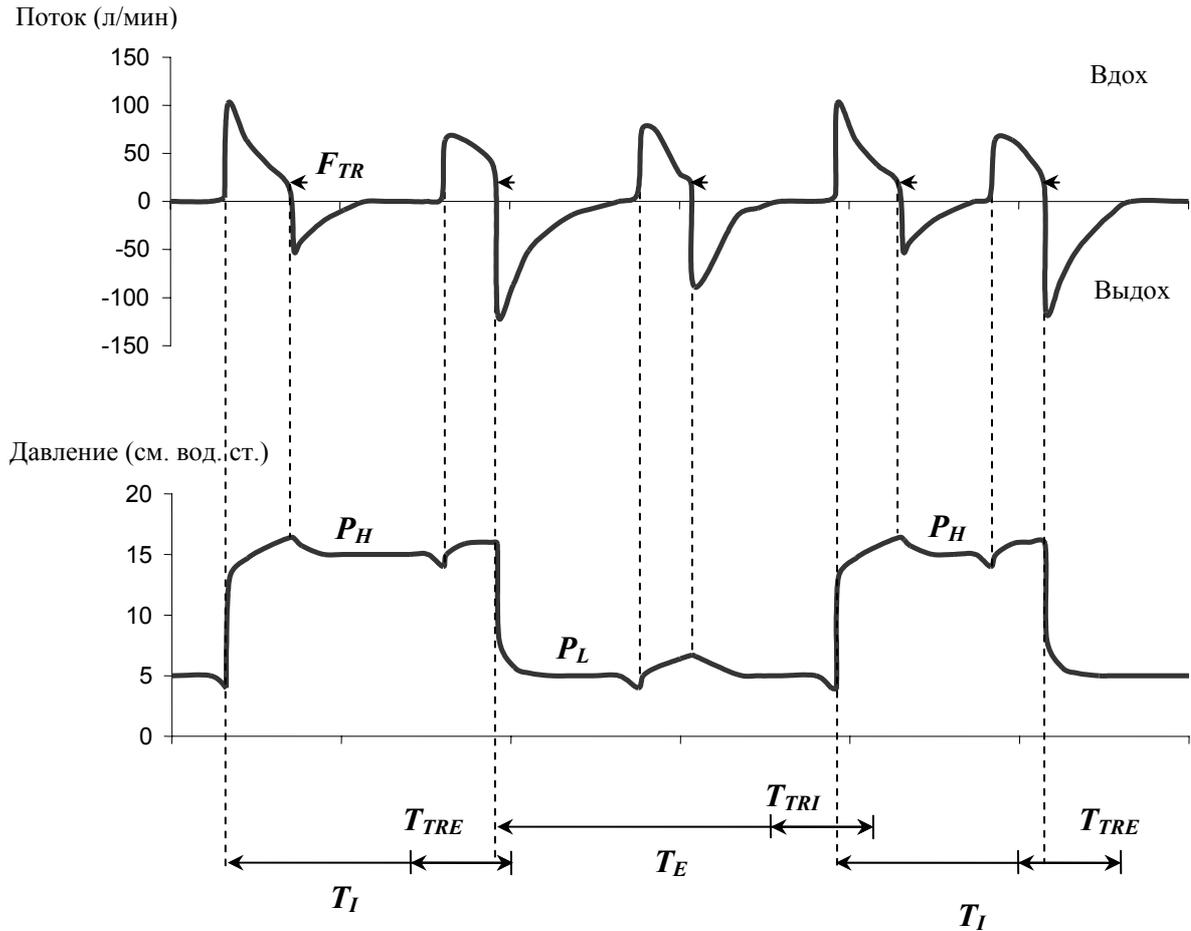
Режим SIMV+PS широко используется в тех случаях, когда необходимо обеспечить высокий уровень респираторной поддержки. Варьируя частотой и величиной давления поддержки можно избежать гипервентиляции, характерной для синхронизированной принудительной вентиляции, когда аппарат отвечает полным принудительным вдохом на каждую инспираторную попытку больного.

Недостатком данного подхода является сложность управления сочетанием двух различных режимов вентиляции SIMV и PS. Исследование реакции дыхательного центра на такой механизм респираторной поддержки раскрывает некоторые аспекты для понимания, взаимодействия больного и аппарата ИВЛ. Снижение числа принудительных дыханий SIMV при минимальном уровне давления поддержки PS сопровождается уменьшением среднего дыхательного объема, с неизбежным увеличением доли вентиляции мертвого пространства. Для предупреждения снижения альвеолярной вентиляции, дыхательный центр повышает, усилия, и частоту дыхания. Увеличение давления поддержки PS до 10 см. вод. ст. приводит к снижению респираторных усилий при любой заданной частоте SIMV. Интересно, что снижение усилий во время принудительного вдоха связано со снижением стимуляции дыхательного центра за время предшествовавшего спонтанного дыхания. Другими словами, сокращение стимуляции в течение предыдущих дыханий, достигнутое, за счет добавления давления поддержки, распространяется на принудительные вдохи, обеспечивая большее снижение энергетической цены дыхания. Таким образом, совмещение перемежающейся принудительной вентиляции и поддержки давлением является полезным для достижения высокого уровня респираторной поддержки. Эта комбинация имеет клиническое преимущество, когда трудно достигнуть высокого инспираторного потока при синхронизированной принудительной вентиляции, как, например, в аппарате Siemens 900C (Корпорация Siemens).

Вентиляция с чередованием двух уровней постоянного положительного давления. Данный режим можно рассматривать как дальнейшее развитие вентиляции с контролем по давлению. Однако связанная с ним терминология требует пояснения. В 1988 г исследовательской группой во главе с профессором Н. Benzer, Инсбрук, для определения нового принципа вентиляции, основанного на чередовании двух уровней положительного давления, на каждом из которых больному предоставлялась возможность спонтанного дыхания, был предложен термин VIPAP (от Biphasic Intermittent Positive Airway Pressure). Годом позже эта концепция, была воплощена в аппарате “Evita” фирмы “Drager”. Приблизительно в это же время независимой группой под руководством J. V. Downs, Флорида, был предложен режим вентиляции, основанный на аналогичных технических принципах. Предусматривалось использование системы вентиляции с постоянным положительным давлением (CPAP) и высоким потоком при чередовании двух уровней давления. Усиление элиминации углекислого газа обеспечивалось не увеличением, а периодическим снижением давления в контуре. Этот режим получил название вентиляции с разгрузкой дыхательных путей APRV (Airway Pressure Release Ventilation). В 1989 г. корпорацией Respirationics был введен термин BiPAP (от Bi-Level Positive Airway Pressure) под ним подразумевалась неинвазивная искусственная вентиляция в домашних условиях. Аппарат с электрическим приводом поставлял два различных уровня давления через единственный шланг к маске, переключение осуществлялось в ответ на изменение потока за счет дыхания больного, при этом не предусматривалась возможность полной респираторной поддержки.

В настоящее время термин ВІРАР® является торговой маркой фирмы “Drager”. Аналогичные режимы вентиляции у других производителей называются иначе – BiLevel (“Puritan-Bennett”, Tyco Healthcare), DuoPAP (“Galileo”, Gamilton), SPAP (“Inspiration”, eVent Medical). Термин APRV служит для обозначения частного случая вентиляции с двумя уровнями положительного давления с максимальной инверсией продолжительности вдоха и выдоха. ВІРАР® подразумевает непродолжительную неинвазивную вентиляцию с частичной респираторной поддержкой.

Структура дыхательного цикла при вентиляции с чередованием двух уровней постоянного положительного давления представлена на Рис. 7.



P_H - верхний уровень давления (инспираторное давление)

P_L - нижний уровень давления (ПДКВ)

T_I - заданная длительность вдоха

T_E - заданная длительность выдоха

T_{TRI} - длительность инспираторного триггерного окна

T_{TRE} - длительность экспираторного триггерного окна

F_{TR} - триггерное значение инспираторного потока

Рис. 7. Структура дыхательного цикла при вентиляции с чередованием двух уровней постоянного положительного давления

Управление вентиляцией осуществляется с помощью следующих параметров: частота дыхания, длительность вдоха (T_I), может задаваться непосредственно или как соотношение длительности вдоха и выдоха (I/E), инспираторное давление, или верхний уровень СРАР (P_H), ПДКВ или нижний уровень СРАР (P_L), скорость нарастания, или форма кривой давления. Кроме того, может устанавливаться уровень респираторной поддержки спонтанного дыхания, отличный от P_L и P_H .

Кривая потока на Рис. 7 демонстрирует, что больной имеет возможность дышать самостоятельно как на нижнем, так и на верхнем уровне давления. Смена давления происходит синхронно с дыханием больного, если таковое отсутствует - по времени. Респираторная поддержка осуществляется за счет изменения легочного объема при чередовании двух уровней давления (соответствует принудительной вентиляции) и за счет поддержки давлением собственного дыхания больного (аналогично режиму СРАР ± PS).

Таким образом вентиляция с чередованием двух уровней постоянного положительного давления предоставляет самые широкие возможности сочетания спонтанного дыхания и ИВЛ. Начиная от принудительной вентиляции с контролем по давлению, через систему предоставляющую возможность беспрепятственного спонтанного дыхания в любой момент времени, вплоть до спонтанного дыхания при двух чередующихся уровнях ПДКВ. В зависимости от уровня спонтанного дыхания и сочетания параметров вентиляции (P_H и P_L , T_I и T_E) можно представить пять возможных вариантов вентиляции с чередованием двух уровней постоянного положительного давления:

1. Принудительная вентиляция с контролем по давлению, при отсутствии спонтанной дыхательной активности, когда P_H – соответствует инспираторному давлению, необходимому для доставки желаемого дыхательного объема, P_L – ПДКВ, T_I - времени принудительного вдоха, а T_E – времени выдоха.
2. Аналог SIMV. Используется по мере восстановления спонтанного дыхания. P_H – соответствует инспираторному давлению, P_L – ПДКВ, T_I - времени вдоха больного (около 1 с), соотношение $T_I/T_E \geq 1:2$. Больной получает возможность дышать самостоятельно с частотой большей заданной, главным образом в фазу низкого давления.
3. «Классический» вариант ВІРАР, у больных с гипоксической дыхательной недостаточностью, и сохранным спонтанным дыханием, когда коррекция гипоксии требует увеличения среднего давления в дыхательных путях за счет инверсии отношения длительности вдоха к выдоху. P_H – соответствует инспираторному давлению, P_L – ПДКВ, $T_I/T_E \leq 1:1$. Больной дышит самостоятельно на верхнем и нижнем уровне давления. Оксигенация крови поддерживается в рамках допустимых значений FiO_2 и максимального альвеолярного давления за счет подбора соотношения T_I/T_E . Возможность дыхания в фазу высокого давления в данной ситуации является важным преимуществом. Больные тяжело переносят инверсию соотношения длительности вдоха к выдоху. Если длительность принудительного вдоха значительно превышает таковую при спонтанном дыхании, а возможность спонтанного дыхания отсутствует, развивается десинхронизация. Проведение ИВЛ становится невозможным без глубокой седации, а в ряде случаев и без мышечной релаксации. Возможность спонтанного дыхания в фазу высокого давления в режиме ВІРАР позволяет решить эту проблему. Потребность в седации значительно снижается, ускоряется процесс перевода на спонтанное дыхание.

4. Вентиляция с разгрузкой дыхательных путей (APRV от Airway Pressure Release Ventilation) вариант описанной выше ситуации с крайней степенью инверсии соотношения длительности вдоха к выдоху. Больной большую часть времени дышит спонтанно на высоком уровне давления P_H , который в режиме APRV рассматривается как точка отсчета. При этом через определенное время, которое задается частотой дыхания, давление в контуре снижается на 0,5-1,5 секунды до P_L . Это способствует увеличению альвеолярной вентиляции и элиминации углекислого газа. Начальные установки для взрослых P_L соответствует ПДКВ, P_H - дыхательному объему из расчета 6 мл/кг веса больного, частота дыхания 12-14 в минуту, промежутки низкого давления 0,5-0,8 секунд.

5. Вариант вентиляции с частичной респираторной поддержкой в процессе перевода на спонтанное дыхание, когда большая часть работы выполняется больным, а смена уровней давления обеспечивает поставку только определенной части дыхательного объема.

Преимущества вентиляции с чередованием двух уровней постоянного положительного давления:

Возможность сочетания ИВЛ и спонтанного дыхания больного в самых широких пределах, что делает такой режим практически универсальным, приемлемым в самых различных клинических ситуациях, начиная от принудительной вентиляции вплоть до перевода на спонтанное дыхание

Контроль среднего давления в дыхательных путях за счет соотношения фаз высокого и низкого давления

Снижение потребности в седации, что позволяет сократить сроки ИВЛ, и частоту осложнений

Недостатки

Аналогичны всем режимам вентиляции с контролем по давлению, это - зависимость дыхательного объема и минутной вентиляции от изменений показателей респираторной механики, необходимость их постоянного мониторинга, высокие технические требования к конструкции аппарата, точности и скорости работы клапанов, датчиков давления и потока.

Глава 3. Алгоритмы, используемые для автоматического управления вентиляцией

Автоматическое управление вентиляцией невозможно без наличия целого комплекса обратных связей. Современная микропроцессорная техника, позволяет использовать программы высокого уровня, анализировать изменения респираторной механики, энергетические затраты больного и вносить соответствующие изменения в параметры вентиляции. Все многообразие алгоритмов автоматического управления вентиляцией можно разделить на три направления:

1. Управление потоком в рамках текущего дыхательного цикла
2. Автоматическое изменение параметров вентиляции от цикла к циклу
3. Алгоритмы автоматизации перевода на спонтанное дыхание

К первой группе, безусловно, можно отнести механизмы автоматического управления потоком при вентиляции с контролем по давлению, которые были рассмотрены выше. Их дальнейшим развитием являются пропорциональная поддержка давлением и автоматическая компенсация сопротивления эндотрахеальной трубки.

Управление потоком в рамках текущего дыхательного цикла

Пропорциональная поддержка давлением PPS (от Proportional Pressure Support) - этот режим можно рассматривать как интерактивный аналог вентиляции с поддержкой давлением (PS). Он предназначен для обеспечения вспомогательной вентиляции у больных со значительными изменениями податливости и динамического сопротивления легких.

Принципы, на которых строится этот режим, иллюстрируют данные, приведенные на Рис. 8. Инспираторное давление в контуре вентиляции уравнивает две составляющих - давление создаваемое потоком газа (RF) и эластическое сопротивление легких и грудной клетки $(1/C)V_t$. У больных с хронической бронхообструктивной патологией и эмфиземой легких эти составляющие изменяются непропорционально. Преодоление высокого сопротивления дыхательных путей требует значительного увеличения инспираторного давления в режиме PS. Вместе с тем высокая податливость легких приводит к тому, что соответствующий инспираторный объем (V_t) оказывается слишком большим.

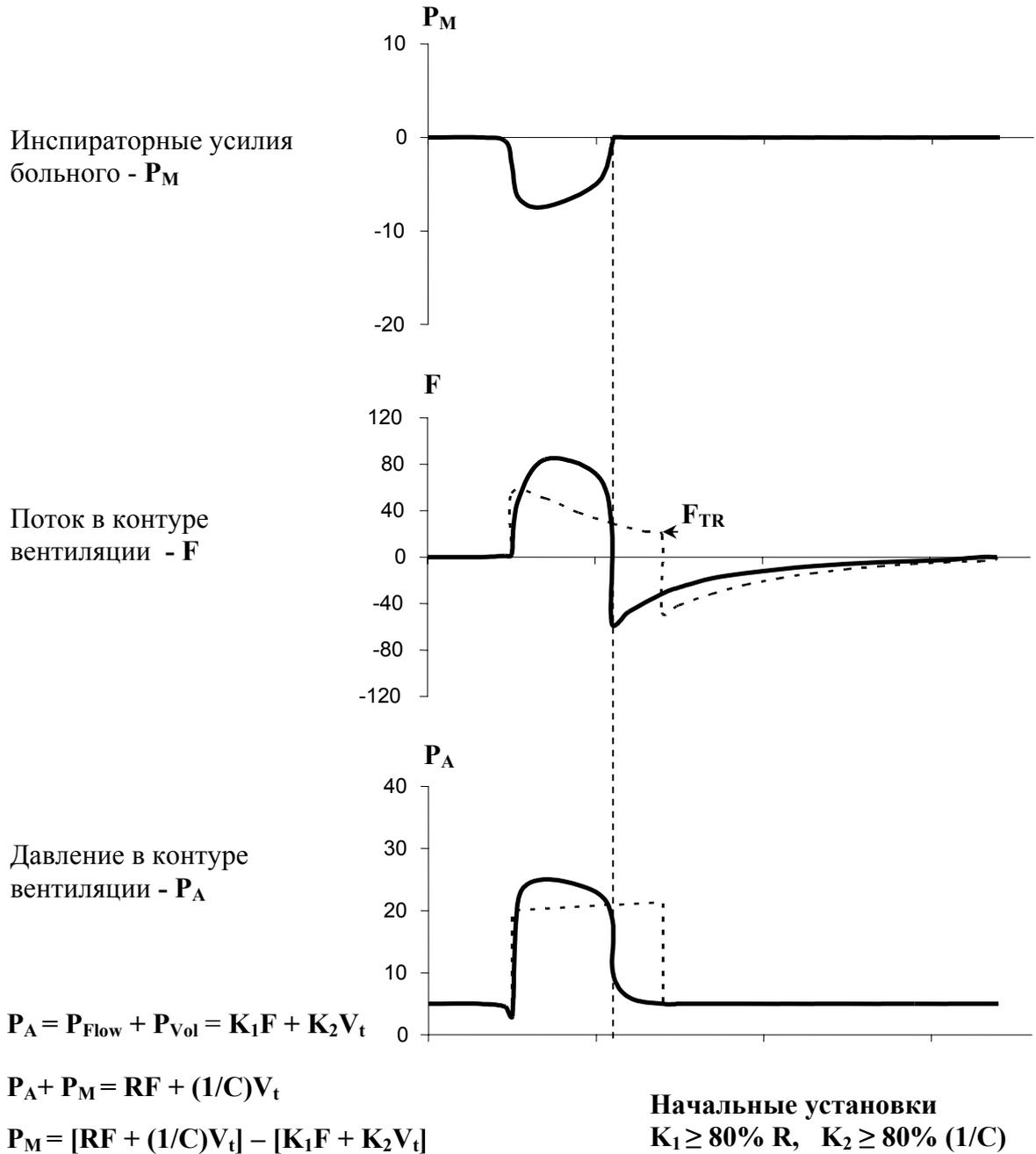
Кроме того, серьезную проблему представляет синхронизация работы экспираторного триггера с моментом окончания вдоха больного. Вследствие высокого значения постоянной времени респираторной системы (RC), достижение порога срабатывания (F_{TR}), в режиме PS происходит значительно позже момента окончания вдоха, как показано на Рис. 8 (пунктирная линия). Результат – десинхронизация ИВЛ с дыханием больного.

Режим пропорциональной поддержки предусматривает отдельную регулировку давлений для преодоления резистивной и эластической составляющих:

P_{Flow} – давление поддержки потока

P_{Vol} – давление поддержки объема

При вентиляции с пропорциональной поддержкой аппарат постоянно контролирует поток F и поставленный дыхательный объем V_t , и в соответствии с их значениями рассчитывает давление поддержки P_A в каждый момент вдоха.



R – динамическое сопротивление

C – статическая растяжимость

K_1 - коэффициент, характеризующий степень поддержки работы по преодолению сил динамического сопротивления потока

K_2 - коэффициент, характеризующий степень поддержки работы по преодолению эластических сил

Для сравнения пунктирной линией обозначены изменения потока и давления при вентиляции в режиме поддержки давлением (PS)

Рис. 8. Структура дыхательного цикла при вентиляции в режиме пропорциональной поддержки (PPS)

Больной получает возможность управлять инспираторным давлением за счет усилий дыхательных мышц. Чем выше усилия больного, тем выше поток, а соответственно и давление поддержки (K_1F), то же относится и к эластической составляющей (K_2V_t). С другой стороны, если инспираторный поток и дыхательный объем равны нулю, аппарат не создает никакого давления поддержки. Это делает наличие спонтанного дыхания необходимым условием, поскольку данный режим не предусматривает какого-либо гарантированного минимального давления поддержки при отсутствии инспираторного потока.

Таким образом, режим пропорциональной поддержки давлением представляет собой перспективный метод респираторной поддержки, способный оптимально компенсировать работу больного по вентиляции на фоне значительных изменений респираторной механики. Характеристики потока и момент переключения со вдоха на выдох в большей степени соответствуют инспираторным усилиям больного чем при вентиляции в режиме поддержки давлением (PS). Это позволяет достичь лучших условий синхронизации работы аппарата с дыханием больного, снизить потребность в седативных препаратах, получить ощущение комфорта. В то же время вентиляция в этом режиме сопряжена с рядом проблем.

Прежде всего, необходимо хотя бы приблизительно знать величины сопротивления и эластичности легких. Конечно же, определить их с достаточной точностью при спонтанном дыхании невозможно. Различия инспираторных усилий больного значительно сказывается на результатах измерения. Наиболее достоверные значения можно получить при объемной принудительной вентиляции с постоянным потоком после выключения спонтанного дыхания. Важно, исключить авто ПДКВ (кривая потока должна возвращаться к нулевому значению в конце выдоха). Спонтанное дыхание больного может быть подавлено с помощью гипервентиляции.

Приступая к вентиляции с пропорциональной поддержкой, рекомендуется установить значения P_{Flow} и P_{Vol} на уровне, гарантирующем компенсацию не менее 80% сопротивления потоку и эластичности легких, а тревоги давления и объема – так, чтобы исключить негативные последствия возможной гиперкомпенсации, которая может привести к дестабилизации процесса вентиляции. Признаки гиперкомпенсации:

- постоянное срабатывание сигнала тревоги «Высокий дыхательный объем»
- видимое включение мышц выдоха
- кривая потока, которая быстро достигает высокого уровня, а затем резко направляется вниз.

При такой картине следует уменьшить давление компенсации объемной составляющей (P_{Vol}) до тех пор, пока проблема не разрешится. Гиперкоррекция сопротивления дыхательных путей (P_{Flow}) обычно проявляет себя как автоциклическое срабатывание триггера вдоха, которое не разрешается регулировкой его чувствительности. Конечно же, заведомая гиперкоррекция P_{Flow} , может проявляться так же, как и гиперкомпенсация объема.

После начальной установки параметров вентиляции необходим постоянный мониторинг для предупреждения гиперкоррекции. По мере нормализации растяжимости легких (как правило, она увеличивается) установленная изначально компенсация эластической составляющей оказывается завышенной. В этом же контексте следует обращать внимание на изменения растяжимости при смене положения больного.

Определить растяжимость легких C при вентиляции в режиме пропорциональной поддержки можно за счет увеличения эластической составляющей давления P_{Vol} до тех пор, пока не появятся признаки гиперкоррекции. Этот порог расценивается как истинное значение эластичности легких, а давление поддержки эластической составляющей P_{Vol} устанавливается на уровне соответствующем 80 % его значения.

Преимущества вентиляции с пропорциональной поддержкой давлением

- Максимальный контроль больного над параметрами инспираторного потока
- Облегчение управления вспомогательной вентиляцией у больных с выраженными нарушениями показателей респираторной механики
- Снижение давления в дыхательных путях
- Обеспечение комфортных условий для больного
- Снижение потребности в седации

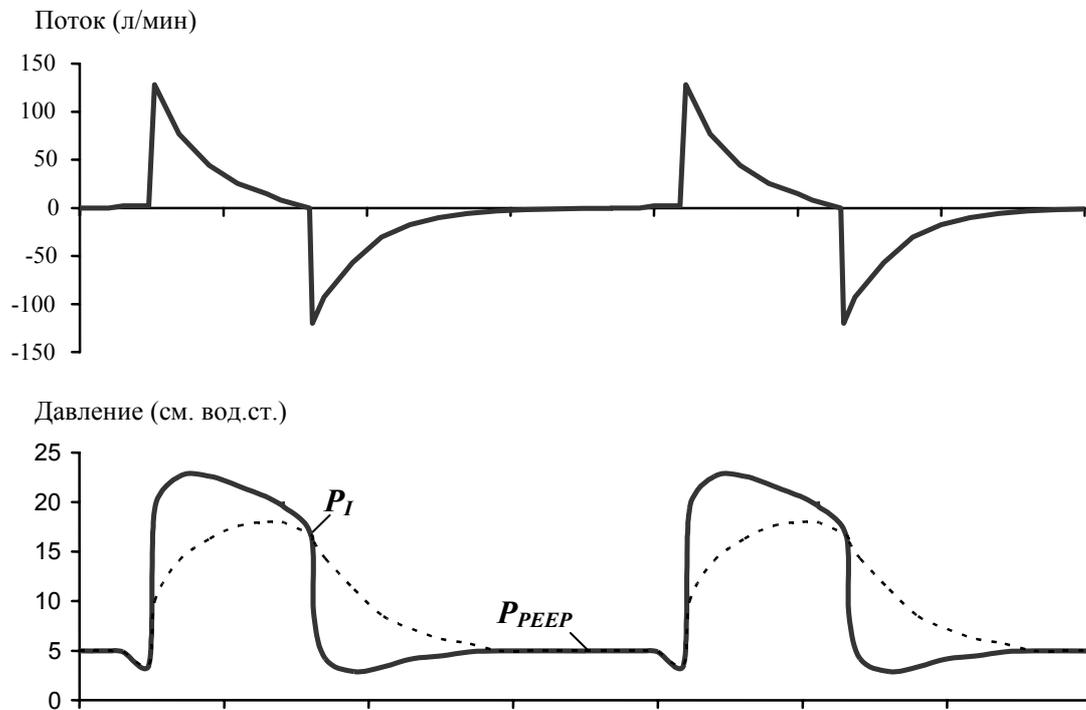
Недостатки

- Необходимым условием вентиляции является наличие спонтанного дыхания
- Отсутствие минимального уровня давления поддержки
- Управление требует знания показателей респираторной механики
- Неправильные установки могут привести к дестабилизации вентиляции
- Высокие технические требования к аппаратуре
- Чувствительность к нарушениям герметичности контура вентиляции

Автоматическая компенсация сопротивления эндотрахеальной трубки (АТС от Automatic Tube Compensation) является современным дополнением к существующим режимам вентиляции. Принципы ее работы во многом аналогичны используемым при вентиляции с пропорциональной поддержкой давлением.

Искусственные дыхательные пути (эндотрахеальные, трахеостомические трубки) представляют существенное сопротивление дыханию. Его значение сопоставимо с общим динамическим сопротивлением дыхательных путей. До тех пор пока больному проводится принудительная вентиляция, это дополнительное сопротивление не представляет проблемы, так как полностью преодолевается за счет работы аппарата. Как только больному дается возможность дышать самостоятельно, например, в целях перевода на самостоятельное дыхание, сопротивление искусственных дыхательных путей делает вентиляцию значительно тяжелее по сравнению с дыханием через естественные дыхательные пути. Поток газа через трубку приводит к возникновению разности давлений между началом и концом трубки ΔP_{Tube} . Респираторным мышцам приходится компенсировать эту разницу за счет увеличения отрицательного давления в легких. Это можно устранить за счет положительного давления в контуре вентиляции в точности равного ΔP_{Tube} . Прямое измерение давления в области дистального конца трубки в реальных клинических условиях сопряжено со значительными погрешностями вследствие скопления секрета, мокроты и т. д. Разница давлений по сторонам трубки пропорциональна потоку газа. Это означает, что компенсаторное давление так же должно все время соответствовать величине потока. Если геометрические размеры трубки известны, используя систему контроля потока аппарата ИВЛ, ΔP_{Tube} может быть рассчитано в любой момент времени: $\Delta P_{Tube} = f(R_t F^2)$ где R_t так же зависит от величины потока.

В клинической практике для преодоления сопротивления искусственных дыхательных путей широко используется режим поддержки давлением (PS), когда аппарат увеличивает давление в контуре на заданную величину, как только определяет инспираторную попытку больного. После того, как спонтанное дыхание больного становится достаточно эффективным, небольшой уровень поддержки сохраняется до момента экстубации. Однако возможности такого подхода ограничены. Например, для трубки диаметром 7,5 см давление поддержки равное 5 см. вод. ст. остается оптимальным только при потоке равном 45 л/мин. Если больной создает больший поток при активной попытке вдоха это давление оказывается недостаточным. Таким образом, давление поддержки только в грубом приближении соответствует среднему значению сопротивления искусственных дыхательных путей, и по мере восстановления спонтанного дыхания нуждается в постоянной ручной коррекции.



P_I - инспираторное давление

P_{PEEP} - ПДКВ

Жирной линией отображается динамика давления в контуре вентиляции, пунктирной – в трахее (расчетное значение)

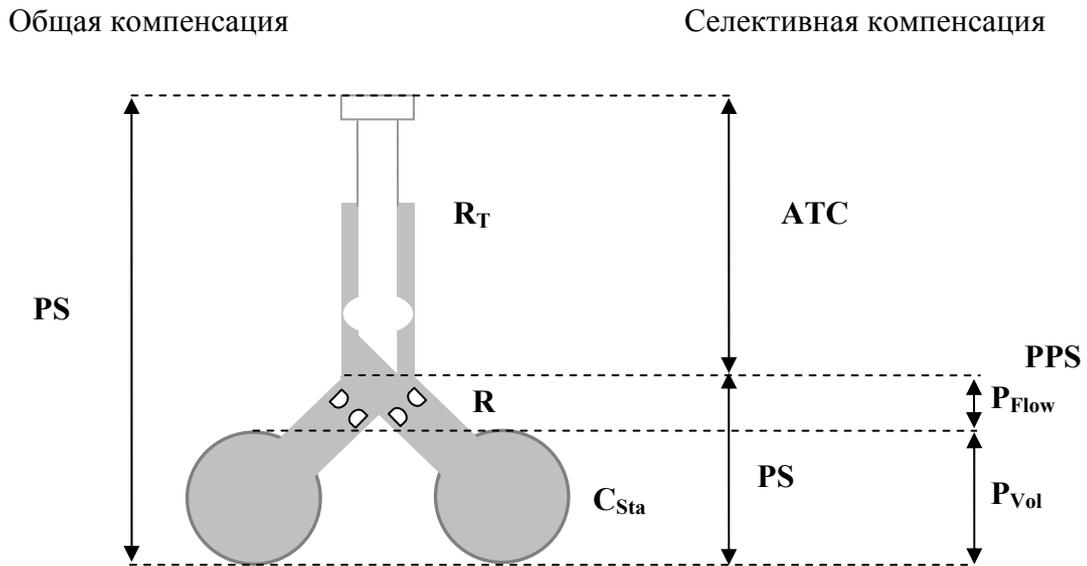
Рис. 9. Давление в контуре вентиляции и трахее при вентиляции с использованием автоматической компенсации сопротивления эндотрахеальной трубки

Автоматическая компенсация сопротивления эндотрахеальной трубки может использоваться с любым из доступных режимов вентиляции. Перед ее включением задается диаметр трубки, ее вид (эндотрахеальная или трахеостомическая) и уровень компенсации - полный или частичный (1-100%). Длина трубки не оказывает существенного влияния на давление, даже при значительном ее укорочении, и обычно нет необходимости отдельно задавать ее значение. Аппарат постоянно контролирует поток, рассчитывает величину ΔP_{Tube} и вносит соответствующую коррекцию в значение давления в контуре вентиляции. При включении автоматической компенсации сопротивления эндотрахеальной трубки на экране аппарата вместе с давлением в контуре вентиляции отображается расчетное давление в трахее (Рис. 9). Компенсация включает экспираторную и инспираторную часть. Для компенсации экспираторной составляющей давление в контуре снижается, по отношению к заданному уровню ПДКВ, но не может быть отрицательным. Экспираторная часть компенсации может быть отключена. При этом давление в трахее остается выше заданного уровня ПДКВ большее время, что может быть полезным у больных с бронхообструктивной патологией, так как способствует поддержанию участков легких с обструкцией в раскрытом состоянии.

Автоматическая компенсация сопротивления эндотрахеальной трубки может использоваться во всех случаях, когда сохраняется значительный уровень спонтанного дыхания. Например, при вентиляции в режиме с чередованием двух уровней постоянного положительного давления, в особенности - вариант с разгрузкой дыхательных путей (APRV), в процессе перевода на спонтанное дыхание. При оценке способности больного дышать самостоятельно эта опция помогает моделировать состояние после удаления искусственных дыхательных путей больного.

Использование автоматической компенсации сопротивления искусственных дыхательных путей вместе с пропорциональной поддержкой давлением позволяет селективно управлять составляющими работы дыхания (Рис. 10), что должно способствовать оптимизации вспомогательной вентиляции по сравнению с традиционными методами респираторной поддержки.

Начальные установки P_{Flow} и P_{Vol} соответствуют физиологическим значениям динамического сопротивления дыхательных путей (R) и статической податливости (C_{Stat}) у данного больного. Недостатки такого подхода связаны с техническими проблемами, обеспечения постоянного мониторинга поставленного объема и потока в контуре вентиляции, необходимостью дифференцировать поток, поступающий в дыхательные пути больного от потока утечки. Серьезную погрешность может вносить скопление мокроты, приводящее к снижению просвета эндотрахеальной трубки.



R_T – сопротивление эндотрахеальной трубки

R – сопротивление дыхательных путей

C_{Stat} – статическая растяжимость легких и грудной клетки

PS – поддержка давлением

ATC – автоматическая компенсация сопротивления искусственных дыхательных путей

PPS – пропорциональная поддержка давлением

Рис. 10. Возможности управления составляющими респираторной поддержки при различных вариантах вспомогательной вентиляции

Еще одной существенной проблемой, характерной для ИВЛ с контролем по давлению является необходимость постоянной коррекции инспираторного давления для того, чтобы гарантировать доставку дыхательного объема и обеспечение адекватного уровня минутной вентиляции. Решение этой проблемы лежит в использовании автоматического управления параметрами вентиляции, которое позволяет объединить преимущества вентиляции с контролем по объему (гарантированное обеспечение необходимого уровня минутной вентиляции) и вентиляции с контролем по давлению (соответствие инспираторного потока требованиям больного, снижение риска травмы объемом). Такой подход получил название вентиляции с двойным контролем. Существует несколько алгоритмов его практического осуществления, предлагаемых разными фирмами производителями дыхательной аппаратуры:

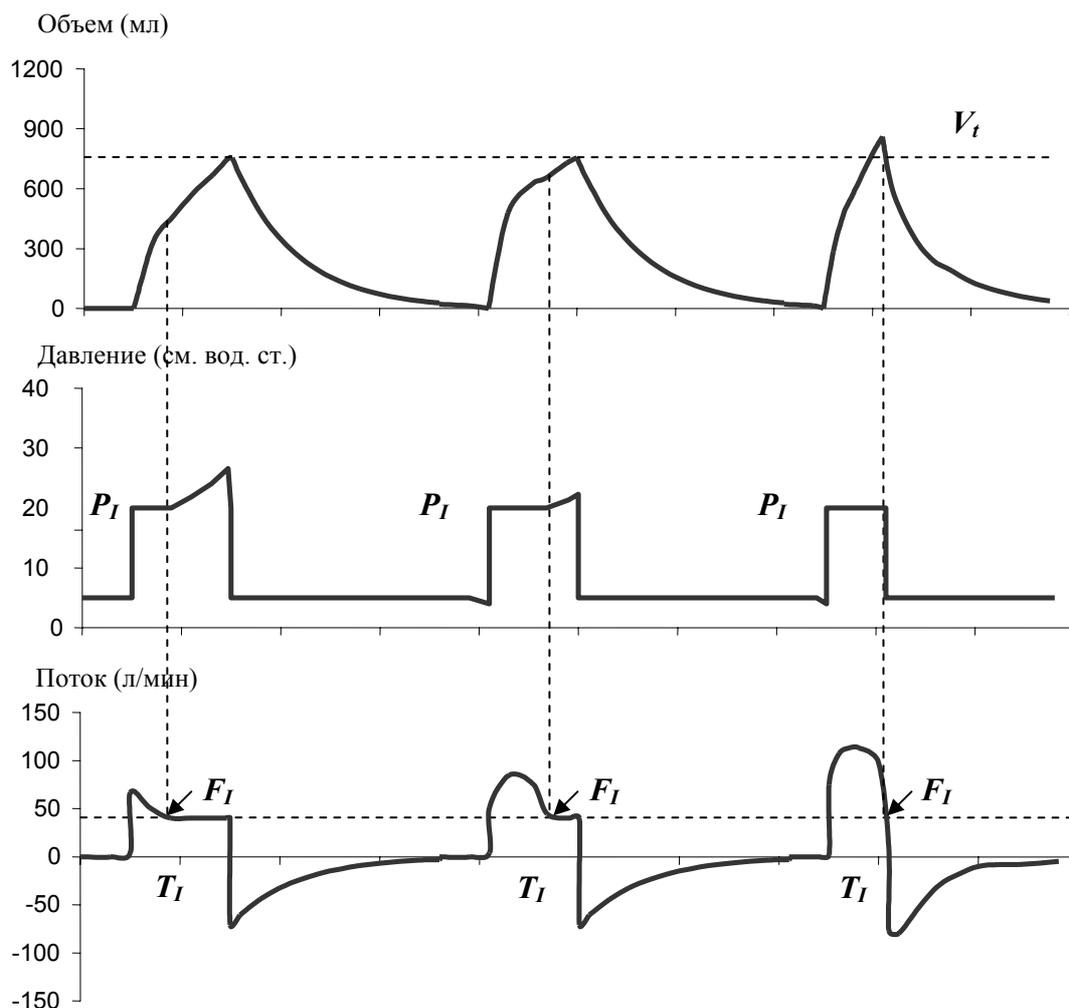
1. Двойной контроль за счет изменения параметров потока внутри каждого дыхательного цикла. Режим вентиляции с поддержкой давлением с гарантированным дыхательным объемом (VAPS от Volume Assured Pressure Support, Bird 8400sti).
2. Вентиляция с автоматическим изменением инспираторного давления от цикла к циклу для достижения заданного дыхательного объема.
3. Вентиляция по объему с автоматическим изменением величины и формы инспираторного потока, так, чтобы доставить дыхательный объем в течение заданного инспираторного времени при минимально возможном давлении.

Поддержка давлением с гарантированным дыхательным объемом (VAPS от Volume Assured Pressure Support). Данный режим основан на принципах вентиляции с поддержкой давлением (PS). Чтобы предупредить снижение дыхательного объема и гиповентиляцию, кроме инспираторного давления (P_I), предусматривается установка минимального гарантированного дыхательного объема (V_I) порогового уровня инспираторного потока (F_I) и минимальной частоты дыхания (f). Алгоритм управления вентиляцией в режиме VAPS представлен на Рис. 11.

В ответ на попытку вдоха, или в соответствии с заданной частотой дыхания аппарат создает давление поддержки (P_I) и постоянно регистрирует инспираторный поток и дыхательный объем. Если к моменту снижения потока до заданной величины F_I поставленный дыхательный объем оказывается меньше заданного, аппарат продолжает поставку объема с потоком F_I до момента достижения V_I аналогично объемной вентиляции. По мере восстановления спонтанного дыхания увеличиваются инспираторные усилия больного, а вместе с ними и дыхательный объем. В определенный момент дыхательный объем становится больше заданного и вентиляция приближается к таковой в режиме поддержки давлением.

Режим поддержки давлением с гарантированным дыхательным объемом (VAPS) может быть полезен в тех случаях, когда с одной стороны требуется полное замещение функции внешнего дыхания, с другой – адаптация потока в начальной фазе вдоха в соответствии с инспираторными усилиями больного. Подобная ситуация возможна у больных с черепно-мозговой травмой и в состоянии после гипоксии.

Режим VAPS может использоваться и как принудительный. При отсутствии спонтанного дыхания аппарат генерирует принудительные вдохи с заданной частотой, дыхательным объемом и потоком, аналогично классической объемной вентиляции. По мере восстановления спонтанного дыхания больной получает возможность управлять инспираторным потоком, как при вентиляции по давлению. Это делает данный режим универсальным, применимым как при инициации ИВЛ, так и в ходе перевода на спонтанное дыхание.



V_t - дыхательный объем

P_I - инспираторное давление

F_I – поддерживающий инспираторный поток

T_I - время вдоха

стрелкой показан момент переключения фазы поддержки давлением в фазу поддержки объемом

Рис. 11. Алгоритм управления вентиляцией в режиме поддержки давлением с гарантированным дыхательным объемом VAPS

В то же время имеется ряд проблем. Прежде всего - это выбор оптимального уровня поддерживающего потока, регулировка которого требует наличия графического мониторинга параметров вентиляции. Так же трудно управлять длительностью вдоха и средним давлением в дыхательных путях. Если поддерживающий поток слишком мал, переключение в фазу поддержки объемом задерживается, что приводит к неоправданному удлинению вдоха. Кроме того, в отличие от вентиляции по давлению при активации объем-

ной составляющей максимальное давление не ограничивается, что связано с риском травмы объемом.

Преимущества вентиляции в режиме поддержки давлением с гарантированным дыхательным объемом

Универсальность - возможность принудительной вентиляции с гарантированной доставкой дыхательного объема и минутной вентиляции, а так же обеспечение соответствия потока инспираторному запросу по мере восстановления спонтанного дыхания

Недостатки

Трудность управления, в частности подбор оптимального уровня поддерживающего инспираторного потока, среднего давления в дыхательных путях, длительности вдоха.

Если инспираторные попытки слишком слабы, или изменяются показатели респираторной механики, вентиляция переключается в объемный режим

Опасность травмы объемом при неправильном выборе параметров вентиляции

Чувствительность к нарушению герметичности контура

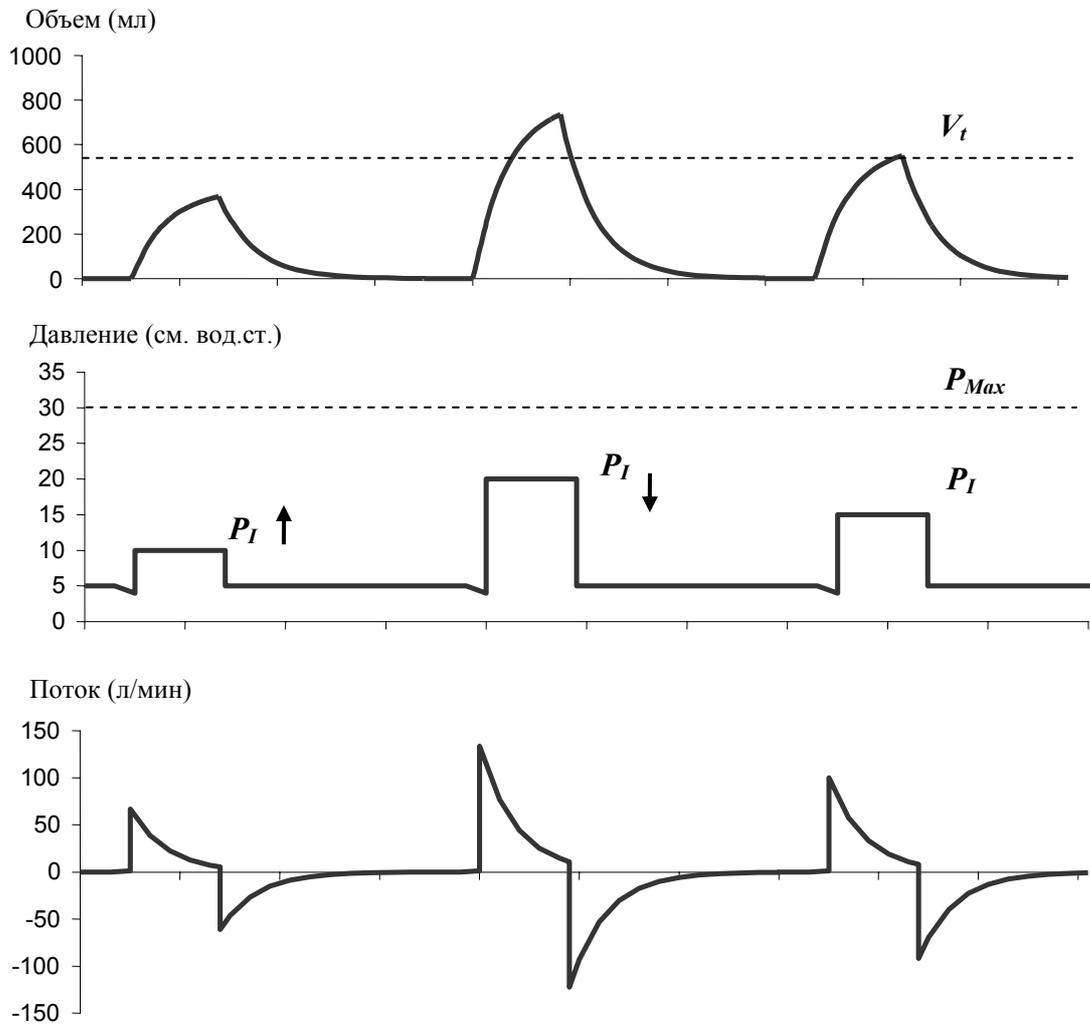
Автоматическое изменение параметров вентиляции от цикла к циклу

Вентиляция с автоматическим изменением инспираторного давления от цикла к циклу для достижения заданного дыхательного объема. APV - Adaptive Pressure Ventilation (Hamilton), PSVG - Pressure Support Volume Guarantee (Drager), VPC – Variable Pressure Control, VPS – Variable Pressure Support (Cardiopulmonary Corporation), VS - Volume Support (Puritan-Bennett, Tyco Healthcare). Алгоритм лежащий в основе данного подхода представлен на Рис. 12.

Оператором задаются следующие параметры – желаемый дыхательный объем (V_t), Начальное инспираторное давление (P_I), максимально допустимое инспираторное давление (P_{Max}). На протяжении нескольких тестовых вдохов аппарат определяет дыхательный объем, если он меньше заданного V_t – увеличивает инспираторное давление, если выше – снижает его на определенную величину, пока не будет достигнуто соответствие. В случае, когда в рамках допустимого давления P_{Max} не удастся доставить желаемый дыхательный объем, включается сигнал тревоги.

Подобный подход позволяет автоматически регулировать дыхательный объем и минутную вентиляцию при изменениях показателей респираторной механики больного. Он может использоваться с любым режимом вентиляции с контролем по давлению (PCV, SIMV, PS). К его недостаткам относится сложность мониторинга (требует дифференцировать поток, поступающий в легкие больного, от потока утечки). При росте сопротивления дыхательных путей, например, в случае бронхоспазма, для доставки дыхательного объема аппарат будет значительно увеличивать инспираторное давление. Это может привести к нарушению синхронизации с дыханием больного увеличению авто ПДКВ за счет механизмов, описанных в разделе, посвященном пропорциональной поддержке давлением (PPS). Возникновение проблем возможно в случае неправильного выбора дыхательного объема при частичной респираторной поддержке. Если объем слишком велик – аппарат будет увеличивать инспираторное давление, а соответственно и степень поддержки, что

приведет к затягиванию процесса перевода на спонтанное дыхание. Если объем слишком мал – по мере развития гиперкапнии, за счет стимуляции дыхания, усилия больного возрастут, а соответственно будет снижаться давление поддержки. Если больной не готов к спонтанному дыханию это может привести к истощению дыхательных мышц и декомпенсации.



V_t - заданный дыхательный объем
 P_I - инспираторное давление
 P_{Max} - максимально допустимое инспираторное давление

Рис. 12. Алгоритм управления вентиляцией с автоматическим изменением инспираторного давления от цикла к циклу

Преимущества вентиляции с автоматическим изменением инспираторного давления

Автоматизация управлением инспираторным давлением по мере изменения показателей респираторной механики, при смене положения тела больного

Недостатки

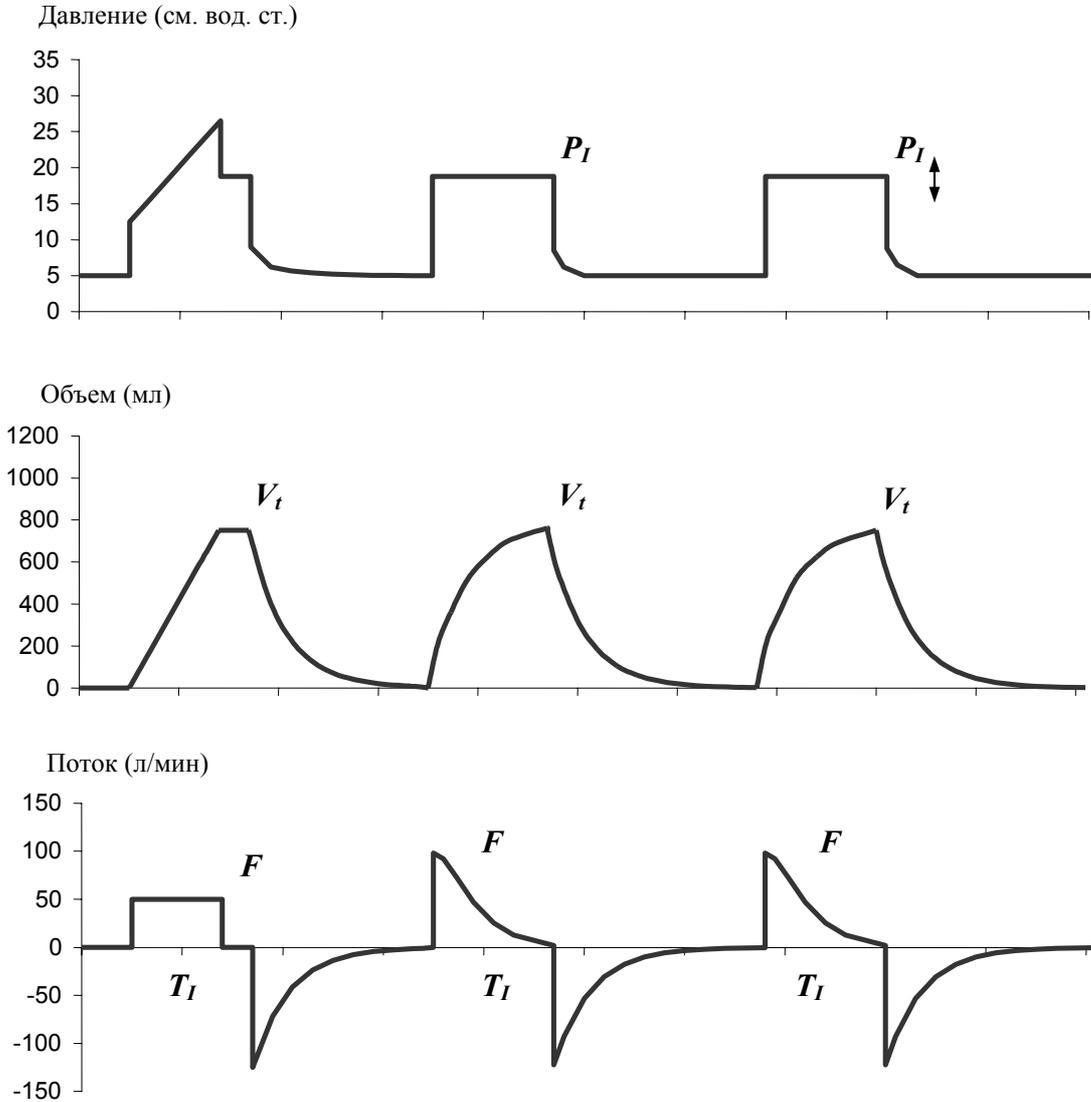
Высокие требования к мониторингу

Трудность управления объемом при частичной респираторной поддержке

Вентиляция по объему с автоматическим изменением величины и формы инспираторного потока. AutoFlow (Drager), PRVC – Pressure Regulated Volume Control (Siemens), VV+ - Volume Ventilation+ (Puritan-Bennett, Tyco Healthcare). Включает алгоритмы управления ИВЛ с двойным контролем, строящиеся на базе объемной вентиляции, позволяющие приблизить таковую к преимуществам вентиляции с контролем по давлению (Рис. 13). Оператором задаются дыхательный объем (V_I), время вдоха (T_I) и частота дыхания. На протяжении серии тестовых вдохов аппарат определяет параметры респираторной механики больного (динамическое сопротивление R и статическую растяжимость C). На их основании автоматически рассчитывает величину и форму инспираторного потока (F), так чтобы доставить дыхательный объем в течение заданного времени (T_I) при минимально возможном давлении (P_I). Такой алгоритм управления параметрами вентиляции может использоваться как дополнение к любому режиму вентиляции с контролем по объему CMV, Assist/Control, SIMV. Его цель - упрощение управления вентиляцией за счет меньшего числа параметров, значения которых необходимо подбирать, создание выгодных условий для больного, расширение терапевтических возможностей. Замедляющийся характер потока снижает пиковое давление, способствует равномерному распределению дыхательного объема. Значения показателей респираторной механики постоянно контролируются, и соответственно корректируется инспираторный поток. Заданный дыхательный объем поставляется при минимально возможном давлении. При этом допускается спонтанное дыхание (открытие клапанов) на протяжении всего дыхательного цикла. Во время принудительного вдоха аппарат ведет себя как система вентиляции с постоянным положительным давлением (CPAP), установленным на уровне инспираторного давления (P_I). Когда больной пытается вдохнуть инспираторный клапан позволяет увеличить поток, во время выдоха – экспираторный клапан открывается так, чтобы удерживать давление на уровне P_I . Эта возможность позволяет снизить потребность в седативной терапии при инверсии отношения длительности вдоха и выдоха.

Обеспечение спонтанного дыхания в любую фазу принудительной вентиляции представляет собой сложную техническую проблему. Она решается с помощью микропроцессорного управления, высокотехнологичных клапанов, датчиков потока и давления. Привычные технологии с доставкой заданного объема и потока при каждом принудительном вдохе противопоставляются спонтанному дыханию. Управление объемом обеспечивается по принципу от вдоха к вдоху. Во время каждого вдоха больному предоставляется возможность увеличить или уменьшить дыхательный объем. Аппарат мониторирует дыхательный объем и компенсирует изменения при каждом последующем вдохе. В случае, когда объем недостаточен объем следующего вдоха будет автоматически увеличен за счет инспираторного давления (P_I). Если объем слишком высок, либо за счет инспираторных

усилий больного, или улучшения показателей респираторной механики, инспираторное давление при следующем вдохе будет автоматически снижено. Для плавного взаимодействия с больным величина изменений давления от вдоха к вдоху ограничена до 3 см вод ст. таким образом, исключаются значительные колебания давления при кашле или спонтанном вздохе.



T_I - время вдоха
 V_t - дыхательный объем
 P_I - инспираторное давление

Рис. 13. Вентиляция по объему с автоматическим изменением величины и формы инспираторного потока

Защита от слишком высокого или малого объема осуществляется тремя путями:

Во-первых, оператор предостерегается от неверных установок с помощью экраных подсказок и необходимостью подтверждения введенных параметров прежде, чем они вступят в силу.

Во-вторых, шаг при увеличении давления ограничен (3 см вод ст и 5 см вод ст ниже верхнего лимита максимального инспираторного давления, AutoFlow, Drager).

В-третьих, автоматически активируемый сигнал тревоги непостоянного дыхательного объема включается, если заданный дыхательный объем не может быть достигнут за счет изменения показателей респираторной механики. Тревога превышения лимита максимального инспираторного давления оповещает о чрезмерном кашле или обструкции дыхательных путей. Тревога превышения дыхательного объема оповещает о возросшей потребности в дыхательном объеме.

Имеется очень немного исключений для применения этой опции во всех объемно ориентированных режимах вентиляции. Показания к ее использованию можно классифицировать по двум направлениям: в зависимости от стратегии вентиляции, и индивидуальных особенностей больного. Преимущества автоматизированного управления потоком очевидны:

Когда при вентиляции с контролем по объему необходимо снизить пиковое инспираторное давление и дать возможность больному дышать самостоятельно. Это способствует уменьшению доз седативных препаратов и мышечных релаксантов. Замедляющийся характер потока и управляемые клапана вдоха и выдоха обеспечивают ответ на каждую дыхательную попытку, вентиляция приближается к дыханию через открытую систему.

В случаях быстро изменяющейся податливости легких в послеоперационном периоде, когда требуется постоянный подбор значений дыхательного объема и давления для предупреждения баротравмы и гиперинфляции.

В процессе перевода на спонтанное дыхание, когда необходимо немедленно реагировать на любые дыхательные попытки больного на протяжении всего дыхательного цикла, в отличие от привычного SIMV где дыхательный цикл включает закрытые фазы.

Использование этой опции показано во всех случаях, когда ожидаются быстрые и значительные изменения в растяжимости легких. Рекомендуется у всех больных в послеоперационном периоде, где имеется ограничение подвижности грудной клетки, и имеется необходимость гарантировать нормальную вентиляцию. При остром отеке легких, когда высокое начальное инспираторное давление приемлемо, но по мере получения эффекта от лечения давление должно снижаться автоматически, а объем оставаться постоянным.

Использование объемной вентиляции с автоматическим изменением величины и формы инспираторного потока проще, чем вентиляции с контролем по давлению в случаях, когда ателектазы в результате травмы или пневмонии требуют частой смены положения больного в кровати. В данной ситуации вентиляция с контролем по давлению сопряжена со значительными колебаниями дыхательного объема, тогда как объемная вентиляция гарантирует доставку заданного объема при минимальном давлении.

Объемная вентиляция с автоматическим изменением величины и формы инспираторного потока предпочтительна во всех случаях инициации ИВЛ, когда недостаточно информации о состоянии больного и важно обеспечить управление вентиляцией при оптимальных значениях потока и давления без подавления спонтанного дыхания.

Показания к использованию этой опции имеют те же ограничения, что и все объемные режимы вентиляции.

Объемная вентиляция не рекомендуется при тяжелом поражении легких с длительным периодом восстановления (от нескольких суток до нескольких недель). В тех случа-

ях, когда установлен синдром острого повреждения легких или ОРДС, лучше использовать режимы вентиляции с контролем по давлению. Там, где для раскрытия дыхательных путей требуются небольшие объемы, предпочтительнее режимы ВІРАР или АРRV.

Вентиляция с контролем по объему не показана в тех случаях, когда имеется риск авто-ПДКВ и перерастяжения легких. В особенности на фоне бронхообструктивного синдрома, или там, где требуется продолжительная вентиляция с инверсией длительности вдоха и выдоха.

Преимущества объемной вентиляции с автоматическим изменением величины и формы инспираторного потока

Поток и объем адаптируются к потребностям больного

Возможность сохранения спонтанного дыхания при ИВЛ

Снижение числа регулировок и сигналов тревог

Недостатки

Сложность технической реализации

Не может заменить вентиляцию с контролем по давлению, в случае частичной респираторной поддержки и при выраженном поражении легких

Алгоритмы автоматизации перевода на спонтанное дыхание

В 1977 году Hewlett и соавторами был сформулирован принцип обязательной минутной вентиляции. Он заключался в управлении параметрами ИВЛ на основании минутного объема дыхания. Степень респираторной поддержки автоматически изменяется таким образом, чтобы суммарный объем минутной вентиляции (принудительной и спонтанной) оставался в рамках заданных оператором. Данный принцип реализуется во многих аппаратах для ИВЛ, и представляет собой усовершенствованный вариант режима синхронизированной перемежающейся принудительной вентиляции (SIMV). Он обозначается как вентиляция с заданным минимальным минутным объемом - MMV, от Mandatory Minute Ventilation. В отличие от SIMV частота принудительных вдохов изменяется в зависимости от объема спонтанного дыхания больного.

Управление вентиляцией осуществляется с помощью обязательного объема минутной вентиляции *МОД*, который может задаваться непосредственно, или как производное дыхательного объема (V_t) и заданной максимальной частоты дыхания (f):

$$МОД = V_t * f$$

Пока спонтанное дыхание отсутствует, аппарат поставляет принудительные вдохи с заданной частотой f . По мере восстановления спонтанного дыхания число принудительных вдохов сокращается, так, чтобы суммарный *МОД* оставался в пределах заданной величины. Когда спонтанное дыхание больного полностью обеспечивает заданный объем минутной вентиляции, поставка принудительных вдохов прекращается. При снижении объема спонтанного дыхания больного, аппарат увеличивает число принудительных вдохов, так чтобы гарантировать заданный объем минутной вентиляции. При использовании варианта вентиляции с контролем по давлению управление величиной *МОД* возможно так же и за счет изменения инспираторного давления.

Преимущества вентиляции с заданным минимальным минутным объемом

Автоматизация процесса управления частотой принудительных вдохов по мере восстановления спонтанного дыхания больного

Недостатки

Включает все те же проблемы что и синхронизированная перемежающаяся принудительная вентиляция

Тенденция к гипервентиляции, если заданная величина МОД слишком высока

Возможность истощения дыхательных мышц, если выбранный МОД недостаточен

Режим адаптивной поддерживающей вентиляции (ASV от Adaptive Support Ventilation, Hamilton) является дальнейшим развитием принципов обязательной минутной вентиляции. В его основу положен выбор оптимальных параметров вентиляции, для данного пациента на основании показателей респираторной механики и энергетической цены дыхания.

Математическая модель, описывающая энергетические затраты, необходимые для обеспечения заданной альвеолярной вентиляции в зависимости от объема мертвого пространства, механических свойств легких и соотношения дыхательного объема и частоты дыхания, была предложена Otis A. В. и соавторами (Рис. 14).

Работа дыхания (Дж/сек)

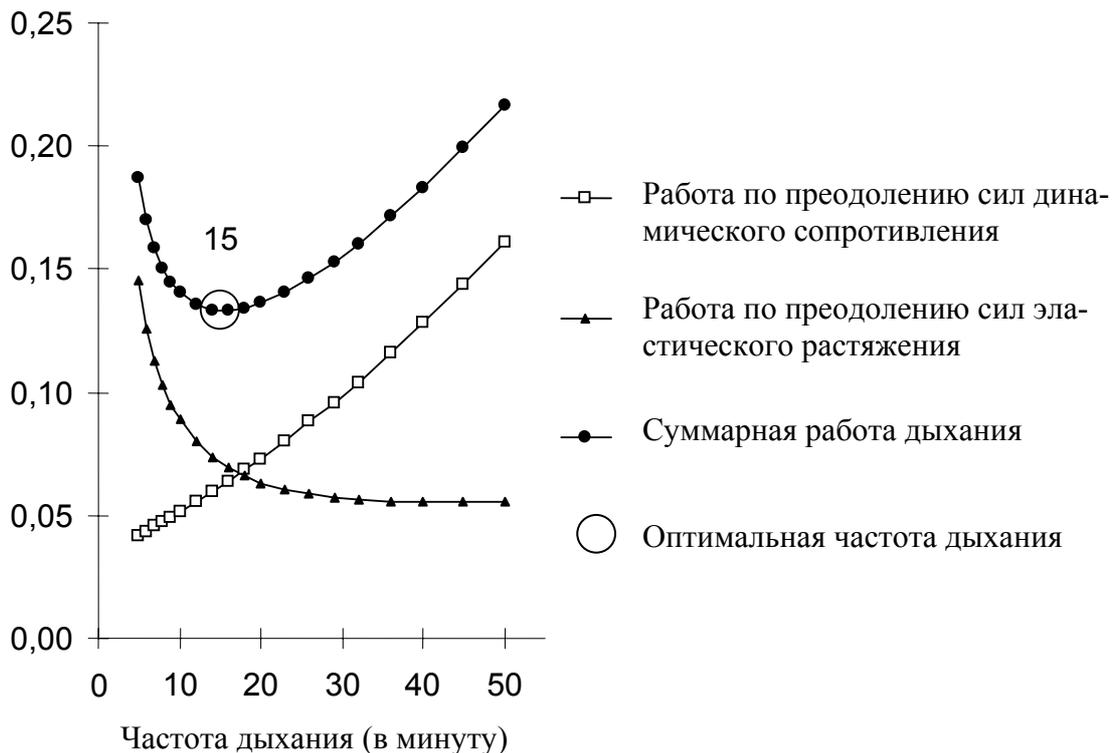


Рис. 14. Механическая работа в зависимости от частоты дыхания при заданном объеме альвеолярной вентиляции.

При вентиляции с малым дыхательным объемом и большой частотой возрастает доля неэффективной вентиляции мертвого пространства. Это требует соответствующего увеличения результирующего объема минутной вентиляции и связанной с этим энергетической цены дыхания. При вентиляции с малой частотой и большим дыхательным объемом в свою очередь увеличивается работа по преодолению эластического сопротивления легких и грудной клетки. Таким образом с точки зрения энергетических затрат существует оптимальное соотношение дыхательного объема и частоты дыхания, которое определяется необходимым уровнем альвеолярной вентиляции, объемом мертвого пространства и механическими свойствами легких и грудной клетки.

Расчет оптимальной частоты дыхания может быть произведен по следующей формуле:

$$f = \frac{\sqrt{1+2a\tau(V_A/V_D-1)}}{2a\tau}$$

Где f – частота дыхания,

a – коэффициент, зависящий от формы кривой потока и соотношения длительности вдоха к выдоху (для синусоидальной формы кривой потока и соотношения вдох/выдох - 1:1, $a = 0,329$)

τ – константа времени

V_A – минутный объем альвеолярной вентиляции (л/мин)

V_D – объем мертвого пространства (л)

Для взрослого пациента весом 70 кг с нормальными показателями респираторной механики оптимальная частота составит 14-15 в минуту.

Режим адаптивной поддерживающей вентиляции предусматривает установку двух величин: идеального веса больного (M) и целевой минутной вентиляции ($\%MinVol$).

Дополнительные установки – вид и чувствительность триггера, скорость нарастания инспираторного давления, верхний лимит давления в контуре.

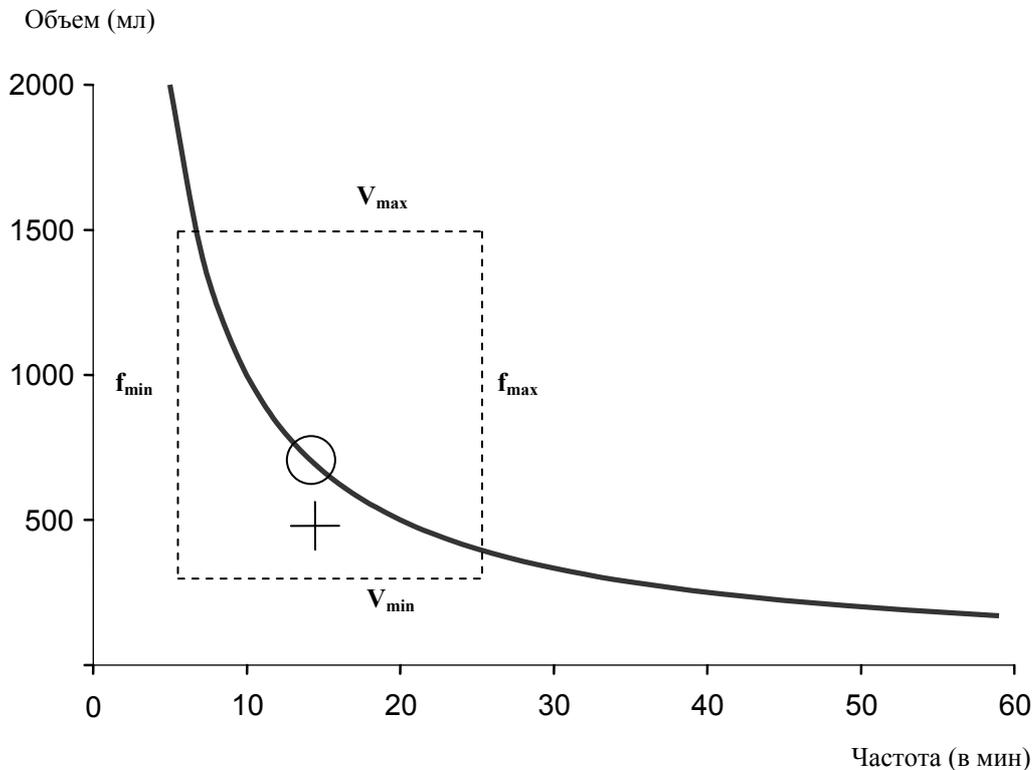
На основании серии тестовых вдохов в режиме PCV, с помощью метода наименьших квадратов аппарат рассчитывает показатели респираторной механики больного, вычисляет оптимальную частоту, и дыхательный объем, а так же рамки допустимых колебаний частоты дыхания и дыхательного объема. На экране строится кривая, показывающая все возможные соотношения частоты дыхания и дыхательного объема в соответствии с заданной массой тела и степенью респираторной поддержки (Рис. 15). Верхняя граница дыхательного объема V_{max} лимитируется двумя установками верхним лимитом давления в контуре вентиляции, и заданной массой тела (из расчета 22мл/кг).

Нижняя граница дыхательного объема V_{min} вычисляется исходя из веса больного, как удвоенная величина мертвого пространства по формуле Редфорда - $2 \cdot (2,2 \cdot \text{мл/кг})$

Верхняя граница частоты дыхания f_{max} рассчитывается как отношение целевой минутной вентиляции к минимальному дыхательному объему. Если устанавливается слишком высокий объем минутной вентиляции – частота дыхания определяется на основании минимального экспираторного времени, которое равно удвоенному значению экспираторной временной константы ($2 \cdot RC$). При отношении длительности вдоха к выдоху I/E равному 1/2, f_{max} рассчитывается как $60/3RC$ или $20/RC$.

Нижняя граница частоты дыхания f_{\min} вычисляется исходя из максимального дыхательного объема $\%MinVol/ V_{\max}$. Оптимальная частота дыхания и дыхательный объем рассчитываются по формуле Отис.

Аппарат постоянно контролирует реальные частоту дыхания, и дыхательный объем и сравнивает их с целевыми параметрами. Задачей вентиляции в режиме ASV является приближении реальных значений к целевым. Если реальный дыхательный объем меньше чем целевой – увеличивается инспираторное давление. Если реальный дыхательный объем больше чем целевой - инспираторное давление уменьшается. Если реальная частота меньше, чем целевая - частота принудительных вдохов (SIMV) увеличивается. Если реальная частота больше целевой – частота SIMV уменьшается. Границы безопасности и целевые параметры вентиляции пересчитываются с каждым вдохом и корректируются по мере изменений легочной механики.



V_{\max} - верхняя граница допустимого дыхательного объема

V_{\min} - нижняя граница допустимого дыхательного объема

f_{\max} - верхняя граница допустимой частоты дыхания

f_{\min} - нижняя граница допустимой частоты дыхания

○ - целевые значения дыхательного объема и частоты

⊕ - актуальные значения дыхательного объема и частоты

Рис. 15. Управление ИВЛ в режиме адаптивной поддерживающей вентиляции

Начальный уровень целевой минутной вентиляции устанавливается как 100% (что соответствует объему минутной вентиляции у взрослых 100 мл/кг, у детей 200 мл/кг), увеличивается на 10% с каждым градусом Цельсия выше 37,0 и на 5% на каждые 500 метров над уровнем моря. Верхний лимит давления в контуре устанавливается хотя бы на 25 см. вод. ст. выше ПДКВ.

Преимуществами данного подхода являются:

Упрощение управления вентиляцией, задается только два параметра – масса тела и степень респираторной поддержки.

Универсальность – данный режим можно использовать как принудительный, так и по мере перевода на спонтанное дыхание.

Недостатки

Чувствительность к нарушению герметичности контура

При вычислении оптимальных параметров вентиляции используется значение объема мертвого пространства, которое закладывается исходя из нормальных значений при спонтанном дыхании. Во время ИВЛ, на фоне патологии легких реальная величина мертвого пространства значительно превосходит расчетную. В результате целевые значения минутной вентиляции, дыхательного объема и частоты дыхания могут значительно отличаться от требуемых.

Глава 4. Графический мониторинг параметров вентиляции

С момента внедрения искусственной вентиляции легких в клиническую практику, взаимодействие аппарата и пациента оставалось недостаточно понятным, и зачастую было источником дополнительной травмы. Практически стандартом современного аппарата для искусственной вентиляции легких стала возможность графического отображения основных параметров вентиляции. Это дает врачу визуальную обратную связь, позволяющую осознанно управлять процессом вентиляции, своевременно устранить возможные проблемы и достичь оптимальной синхронизации с дыханием больного.

Как правило, выделяется две формы графического представления параметров вентиляции – в виде кривых, отражающих изменения давления, потока, или дыхательного объема во времени, либо петель, когда по оси X и Y одновременно сопоставляются изменения двух параметров. Чаще всего используется две петли давление-объем и поток-объем. Термины “кривая” и “петля”, закрепились для облегчения выбора той или иной формы графического отображения параметров вентиляции.

Анализ кривых, отражающих динамику изменения давления, потока, дыхательного объема во времени позволяет решить следующие задачи:

1. Мониторинг работы аппарата ИВЛ,
2. Определение ответа больного на искусственную вентиляцию,
3. Обеспечение синхронизации аппарата с дыханием пациента.

Наиболее наглядную картину можно получить при одновременном отображении всех трех кривых. Их форма, характерная для вентиляции с контролем по объему и по давлению представлена на Рис.16. Большинство современных аппаратов предусматривают возможность регулировки масштаба отображаемых величин. Изменение шкалы времени позволяет отображать различное число дыхательных циклов. Увеличение масштаба используется для подбора индивидуальных параметров вдоха, таких как поток, инспираторное давление. Уменьшение – для одновременного наблюдения ряда дыхательных циклов, чтобы судить о респираторной активности больного, подобрать частоту дыхания, соотношение длительности вдоха и выдоха. Регулировка амплитуды позволяет отобразить необходимые детали.

Кривая давления

Мониторинг давления является одной из необходимых мер контроля при любом режиме искусственной вентиляции легких. Он позволяет судить о герметичности контура, эффективности работы аппарата, наличии собственного дыхания больного и его синхронизации с ИВЛ. Форма кривой давления наиболее информативна при вентиляции с контролем по объему и постоянным инспираторным потоком. Она дает возможность определить показатели респираторной механики (растяжимость и динамическое сопротивление), подобрать чувствительность триггера и величину инспираторного потока.

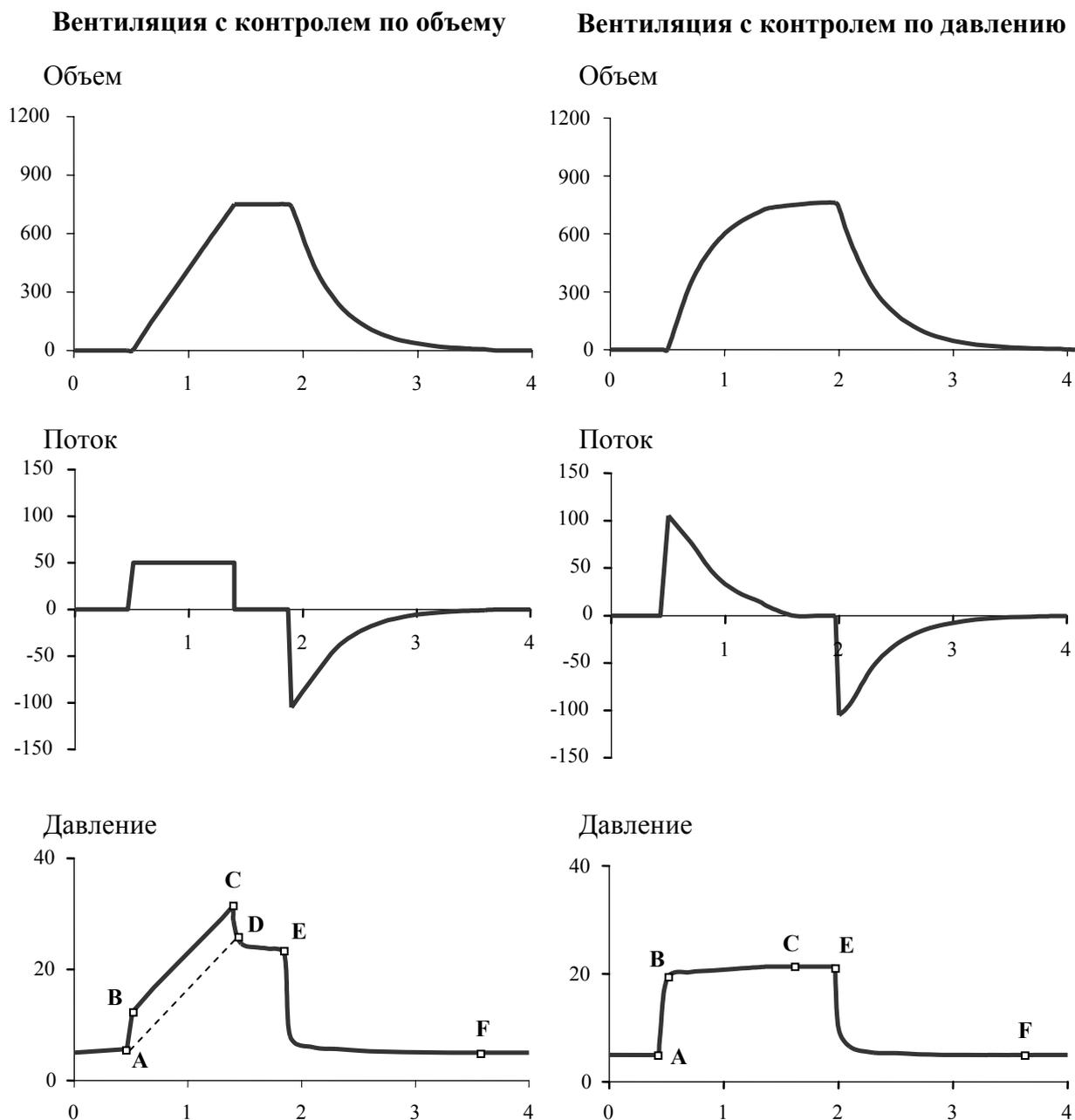


Рис. 16. Характерная форма кривых давления, потока и объема при вентиляции с контролем по объему и давлению.

При отсутствии собственных дыхательных попыток больного в момент времени предшествующий вдоху (точка А) давление в контуре вентиляции соответствует заданному уровню ПДКВ. В начале вдоха давление в контуре резко возрастает за счет динамического сопротивления респираторной системы (точка В). Чем выше заданный поток или динамическое сопротивление, тем больше градиент давлений. После точки В давления

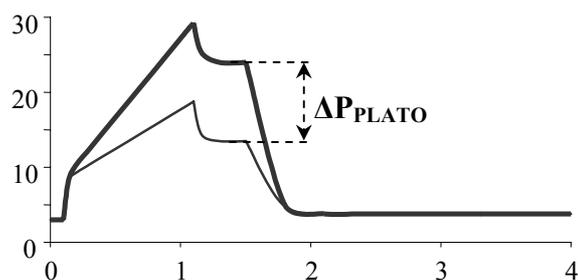
увеличивается практически линейно до пикового значения (точка С). Наклон кривой давления зависит от инспираторного потока и суммарной растяжимости респираторной системы. В точке С аппарат полностью поставил заданный дыхательный объем, инспираторный поток прекращается. В результате, давление снижается, достигая давления плато. Это снижение давления, соответствует градиенту давлений в начальный момент вдоха.

Линия между точками А и D проводится параллельно линии В-С. Далее может быть небольшое снижение давления (отрезок D-E). Причинами этого служат расправление определенных участков легких, небольшой уровень утечки в системе. В течение инспираторной паузы никакой объем в легкие не поставляется, поток равен нулю. Поскольку имеется неоднородное распределение объема, за это время происходит выравнивание давлений между различными участками легких. Величина давления плато, определяется растяжимостью и дыхательным объемом. Разность давления плато, точка E, и давления в конце выдоха (точка F), соответствует отношению дыхательного объема и растяжимости респираторной системы. В точке E открывается экспираторный клапан и начинается выдох. Давление в контуре быстро падает. Выдох - пассивный процесс. Движение газа из легких в атмосферу определяют эластические силы отдачи легких и грудной клетки и экспираторное динамическое сопротивление респираторной системы. Как только выдох полностью закончен, давление еще раз достигает уровня соответствующего окончанию выдоха (точка F). Динамическое сопротивление на вдохе рассчитывается как отношение разницы пикового давления (точка С) и давления плато (точка E) и инспираторного потока. Для получения достоверных значений длительность инспираторной паузы, то есть момента времени на высоте вдоха, когда все клапаны в контуре закрыты, у взрослого должна быть не менее 0,5 секунды. Если на кривой давления во время инспираторной паузы не удастся выявить плато, а так же, когда во время выдоха кривая давления не достигает заданного ПДКВ или стремится к нулю, следует думать о нарушении функции экспираторного клапана аппарата ИВЛ.

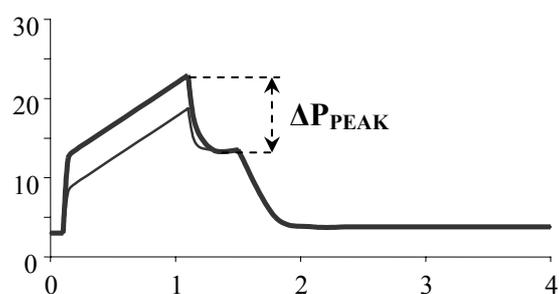
При объемных режимах вентиляции кривая давления позволяет легко дифференцировать причину роста пикового давления, судить о наличии спонтанного дыхания, адекватности поставляемого инспираторного потока (Рис. 17).

Восстановление активности диафрагмы, по мере прекращения действия мышечных релаксантов проявляется как снижение давления в контуре перед началом принудительного вдоха и отражает усилия больного по инициации инспираторного триггера. Если клиническая ситуация требует введения мышечных релаксантов, их дозировка подбирается так, чтобы диафрагма вызывала единичные срабатывания триггера аппарата. При таком уровне релаксации мышцы конечностей расслаблены и не потребляют кислород, в то же время активность диафрагмы частично сохранена.

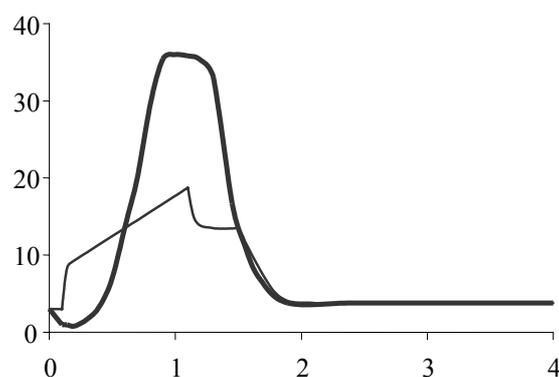
По мере восстановления спонтанного дыхания кривая давления позволяет судить об адекватности инспираторного потока и длительности фазы вдоха. Если величина инспираторного потока достаточна, восходящая часть кривой давления имеет правильную форму. В противном случае, в начале вдоха отмечается выраженное падение давления, форма кривой давления становится вогнутой.



Снижение растяжимости
легких и грудной клетки



Увеличение динамического
сопротивления дыхатель-
ных путей



Отсутствие синхронизации
со спонтанным дыханием
больного

Рис. 17. Изменения формы кривой давления при объемной вентиляции с постоянным потоком в различных ситуациях.

Попытка выдоха в момент принудительного вдоха приводит к значительному увеличению пикового давления. Как показано на Рис 17. В подобной ситуации требуется увеличение пикового значения инспираторного потока и подбор длительности вдоха, вполне разумно рассмотреть переход на вспомогательную вентиляцию с контролем по давлению. Адекватность инспираторного потока следует оценивать при вентиляции в любом режиме. Пиковый поток должен быть достаточен для обеспечения потребности больного. Он увеличивается до тех пор, пока кривая давления не примет правильную форму с быстрым подъемом без западения. Десинхронизация работы аппарата ИВЛ с дыханием больного выглядят на кривой давления как инспираторные или экспираторные попытки во время аппаратной фазы вдоха. Множественные попытки спонтанного дыхания проявляются как колебания пикового давления от вдоха к вдоху.

При вентиляции с контролем по давлению кривая имеет совершенно иной характер (Рис. 16). Давление увеличивается быстро от низкого уровня, соответствующего ПДКВ (точка А), пока не достигает заданного значения (точка В), затем остается постоянным в течение всего времени вдоха. Поскольку давление задано и активно поддерживается аппаратом, кривая давления становится куда менее информативной. Она не дает возможности определить инспираторное динамическое сопротивление. Тем не менее, при условии отсутствия потока на высоте вдоха, т. е. наличия инспираторной паузы (как показано на Рис. 16, отрезок С-Е), с помощью кривой давления можно судить о статической растяжимости, которая соответствует отношению дыхательного объема к разнице инспираторного давления и ПДКВ. Во время выдоха давление в контуре снижается аналогично вентиляции с контролем по объему. Как правило, кривые отражают изменения давления, в контуре аппарата. Реальные значения давления в дыхательных путях могут быть рассчитаны только, если известны все показатели респираторной механики, включая сопротивление искусственных дыхательных путей.

Кривая потока

Кривая потока сама по себе или вместе с кривой давления несет незаменимую информацию. Наиболее сложные моменты оптимизации ИВЛ - подбор инспираторного потока, длительности вдоха и выдоха. Отображение и визуальный анализ кривой потока во многом облегчает выбор этих параметров.

Кривая потока включает инспираторную и экспираторную части. Во многих аппаратах используются несколько потоковых датчиков. При нарушении работы одного из них на мониторе отображается только одна из частей кривой потока. Практический опыт показывает, что чаще всего нарушается работа внешнего сенсора, находящегося в экспираторной части контура вентиляции.

Анализ инспираторной части кривой потока позволяет убедиться соответствует ли характер потока заданному режиму вентиляции. Во многих аппаратах ИВЛ имеется выбор одной из нескольких форм инспираторного потока – прямоугольной, замедляющейся или синусоидальной. При вентиляции с контролем по давлению инспираторный поток обычно носит замедляющийся характер, при спонтанном дыхании - приближается к синусоидальному. Во многих случаях форма потока не имеет существенного значения, если его величина соответствует запросу больного. При восстановлении спонтанного дыхания у взрослых обычно требуется не менее 80 л/мин. В ряде случаев при увеличении сопротивления дыхательных путей лучшие условия для газообмена создаются при замедляющейся форме инспираторного потока. В норме длительность вдоха у взрослого составляет чуть меньше 1 секунды. Увеличение длительности вдоха за счет выдоха способствует развитию авто ПДКВ и динамической гиперинфляции. Современные аппараты ИВЛ предусматривают регулировку скорости нарастания инспираторного давления, подбор этой величины проводится с помощью графического анализа кривых потока и давления.

Анализ формы экспираторной части кривой потока позволяет судить о наличии авто ПДКВ, ответе больного на бронхолитические препараты. Если кривая потока не возвращается к нулевому значению к моменту начала следующего дыхательного цикла, длительность выдоха недостаточна для возвращения легких к начальному объему. Это свиде-

тельство наличия авто ПДКВ. При вентиляции с контролем по давлению авто ПДКВ может быть причиной снижения дыхательного объема и гиповентиляции. При объемном режиме - приводит к слишком высокому альвеолярному давлению с нарушением гемодинамики, и возможностью баротравмы. Тем не менее, в некоторых ситуациях авто ПДКВ может быть полезным, так как авто ПДКВ развивается только в отдельных, наиболее проблемных участках легких, в то время как внешнее ПДКВ прилагается ко всему легкому.

Увеличение необходимой длительности выдоха может быть результатом бронхоспазма, динамической компрессии дыхательных путей. Осцилляции на кривой потока свидетельствуют о скоплении секрета, наличии слизистых пробок, травматических повреждений слизистой трахеи или бронха, приводящих к образованию своего рода клапана.

Форма экспираторной части кривой потока, его пиковая величина, длительность необходимая для завершения выдоха позволяют оценить действие бронхолитических препаратов. При наличии положительного эффекта экспираторный пиковый поток растет, а длительность выдоха сокращается.

Определение экспираторного сопротивления. Определение динамического сопротивления во время выдоха (**Re**) требует одновременного измерения потока и давления. Что может быть достигнуто с помощью специального окклюзионного приема или включения дополнительного аэродинамического сопротивления с известными параметрами.

В первом случае, как показано на Рис.18, контур закрывается на 0,2 секунды для контроля альвеолярного давления. Динамическое сопротивление рассчитывается как отношение полученного значения альвеолярного давления к потоку в момент предшествующий окклюзии. Данная методика используется у больного при отсутствии спонтанного дыхания.

Динамическое сопротивление (**Re**) может быть определено с помощью последовательного включения в контур дополнительного сопротивления (**R_K**).

$$Re F_1 = (Re + R_K)F_2$$

Где **F₁**- поток в контуре в момент времени предшествующий включению сопротивления, **F₂** – поток сразу после включения.

$$Re = F_2 R_K / (F_1 - F_2)$$

Поскольку экспираторный поток непостоянен, измерение проводится в момент соответствующий ½ дыхательного объема.

Измерение сопротивления в том и другом случае требует контроля потока. При выключении спонтанного дыхания (у релаксированного больного) выдох пассивен. Поэтому после того, как растяжимость легких установлена, динамическое сопротивление может быть рассчитано на основании контроля давления в контуре вентиляции.

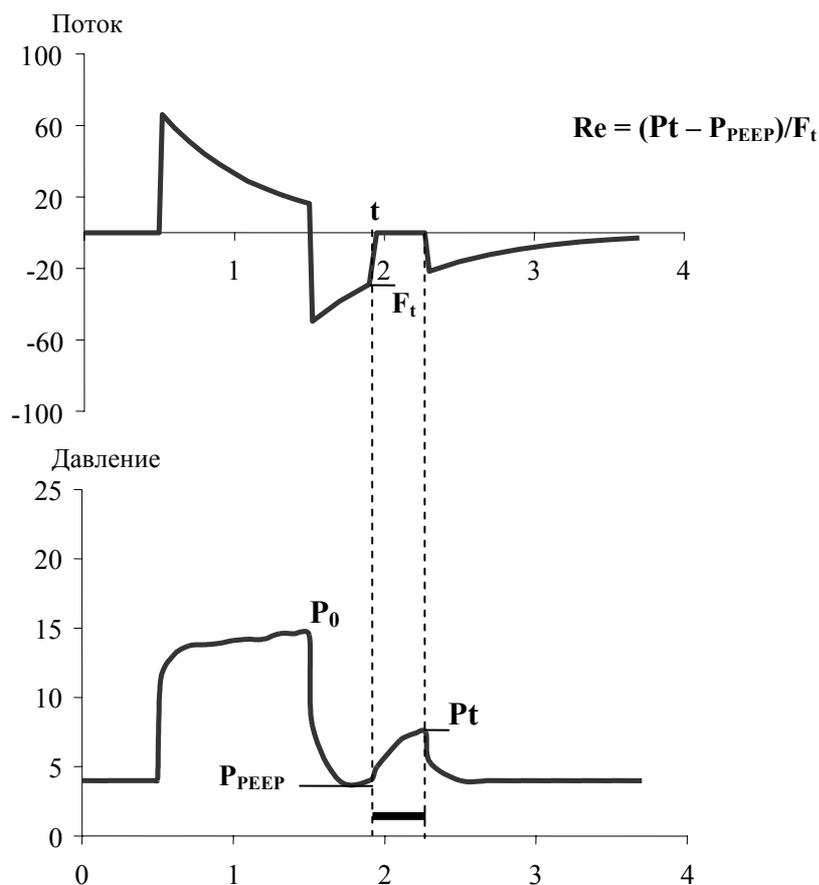


Рис. 18. Определение динамического сопротивления во время выдоха с помощью окклюзионной методики

Исходя из предположения, что изменения альвеолярного давления описываются простым экспоненциальным уравнением, постоянная времени τ (производное растяжимости и сопротивления) может быть определена с помощью единичной окклюзии во время выдоха. Определив альвеолярное давление (P_t) в момент времени t во время выдоха. Следующее экспоненциальное выражение позволяет вычислить τ :

$$P_t = (P_0 - P_{PEEP}) * e^{-t/\tau}$$

Откуда

$$\tau = \frac{t}{\ln([P_0 - P_{PEEP}]/P_t)}$$

$$Re = \tau/C$$

Предположение, что изменения альвеолярного давления во время выдоха описывается простой экспоненциальной зависимостью справедливо для пациентов с нормальными легкими и частично для больных с респираторным дистресс синдромом, снижение альвеолярного давления у больных с бронхообструктивной патологией подчиняется более сложной закономерности.

Подбор длительности вдоха. В ряде ситуаций, например, у больных с респираторным дистресс синдромом достижение приемлемых показателей оксигенации крови требует использования высокого ПДКВ, это может приводить к ограничению дыхательного объема и гиповентиляции. Как показано на Рис. 19, излом на инспираторной части кривой свидетельствует о том, что при данном инспираторном давлении дыхательный объем может быть увеличен за счет удлинения фазы вдоха.

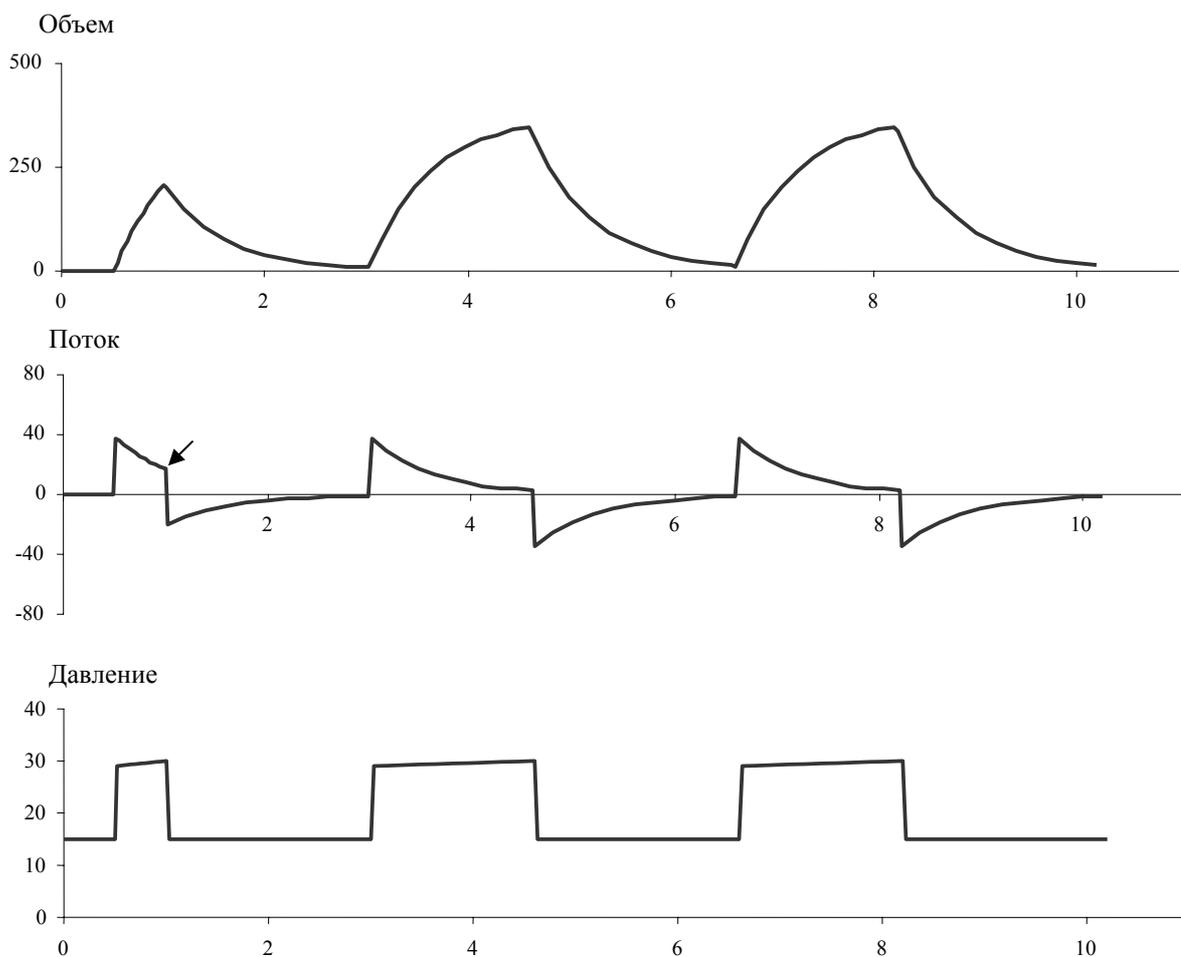


Рис.19. Использование инспираторной части кривой потока для оптимизации длительности вдоха при вентиляции с контролем по давлению

Для оптимального распределения дыхательного объема при гетерогенном характере поражения легких при вентиляции в режиме PCV длительность вдоха и инспираторное давление подбираются таким образом, чтобы к моменту окончания вдоха кривая потока плавно достигала нулевого значения.

Определение авто-ПДКВ. О наличии авто ПДКВ свидетельствует излом на экспираторной части кривой потока, как показано на Рис. 20. К моменту начала следующего вдоха кривая потока не успевает достичь нулевого значения. Объем выдоха так же не соответствует объему вдоха. Для предупреждения авто-ПДКВ и динамической гиперинфляции

используются все меры для увеличения длительности выдоха – снижение частоты дыхания, сокращение длительности вдоха, увеличение инспираторного потока.

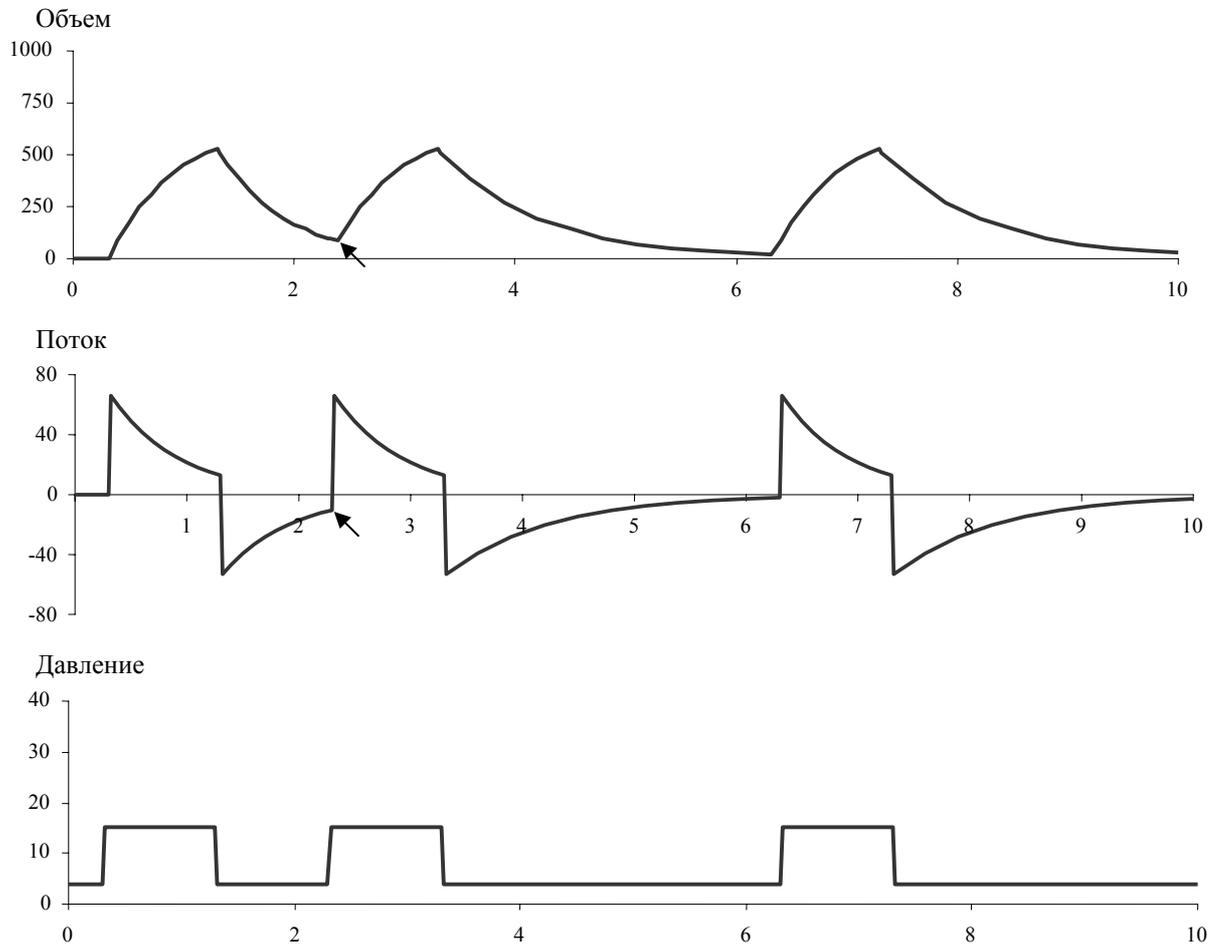


Рис. 20. Признаки авто-ПДКВ

Для непосредственного измерения величины авто ПДКВ используется специальный окклюзионный прием. В момент соответствующий началу принудительного вдоха, клапана контура перекрываются на время, необходимое для достижения равновесия. При этом давление в контуре соответствует альвеолярному. Если известна постоянная времени τ , авто ПДКВ может быть рассчитано по величине экспираторного потока в момент предшествующий инициации вдоха, исходя из предположения, что поток и давление во время пассивного выдоха подчиняются простой экспоненциальной зависимости. Порог срабатывания тревоги авто ПДКВ устанавливается на уровне 5 % от максимального значения экспираторного потока.

Кривая объема

При принудительной вентиляции кривая объема менее информативна. С ее помощью можно оценить объем утечки, провести калибровку сенсора потока.

О наличии утечки можно судить при несоответствии инспираторной и экспираторной частей кривой объема, как показано на Рис. 21. Если в аппарате используется несколько датчиков потока, несоответствие инспираторной и экспираторной частей кривой объема говорит о необходимости их калибровки. Отсутствие части кривой объема – о неисправности одного датчиков потока.

При вспомогательной вентиляции кривая объема приобретает уникальные свойства, поскольку позволяет оценить спонтанный дыхательный объем. С ее помощью в определенной степени можно судить о способности больного к самостоятельному дыханию.

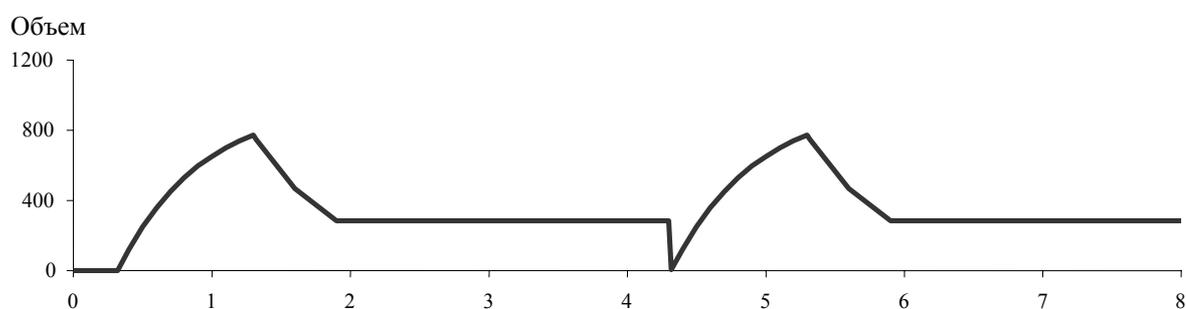


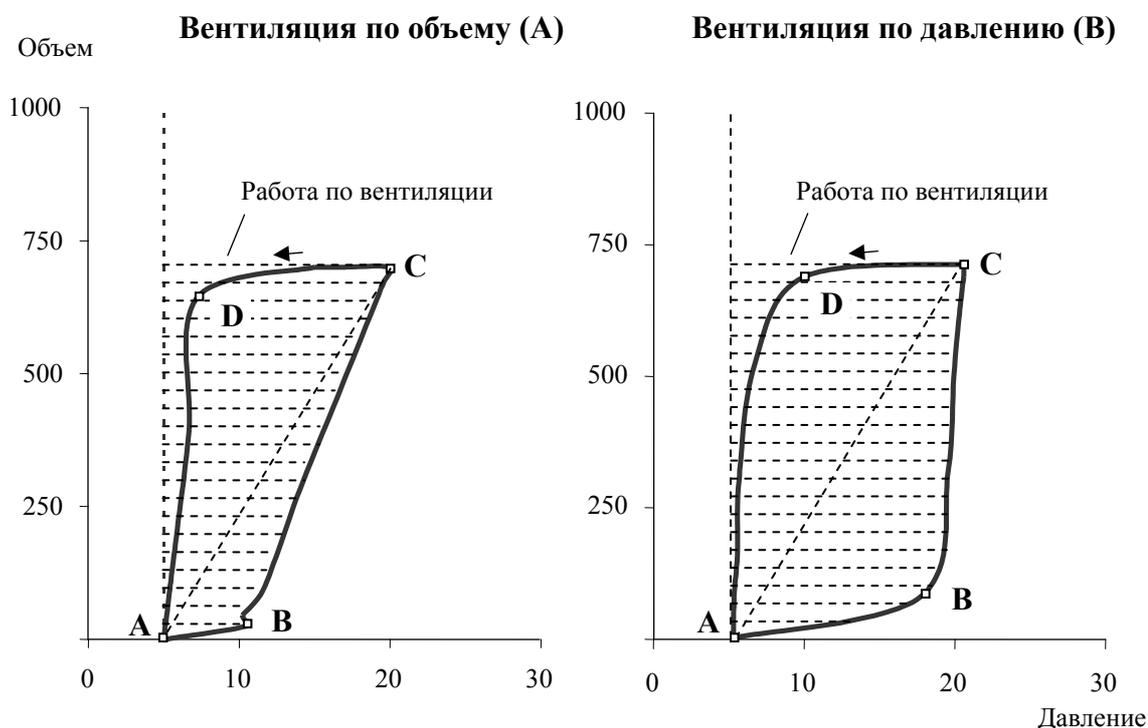
Рис. 21. Кривая объема при наличии утечки из контура вентиляции

Увеличение дыхательного объема может быть первым проявлением восстановления способности больного к самостоятельному дыханию. Снижение спонтанного дыхательного объема свидетельствует о возможной необходимости увеличения респираторной поддержки.

Петля давление-объем

Одновременное графическое отображение дыхательного объема и давления представляет особый интерес, поскольку является прямым отражением работы по вентиляции. С точки зрения респираторной механики работа является производным давления и объема. Если давление и объем выражаются в системе координат x/y , работа соответствует площади, ограниченной кривой давление-объем. Эта работа может выполняться аппаратом (принудительный вдох), или больным (спонтанное дыхание). Давление, как правило, измеряется в контуре вентиляции. В отношении спонтанного дыхания это означает, что петля давление-объем представляет работу по преодолению сопротивления контура и не включает сопротивление эндотрахеальной трубки и дыхательных путей больного.

Для принудительного вдоха с положительным давлением петля несет информацию о работе необходимой для преодоления эластических сил легких и грудной клетки, и динамического сопротивления респираторной системы, включая искусственные дыхательные пути. Работа, затраченная во время вдоха, служит источником потенциальной энергии для обеспечения пассивного выдоха против сил динамического сопротивления. Динамические петли давление-объем, возможность отображения которых предусматривается многими современными аппаратами ИВЛ, не следует путать со статической кривой давление-объем, построение которой производится в условиях отсутствия потока в контуре вентиляции. Форма петли давление-объем при принудительной вентиляции с контролем по объему и постоянным инспираторным потоком представлена на Рис. 22, часть А.



- Площадь, ограниченная инспираторной частью петли «давление-объем» (заштрихованная область) характеризует работу по вентиляции, выполняемую аппаратом ИВЛ
- Наклон линии, соединяющей крайние точки изменения объема (А и С) по отношению к оси абсцисс - динамическую растяжимость респираторной системы.

Рис. 22. Петля Давление-объем при принудительной вентиляции с контролем по объему и по давлению

В начальный момент вдоха (точка А), дыхательный объем равен нулю, давление - ПДКВ. К моменту, соответствующему точке В, давление быстро увеличивается за счет динамического сопротивления инспираторному потоку. На отрезке В-С давление и объем увеличиваются пропорционально. Наклон отрезка В-С характеризует растяжимость легких. Чем он круче по отношению к оси абсцисс, тем выше растяжимость легких. В точке

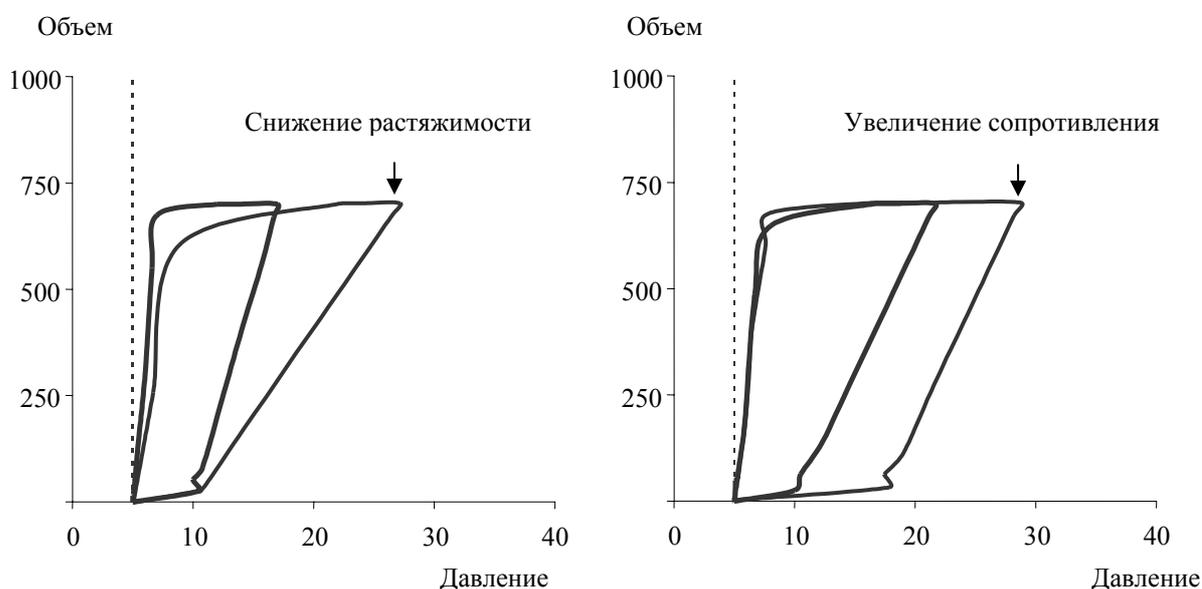
С вдох прекращается, открывается экспираторный клапан. Давление в контуре быстро падает (точка D). По мере выдоха снижается дыхательный объем. Цикл повторяется.

При вентиляции с контролем по давлению форма петли «Давление-объем» стремится к прямоугольной (Рис. 22, часть В). Аппарат быстро создает заданное инспираторное давление в контуре и удерживает его до окончания вдоха. Ширина петли определяется значениями ПДКВ и инспираторного давления, ее высота зависит от дыхательного объема, который в свою очередь является производным показателей респираторной механики и усилий больного.

При отсутствии спонтанного дыхания наклон линии, соединяющей точки А и С, отражает динамическую растяжимость респираторной системы. Этот показатель включает эластический и резистивный компоненты, тогда как статическая растяжимость, измеренная на фоне инспираторной паузы, характеризует только эластическую составляющую работы по вентиляции. Смещение инспираторной части петли вправо свидетельствует о снижении динамической растяжимости, влево – ее увеличении.

Петля «Давление-объем» наиболее информативна при вентиляции с контролем по объему с постоянным потоком. При отсутствии спонтанного дыхания с ее помощью можно судить о показателях респираторной механики, а по мере его восстановления – о соответствии инспираторного потока потребности больного.

На Рис 23 представлены характерные изменения формы петли «Давление-объем» в зависимости от показателей респираторной механики.

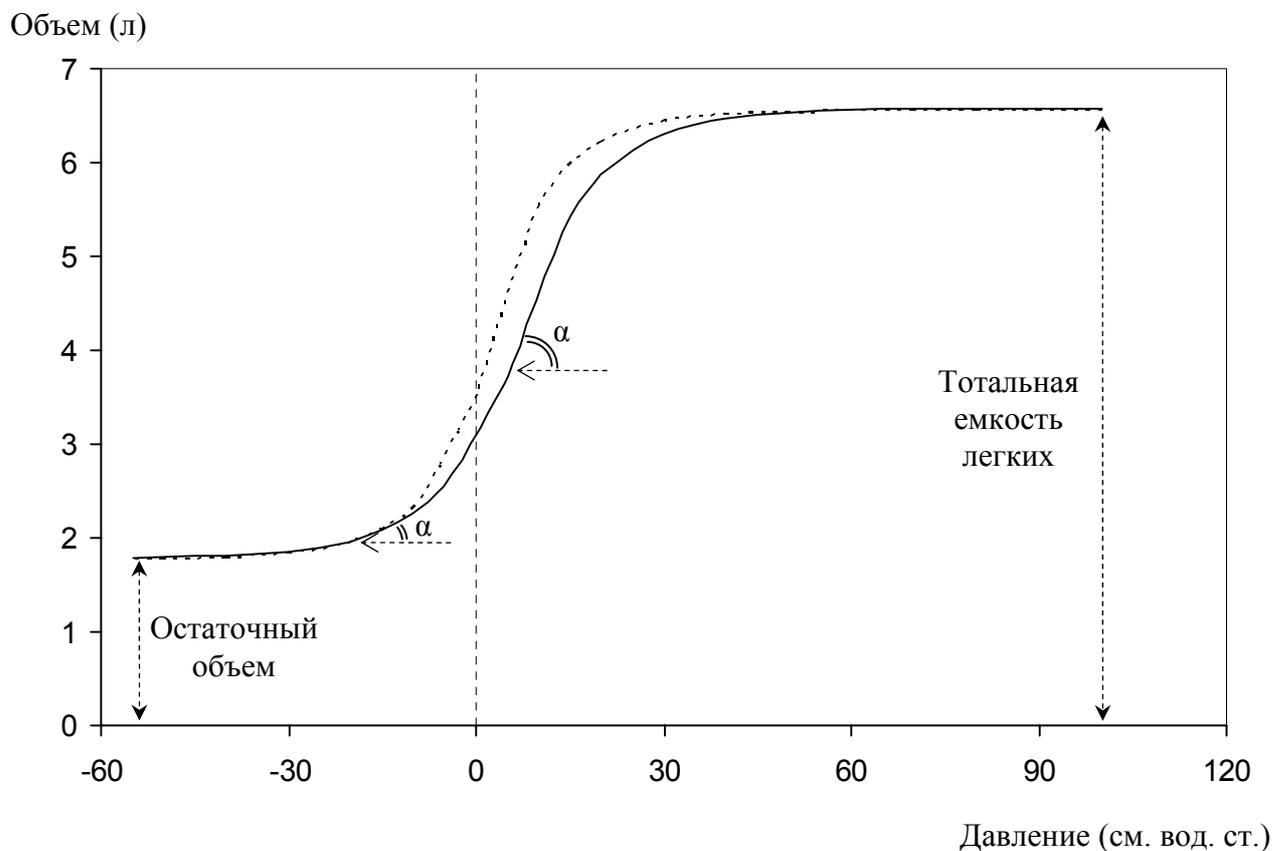


- Наклон инспираторной части петли по отношению к оси x характеризует статическую растяжимость легких и грудной клетки
- Ширина петли – динамическое сопротивление дыхательных путей

Рис. 23. Изменения формы петли «Давление-объем» при вентиляции по объему с постоянным потоком в зависимости от показателей респираторной механики

В случае вентиляции по объему с постоянным потоком инспираторная часть петли «Давление-объем» отражает эластические свойства системы дыхания. Чем меньше инспираторный поток, тем в большей степени она приближается к инспираторной части статической кривой давление-объем.

Статическая кривая давление-объем – характеризует эластические свойства легких и грудной клетки, демонстрирует взаимосвязь давления в дыхательных путях и объема легких (Рис. 24). Статическая кривая строится на основании ряда точек, с координатами соответствующими давлению в дыхательных путях и объему легких после исключения динамической составляющей (поток в контуре вентиляции).



- Инспираторная (сплошная линия) и экспираторная (пунктирная линия) части кривой давление-объем не совпадают
- Угол наклона кривой по отношению к оси абсцисс (α) характеризует статическую растяжимость респираторной системы при данном объеме легких

Рис. 24. Статическая кривая давление-объем в норме у взрослого

Один из методов получения статической кривой – последовательное раздувание легких с помощью «супер-шприца», с регистрацией давления после достижения равновесия в контуре и дыхательных путях. Результирующая кривая имеет S образную форму, и две точки изгиба. Угол ее наклона по отношению к оси абсцисс (α) характеризует статическую растяжимость легких и грудной клетки C_{Stat} . Как видно из данных представленных на Рис. 24, величина C_{Stat} снижается по мере приближения к минимальному и максимальному объему легких. Это связано с ограничением подвижности грудной клетки, и изменением растяжимости легких. По мере снижения объема менее определенной величины (объем закрытия), часть дыхательных путей спадается и практически выключается из газообмена. С другой стороны, суммарная растяжимость легких так же снижается по мере достижения частью дыхательных путей максимального объема.

Инспираторная кривая, полученная при раздувании (сплошная линия) и экспираторная, при десуфляции легких (пунктирная линия) не совпадают. Это объясняется двумя факторами:

1. Экспираторный объем оказывается несколько ниже за счет потребления кислорода за время исследования.
2. Для расправления спавшихся дыхательных путей требуется большее давление, чем для поддержания их в расправленном состоянии.

Вентиляция легких наиболее выгодна в зоне наибольшей крутизны кривой давление/объем как с точки зрения энергетической цены дыхания, так и риска возможных осложнений.

В норме при спонтанном дыхании объем закрытия меньше функциональной остаточной емкости, нижняя точка изгиба кривой давление-объем лежит в зоне отрицательного давления. Вентиляция осуществляется в наиболее выгодной зоне на фоне максимальной растяжимости легких.

При патологии, с возрастом, в условиях ИВЛ через искусственные дыхательные пути из-за нарушения распределения газа, объем закрытия оказывается больше функциональной остаточной емкости. Нижняя точка изгиба кривой давление-объем смещается, вправо и оказывается в области положительного давления. Это приводит к ухудшению условий вентиляции, поскольку для доставки того же дыхательного объема требуется большее давление, а, следовательно, возрастает энергетическая цена дыхания. Кроме того, в процессе вентиляции часть дистальных дыхательных путей подвергается циклическому спадению и расправлению. Сурфактант покидает альвеолы, его запасы истощаются. Дыхательные пути теряют стабильность, развиваются множественные микроателектазы, а суммарная растяжимость легких прогрессивно снижается. Решением этих проблем является создание постоянного, положительного давления, которое позволило бы сместить вентиляцию в более выгодную зону и предупредить повреждение легочной ткани.

Как показывают специальные исследования, даже на фоне выраженной диффузной патологии удельная растяжимость легких (или отношение растяжимости легких к функциональной остаточной емкости) остается близкой к нормальной. Это свидетельствует о том,

что растяжимость легких снижается не из-за того, что легкие становятся более жесткими, а вследствие выключения части легочного объема. Дыхательные пути достигают своего максимального размера при давлении порядка 30-35 см. вод. ст. Это соответствует верхней точке изгиба на кривой давление-объем. Частота травмы легких существенно возрастает, когда альвеолярное давление превышает этот порог.

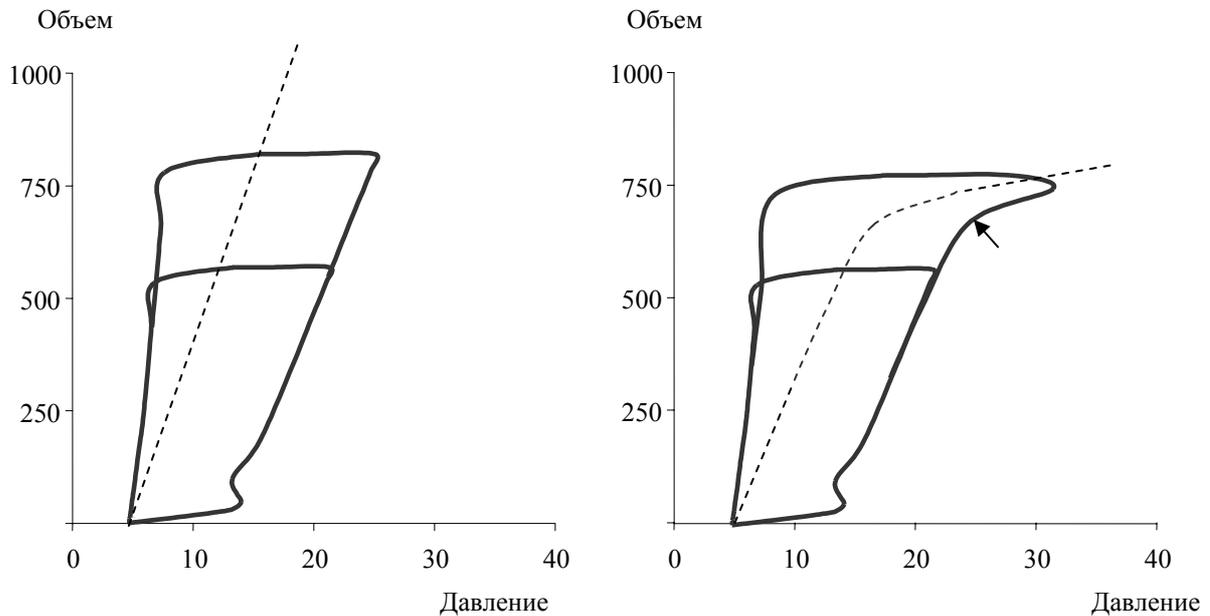
Значения растяжимости легких (C_L) и грудной клетки (C_{Th}) пропорциональны их размерам (чем больше легкие и грудная клетка, тем больший объем, они могут вместить при заданном давлении). В норме у взрослых удельная растяжимость легких в пересчете на 1 литр функциональной остаточной емкости ($C_L/\Phi OE$) составляет 67 мл/ см. вод. ст./ л. Удельная растяжимость грудной клетки ($C_{Th}/\Phi OE$) – 60 мл/см. вод. ст./л. Таким образом, у взрослого массой около 70 кг ($\Phi OE \sim 2,5$ л) среднее значение C_{stat} лежит в пределах 50 – 100 мл/см. вод. ст. Патологическое увеличение C_{stat} является результатом, потери эластических свойств легких при эмфиземе. Снижение развивается вследствие ателектазов, отека, пневмонии, пневмо- гидро-, или гемоторакса, наружного сдавления грудной клетки, повышения внутрибрюшного давления. Как уже упоминалось выше, снижение растяжимости легких в значительно большей степени связано с выключением части дыхательных путей и альвеол из вентиляции, чем с увеличением их жесткости. Критический уровень C_{stat} у взрослого составляет 25 см. вод. ст. При меньших значениях спонтанная вентиляция требует слишком высоких энергетических затрат, что делает необходимым использование вспомогательной ИВЛ.

Программное обеспечение современных аппаратов ИВЛ позволяет получить отражение инспираторной части статической кривой давление-объем у релаксированного больного. Маневр заключается в проведении принудительного вдоха с малым инспираторным потоком (порядка 10 л/мин), достаточно большим дыхательным объемом и ограничением максимального давления, чтобы избежать баротравмы. Для предупреждения гипоксии во время теста используется 100 % кислород, предварительно проводится преоксигенация. Получение экспираторной части статической кривой давление-объем требует регистрации давления в грудной клетке, которое с допустимой степенью погрешности может быть измерено с помощью внутрипищеводного баллончика.

Анализ статической кривой давление-объем, определение точек изгиба имеет большое значение в подборе параметров вентиляции у больных с выраженными нарушениями респираторной механики.

Теоретически при ИВЛ с постоянным потоком инспираторная часть петли «Давление-объем» отражает форму статической кривой давление-объем, и оказывается смещенной вправо на величину соответствующую давлению, необходимому для преодоления динамического сопротивления респираторной системы. Однако в реальных условиях погрешность оказывается слишком высокой.

Тем не менее, петля «Давление-объем» позволяет выявить перерастяжение легких, при слишком высоком дыхательном объеме, как показано на Рис. 25.



- Пунктирной линией обозначен участок статической кривой давление-объем, инспираторная часть петли смещена по отношению к нему вправо на величину, соответствующую давлению, создаваемому газовым потоком
- На рисунке слева увеличение дыхательного объема не приводит к достижению верхней точки изгиба статической кривой давление-объем
- Справа, при достижении максимального объема и перерастяжении легких петля приобретает характерную форму с уплощением конечно-инспираторной части, так называемый «клюв» петли «Давление-объем» (показано стрелкой)

Рис. 25. Изменения формы петли «Давление-объем» при увеличении дыхательного объема

Перерастяжение легких проявляется как объемное плато, или уплощение, конечно-инспираторной части петли «Давление-объем», или так называемый «клюв».

Подбор инспираторного потока. По мере восстановления спонтанного дыхания инспираторная часть петли давление-объем позволяет судить об адекватности инспираторного потока, и синхронизации ИВЛ с дыханием больного (Рис. 26).

Попытка вдоха предшествующая включению инспираторного триггера отмечается как малая дополнительная петля, имеющая противоположное основной направление (1). Снижение давления в этот момент по отношению к ПДКВ (пунктирная линия) характеризует усилия больного, необходимые для инициации аппаратного вдоха. После включения триггера аппарат начинает поставлять поток в контур вентиляции. Начальный участок инспираторной части позволяет судить об адекватности инспираторного потока дыхательным усилиям больного. Если поток недостаточен, дыхательный объем поставляется при меньшем давлении, начальная часть петли смещается вверх и влево (2). Попытка выдоха во время принудительного вдоха приведет к смещению кривой вправо (3).

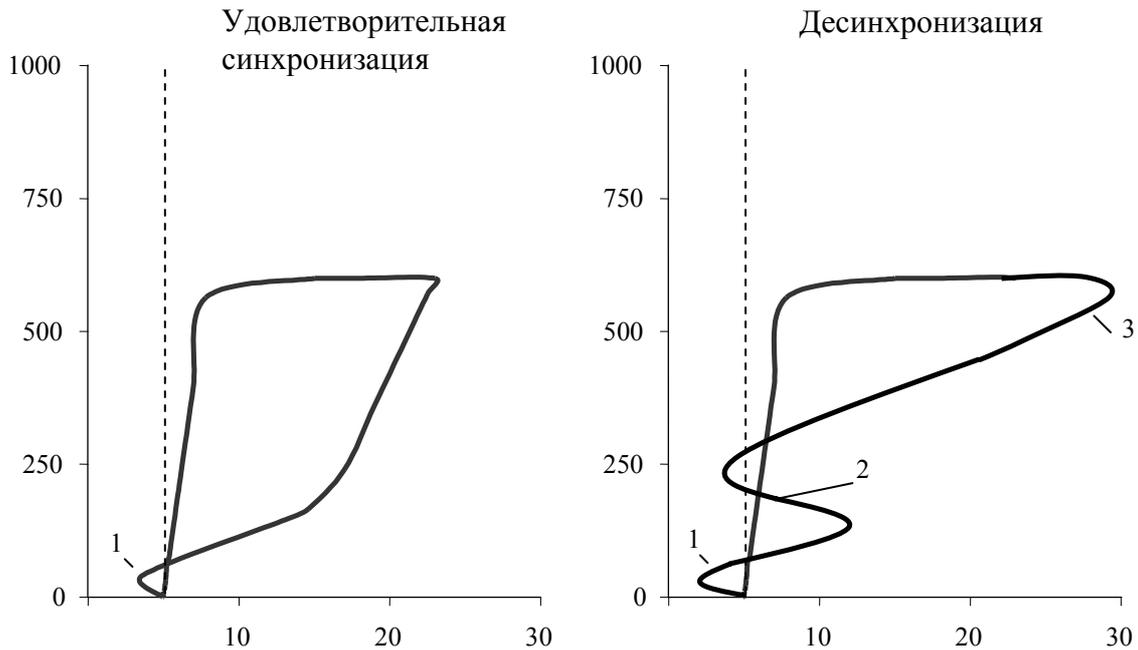


Рис. 26. Форма петли «Давление-объем» при восстановлении спонтанного дыхания

Максимальная величина инспираторного потока, его форма, чувствительность инспираторного триггера, длительность вдоха подбираются так, чтобы петля «Давление-объем» имела правильную округлую форму, как показано на Рис. 25 справа. Если подбором перечисленных параметров не удастся достичь синхронизации целесообразно рассмотреть переход на режим вентиляции с контролем по давлению или дополнительное использование седативных средств.

Петля поток-объем

Петля «Поток-объем» широко используются в пульмонологических исследованиях для оценки максимального экспираторного потока и состояния бронхов. Однако проведение пульмонологических тестов требует участия больного, поскольку основывается на оценке форсированного выдоха. В условиях интенсивной терапии это возможно далеко не во всех случаях. В отличие от пульмонологических исследований при искусственной вентиляции легких петля «Поток-объем» представляет собой отражение обычного дыхательного объема, а не форсированного выдоха. Это значительно ограничивает ее информативность в плане оценки ограничения экспираторного потока. Ее вид так же отличается, поскольку в большинстве аппаратов ИВЛ для соответствия с кривой потока инспираторный поток отражается как положительный, экспираторный – как отрицательный. Пульмонологическое спирометрическое оборудование, использует противоположную ориентацию оси потока.

С помощью петли «Поток-объем» во время ИВЛ можно судить об эффективности бронхолитической терапии, соответствии размера эндотрахеальной или трахеостомической трубки. Инспираторная часть кривой отражает связь изменений инспираторного потока и объема. При вентиляции с контролем по объему и постоянным потоком она имеет прямоугольную форму. Экспираторная часть зависит от поставленного дыхательного объема и показателей респираторной механики. При наличии утечки, когда величина инспираторного и экспираторного объема не соответствуют друг другу петля «Поток-объем» оказывается незамкнутой.

Если размер трубки приемлем, экспираторная часть петли поток-объем характеризуется быстрым подъемом и постепенным снижением, как показано на Рис. 27. При недостаточном диаметре - форма кривой приближается к прямоугольной.

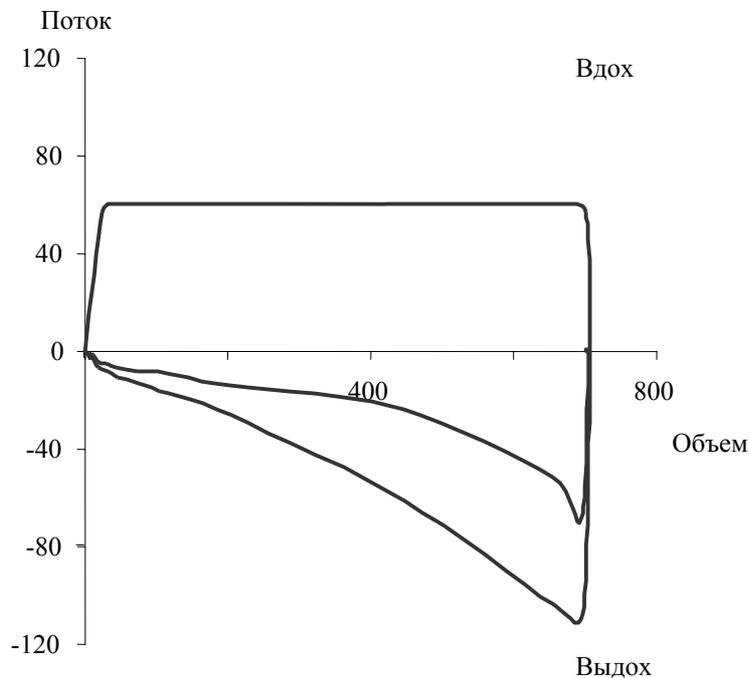
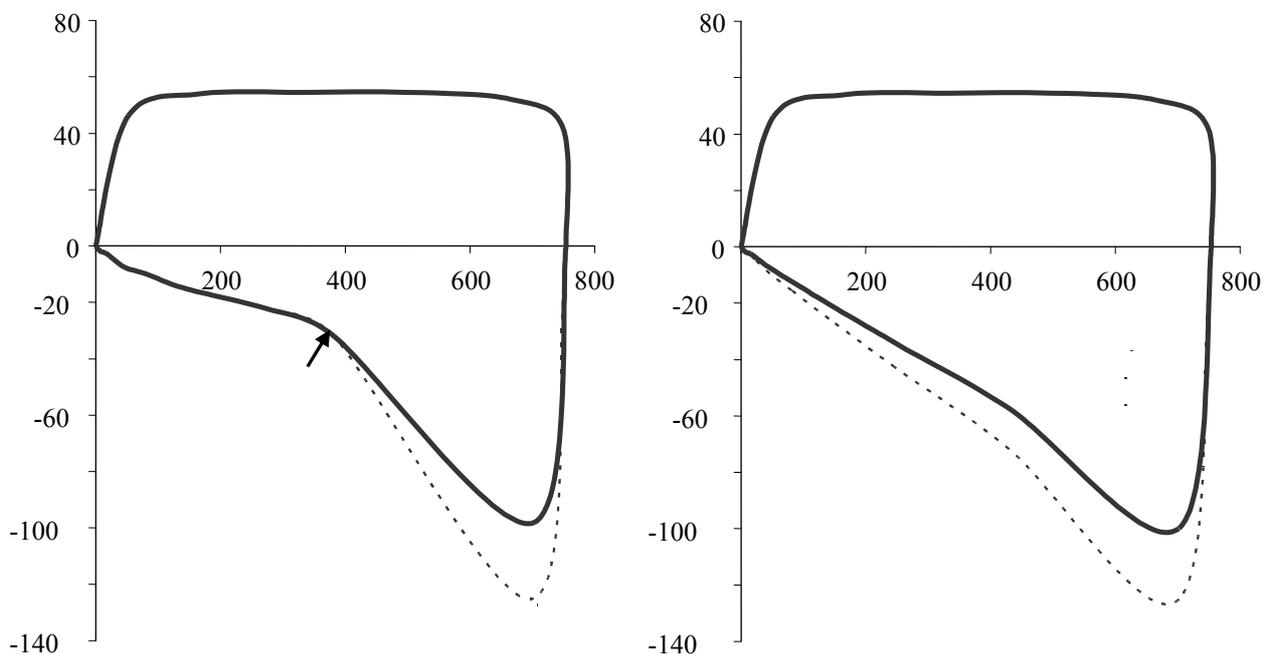


Рис. 27. Оценка эффекта бронхолитической терапии с помощью петли «Поток-объем» при объемной вентиляции с постоянным потоком

Оценка сопротивления дыхательных путей с помощью петли «Поток-объем» может быть полезной при определении эффекта бронхолитической терапии. Если таковой присутствует, величина экспираторного потока увеличивается, а форма экспираторной части кривой становится менее вогнутой, как показано на Рис.27.

Определение ограничения экспираторного потока. Для определения ограничения экспираторного потока при ИВЛ используется методика с отрицательным давлением. [8].

Она заключается в создании небольшого отрицательного давления (около -5 см. вод. ст.) во время выдоха. Таким образом, увеличивается градиент давлений между альвеолами и контуром вентиляции. При отсутствии ограничения экспираторного потока, при создании отрицательного давления отмечается соответствующее увеличение экспираторного потока по сравнению с предшествовавшим дыхательным циклом, как показано на Рис. 28 справа. Сплошной линией показана петля «Поток-объем» при положительном давлении во время выдоха. Пунктирной – при отрицательном. Если ограничение экспираторного потока имеет место, на протяжении заключительной фазы выдоха экспираторный поток не увеличивается по сравнению с контрольным дыхательным циклом, как показано на Рис. 28 слева.



Сплошной линией показана петля «Поток-объем» при положительном давлении во время выдоха. Пунктирной – при отрицательном.

На рисунке слева представлена картина характерная для ограничения экспираторного потока, когда увеличение разности давлений не сопровождается увеличением потока (показано стрелкой). Справа ограничения экспираторного потока не выявляется.

Рис. 28. Петля «Поток-объем» при определении ограничения экспираторного потока с помощью негативного давления в контуре вентиляции

Метод с отрицательным давлением в дыхательном контуре не требует кооперации с больным и может быть выполнен при отсутствии спонтанного дыхания. Встроенным устройством для создания негативного давления во время выдоха опционально оснащаются аппараты для ИВЛ фирмы Dräger. Объем легких, при котором отмечается ограничение экс-

пираторного потока, соответствует объему закрытия. Его определение имеет существенное клиническое значение.

У больных с хронической бронхообструктивной патологией ограничение экспираторного потока способствует динамической гиперинфляции и возникновению авто ПДКВ, что сопровождается увеличением механической работы по вентиляции, истощением дыхательных мышц, диспноэ, и негативными гемодинамическими проявлениями. Больные с ограничением экспираторного потока представляют проблему в плане перевода на спонтанное дыхание. С целью снижения энергетической цены дыхания у данной категории больных предлагается использование внешнего ПДКВ. Однако эта мера обладает положительным эффектом только в случае значительного ограничения экспираторного потока и высокого авто ПДКВ. Она не должна использоваться без подтверждения ограничения экспираторного потока. В то же время, ограничение экспираторного потока достаточно редко исследуется у больных, получающих ИВЛ, поскольку стандартный метод, построенный на сравнении максимальной и обычной петель Поток-объем в условиях отделения интенсивной терапии, как правило, неприемлем. В результате, терапия, которая могла бы снизить ограничение максимального экспираторного потока (т.е. бронходилататоры), используется далеко не во всех случаях, когда она необходима.

У больных с рестриктивной патологией легких ограничение экспираторного потока способствует региональной неравномерности распределения авто ПДКВ, поскольку вызывает неоднородное опорожнение легких. Вследствие сил гравитации во время выдоха динамическая компрессия периферических дыхательных путей отмечается преимущественно в нижерасположенных зонах легких. В результате у больных с респираторным дистресс синдромом и ограничением экспираторного потока отмечается значительно большая неравномерность авто ПДКВ. Применение внешнего ПДКВ, достаточного для уравновешивания авто ПДКВ вследствие ограничения экспираторного потока, не только снижает неравномерность наполнения легких, но и способствует улучшению оксигенации крови без существенного увеличения конечного экспираторного объема. Измерение ограничения экспираторного потока и авто ПДКВ полезно в оценке эффекта бронходилататоров и влияния положения тела на динамическую гиперинфляцию легких. Величина внешнего ПДКВ выбирается такой, чтобы устранить ограничение экспираторного потока, как показано на Рис. 28 справа.

Литература

1. Брыгин П.А. Методы и режимы современной искусственной вентиляции легких // Москва 1998. – 57 с.
2. Baum M, Benzer H, Putensen CH, Koller W., Putz G Eine neue Form der augmentierenden Beatmung // Anaesthetist 1989.- Vol. 38 – P. 452-458.
3. Stock. M. CH, Downs J.B, Airway Pressure Release Ventilation: Anew concept in ventilatory support // Critical Care Medicine 1987. - Vol. 15, No 5. - P. 459-461.
4. Lofaso F, Brochard L, Hang T, Lorino H, Harf A, Isabey D, Home versus Intensive Care Pressure Support Devices // Am. J. Respir. Crit. Care. Med. 1996. – Vol. 153. – P. 1591-1599.
5. Howman S. F., Mechanical Ventilation: A Review and Update for Clinicians // Hospital Physician 1999. – Vol. 12. - P: 26 – 36
6. Fitzgerald, J: BIPAP, BiPAP, APRV - a breadth of explanations // Med. Technol. Today. 1998, - Vol. 1. - P: 12–15.
7. Otis A.B., Fen W.O., Rahn H. Mechanics of breathing in man // J. Appl. Physiol. 1950. – Vol. 2. – P: 592-607.
8. Valta P., Corbeil C., Lavoie A. et al. detection of expiratory flow limitation during mechanical ventilation // Am. J. Resp. Crit. Care. Med. – 1994. – Vol. 150. – P: 1131-1137.

Учебное издание

***Канус
Иван Иванович***

д. мед. наук, профессор, заведующий кафедрой анестезиологии-реаниматологии Бел МАПО

***Олецкий
Валерий Эдуардович***

к. мед. Наук, ассистент кафедры анестезиологии-реаниматологии Бел МАПО,

Современные режимы искусственной вентиляции легких: Учебно-методическое пособие. – Мн.: БелМАПО, 2004. – 64 с.

Утверждено Советом хирургического факультета Бел МАПО в качестве учебно-методического пособия (протокол № от 2004 г.)

Технические и функциональные характеристики аппаратов Виан-1 и Виан-2

Режимы вентиляции	Виан-1-2
IPPV	+
PCV	+
SIMV	+
PSIMV	+
PSV	+
CPAP	+
Вентиляция с ручным управлением	+
Вентиляция апноэ	+

Технические характеристики

Дыхательный объем (мл)	(20) 50-1200 (2000)
Частота дыхания (мин ⁻¹)	6-60 (80)
Минутная вентиляция (л/мин)	0,3-25
Соотношение времени вдоха и выдоха (I:E)	4:1-1:4 (6)
Максимальное давление (см. вод.ст.)	5-50
Инспираторная пауза (%)	0-50
Потоковый триггер (л/мин)	2-20
ПДКВ (см. вод.ст.)	0-30
Ограничение давления на вдохе (см. вод.ст.)	5-50
Экстренная подача кислорода (л/мин)	40-70

Мониторинг

Давление в дыхательных путях, (Пиковое, Плато, Среднее, ПДКВ)	+
Экспираторный дыхательный объем	+
Частота дыхания	+
Соотношение длительности вдоха и выдоха	+
Индикация попытки вдоха	+
Динамическое сопротивление и растяжимость	+
Графическое отображение	+
Кривая давления в реальном времени	+
Кривая потока в реальном времени	+
Петля объем-давление	+
Петля поток-объем	+
Концентрация кислорода в дыхательной смеси на вдохе	+
Концентрация углекислого газа в дыхательной смеси	±
Капнограмма	±
Сатурация гемоглобина и частота пульса	+
Плетизмограмма	±

Сигналы тревог

Апноэ	+
Разгерметизация контура	+
Отсутствие электропитания	+
Низкое давление кислорода в сети	+
Давление в дыхательных путях, верхний и нижний пределы	+
Экспираторный объем, верхний и нижний пределы	+
Частота дыхания, верхний и нижний пределы	+
Минутный объем дыхания, верхний и нижний пределы	+
Концентрация кислорода на вдохе, нижний предел	+
Насыщение крови кислородом, нижний предел	+
Частота пульса, верхний и нижний предел	+
Содержание CO ₂ в дыхательной смеси, верхний и нижний пределы	±