

АППАРАТ ИВЛ
PURITAN BENNETT™ 840

Medtronic
Further, Together



Связь между седацией и исходами лечения в ОРИТ

Обеспечение комфорта пациента во время пребывания в ОРИТ может быть чрезвычайно сложной задачей. Зачастую у пациентов в ОРИТ имеются нарушения сознания либо способности к общению.[1, 2]

У 71% пациентов за время пребывания в ОРИТ возникает как минимум один эпизод возбуждения.[1] Из чувства сострадания врачи часто используют седацию, чтобы уменьшить стресс.[1]

Тем не менее, накапливается научный материал, подтверждающий выраженную связь между седацией и неблагоприятными исходами лечения пациентов. Неправильное использование седации может привести к неудачному отлучению от ИВЛ, увеличить длительность пребывания в ОРИТ и затраты на лечение.[1]

Практические проблемы искусственной вентиляции

Хотя ИВЛ является необходимым вмешательством, стандартные режимы† механической вентиляции лишь в ограниченной степени позволяют контролировать работу дыхания пациента.[3-5] На практике 42% всех случаев увеличения глубины седации в ОРИТ обусловлены отсутствием синхронизации пациентов с аппаратом ИВЛ.[1]

Если возможность контролировать работу дыхания отсутствует, увеличение глубины седации может представляться наилучшим вариантом. Однако усиление седации увеличивает длительность пребывания пациента на ИВЛ.[1, 2]

Атрофия дыхательных мышц начинается уже спустя 18 ч.[6]

Хотя существует множество причин атрофии диафрагмы, но наиболее важной из них служит снижение активности, даже при использовании PSV и режимов, основанных на PSV.[6]



42% всех случаев увеличения глубины седации обусловлены десинхронизацией.[1]

†VC, VC+, PC, PS и режимы на основе PSV

Клиническая цель

Отлучение от ИВЛ занимает примерно 40% от общего времени работы аппарата ИВЛ.[9]

У большинства пациентов экстубация выполняется в течение трех дней, однако примерно 20% требуется продленная ИВЛ.[9]

ОСТРАЯ СТАДИЯ »

Исключить работу дыхательных мышц и устранить дыхательную недостаточность

УПРАВЛЯЕМЫЕ РЕЖИМЫ

В управляемых режимах ИВЛ пациент не должен выполнять какую-либо работу. Это условие является желательным на данной стадии, однако может вызывать проблемы при попытке перевести пациента на самостоятельное дыхание.[10]

СТАДИЯ ОТЛУЧЕНИЯ »

Способствовать восстановлению самостоятельного дыхания пациента и прекращению ИВЛ

ВСПОМОГАТЕЛЬНЫЕ (СПОНТАННЫЕ) РЕЖИМЫ

Многие авторы согласны с тем, что слабость дыхательных мышц может служить значительным фактором риска продленной ИВЛ.[7, 11]

В исследовании, опубликованном в журнале *New England Journal of Medicine*, было установлено, что мышечная атрофия возникает уже спустя 18 ч механической вентиляции.[6]

Хотя существует множество причин атрофии диафрагмы, но важным фактором служит снижение активности, даже в спонтанных режимах, таких как поддержка давлением (PSV).[7]

НЕУДАЧНОЕ ОТЛУЧЕНИЕ

Кроме того, стандартные режимы ИВЛ обеспечивают жестко заданные параметры дыхания, которые могут не совпадать с естественным ритмом дыхания пациента, способствуя развитию порочного круга из десинхронизации, седации и мышечной слабости.[3, 4]

УПРАВЛЕНИЕ ОБЪЕМОМ

Если пациент приходит в сознание и пытается участвовать в дыхании, работа дыхания (WOB) и/или тревога может усиливаться:

- WOB — при недостаточном дыхательном объеме или слишком малой длительности вдоха. Это также может усиливать тревогу.
- Тревога — при слишком большой длительности вдоха.
- Пациент может проявлять признаки возбуждения, в связи с чем будет использована седация.[3]

УПРАВЛЕНИЕ ДАВЛЕНИЕМ

Сравнительно комфортный режим, в котором пациент может регулировать поток, однако от него не требуется выполнять какую-либо работу, что повышает риск развития мышечной атрофии.[7, 11]

ПОДДЕРЖКА ДАВЛЕНИЕМ

Является программируемым дыхательным режимом, несмотря на возможность спонтанного дыхания. Если пациент вызывает срабатывание триггера ИВЛ, он получает запрограммированный вдох.

Если настройки аппарата ИВЛ не соответствуют дыханию пациента, ему приходится выполнять слишком большую работу дыхания либо отказаться от самостоятельных попыток.

- WOB: если уровень респираторной поддержки ниже потребностей пациента, WOB будет возрастать.
- Сниженная активность: если уровень поддержки превышает потребности пациента, у него могут возникать периоды сниженной активности, что увеличивает риск мышечной слабости.
- Неэффективная функция триггеров: установлено, что является независимым прогностическим фактором увеличения продолжительности ИВЛ,4 а также может привести к увеличению WOB и/или тревоги.
- Пациент может проявлять признаки возбуждения, в связи с чем будет использована седация.[3]

Ожидание пациентом следующего вдоха сопровождается ощущением удушья, что приводит к развитию паники. Слишком частая, слишком поверхностная или слишком глубокая искусственная вентиляция является неудовлетворительной и утомительной для пациента, вызывая развитие стресса.[5]

РЕЗЮМЕ КОМПАНИИ ПО КЛИНИЧЕСКОМУ ИССЛЕДОВАНИЮ:

de Wit M, Miller KB, Green DA, Ostman HE, Gennings C, Epstein SK. Ineffective triggering predicts increased duration of mechanical ventilation.

Crit Care Med. 2009; 37(10):2740-2745

Неэффективная работа триггера служит предиктором увеличения продолжительности ИВЛ

ЦЕЛЬ

Определить, связана ли высокая частота неэффективной работы триггера за первые 24 ч искусственной вентиляции легких (ИВЛ) с увеличением продолжительности ИВЛ и уменьшением выживаемости без ИВЛ.

МЕТОДЫ

Было выбрано 60 пациентов отделений интенсивной терапии на основании следующих критериев: возраст > 18 лет, положительное давление в конце выдоха ≤ 10 см H2O, отношение PaO2/FiO2 ≥ 150, интубация эндотрахеальной трубкой и способность инициировать вдох.

У каждого пациента выполнялась регистрация кривых «давление-время» и «поток-время» на протяжении в общей сложности 10 минут за первые 24 ч ИВЛ. Данное устройство использовалось для неинвазивного изучения графиков кривых.

Все пациенты получали ИВЛ при помощи аппарата Puritan Bennett™ 840; измерения проводились в период времени с 7:00 до 18:00.

Неэффективная работа триггера определялась согласно критериям, приведенным в работе Thille et al.:1 снижение давления в дыхательных путях с одновременным повышением потока. Каждый эпизод десинхронизации оценивался двумя исследователями, от которых скрывалась информация о результатах лечения данного пациента.

Регистрировались следующие исходные параметры аппарата ИВЛ: режим вентиляции, дыхательный объем, заданная частота дыхания, способ активации триггера (поток или давление) и уровень ПДКВ (PEEP).

РЕЗУЛЬТАТЫ

1. Индекс неэффективности триггера (ITI) составил ≥ 10% у 16 пациентов и < 10% у 44 пациентов.
2. У пациентов с ITI ≥ 10% наблюдалось увеличение продолжительности ИВЛ на 6 дней, а также увеличение длительности пребывания в ОИТ и в стационаре. Смертность была сходной между двумя группами; у пациентов с ITI ≥ 10% вероятность выписки домой была ниже.
3. Была построена кривая Каплана—Мейера, отражающая продолжительность ИВЛ у пациентов с неэффективной работой триггера. Группа пациентов с ITI 10% и более обозначена толстой линией. Группа пациентов с ITI меньше 10% обозначена тонкой линией.

ВЫВОДЫ

Неэффективная работа триггера, которая является распространенной формой десинхронизации, провоцирует увеличение продолжительности ИВЛ. Исследователи установили, что у пациентов с наличием десинхронизации продолжительность ИВЛ составила 10 дней по сравнению с продолжительностью 4 дня у пациентов без десинхронизации.

Увеличение продолжительности ИВЛ может сопровождаться увеличением длительности пребывания в стационаре.

По мнению авторов, данное исследование не позволяет однозначно установить связь между неэффективной работой триггера и увеличением продолжительности ИВЛ, поскольку неэффективная работа триггера может как приводить к увеличению продолжительности ИВЛ, так и служить всего лишь маркером неблагоприятного исхода.

Тем не менее, авторы привели результаты многофакторного анализа, свидетельствующие в пользу первого варианта, а также описали несколько различных механизмов, посредством которых неэффективная работа триггера может способствовать развитию неблагоприятного исхода.

График продолжительности ИВЛ у пациентов с неэффективной работой триггера. Группа пациентов с ITI 10% и выше обозначена толстой линией. Группа пациентов с ITI меньше 10% обозначена тонкой линией.

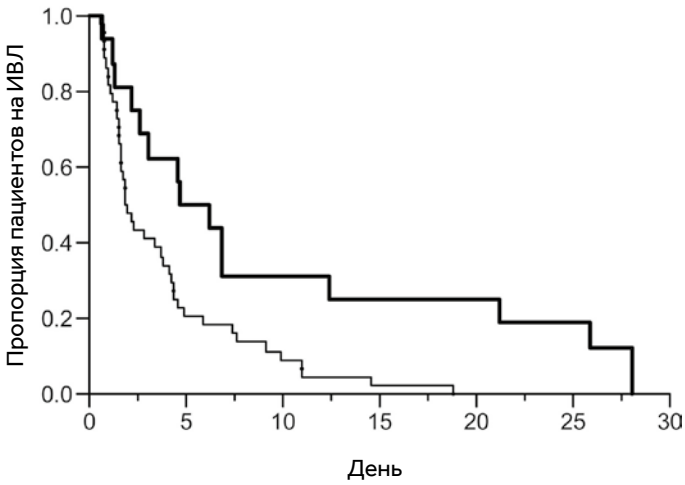


График использован с разрешения: Lippincott Williams & Wilkins; Crit Care Med. 2009 37(10):2744. de Wit M, Miller KB, Green DA, Ostman HE, Gennings C, Epstein SK.

Обеспечить естественное дыхание

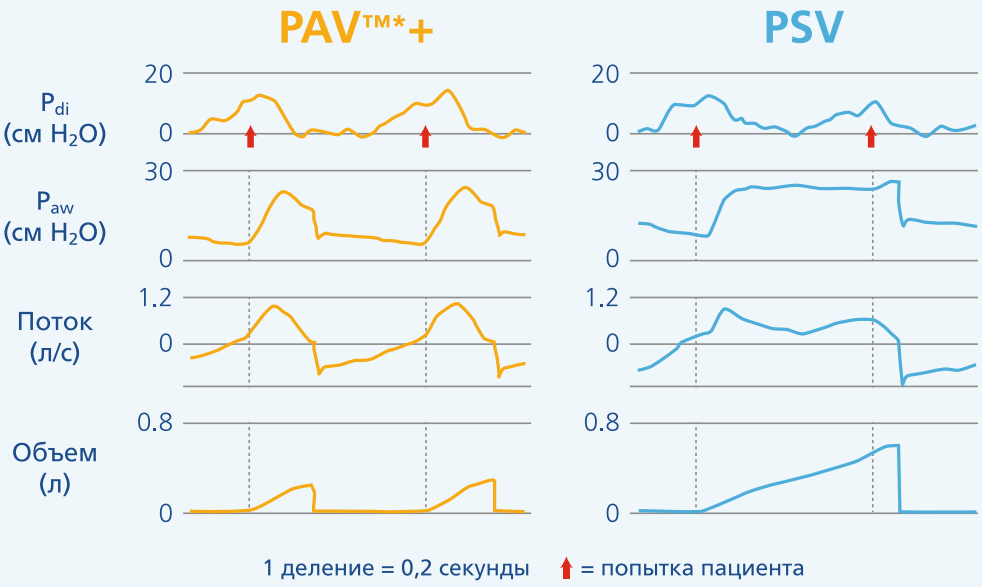
Мы, сотрудники компании Medtronic, считаем, что искусственная вентиляция легких может и должна быть как можно более естественной.

Наше программное обеспечение PAV™*+ для аппарата ИВЛ Puritan Bennett™ 840 представляет собой режим дыхания, который позволяет более точно управлять работой дыхания пациента и обеспечивает более естественное дыхание по сравнению с традиционными режимами ИВЛ.[8]

Программное обеспечение PAV™*+ обеспечивает управление работой дыхания пациента при помощи алгоритма, который отличается от других современных режимов ИВЛ.[12]

В режиме PAV™*+ пациент определяет частоту, глубину продолжительность дыхательных циклов.

- Поток служит индикатором дыхательной потребности пациента, указывая, когда пациент хочет начать вдох, насколько глубоким он должен быть, когда завершить вдох, а также какая необходима частота дыхания.
- Режим PAV™*+ непрерывно оценивает запрос пациента, измеряя поток и объем каждые 5 мс.
- При изменении запроса пациента PAV™*+ изменяет уровень поддержки в этом же дыхательном цикле.
- Возможность пациента управлять частотой, глубиной и продолжительностью дыхательных циклов позволяет уменьшить чрезмерную нагрузку и возбуждение, что потенциально снижает неоправданное использование седации.[13-17]



Неэффективные попытки (в минуту)

Уровень поддержки	PAV™*+	PSV
Мин.	0.3	1.0
	0.6	4.0
	1.0	10.0
Макс.	1.2	13.0

Режим PAV™*+ обеспечивает более высокую адаптацию к потребностям пациента, чем режимы вентиляции, основанные на поддержке давлением (PSV)

Год	Автор	Результаты
2011	Costa et al[13]	«PAV+ улучшает взаимодействие пациента с аппаратом ИВЛ, значительно снижает частоту десинхронизации в конце выдоха.»
2009	Xirouchaki et al[14]	«По сравнению с PS, PAV+ уменьшает частоту вмешательств персонала, таких как изменение параметров аппарата ИВЛ либо доз седативных препаратов.»
2008	Xirouchaki et al[15]	«По сравнению с PS, PAV+ увеличивает вероятность сохранения спонтанного дыхания, при этом значительно снижая частоту десинхронизации между пациентом и аппаратом ИВЛ.»
2007	Bosma et al[16]	«Использование PAV+ приводит к повышению качества сна в сравнении с PSV.»



Параметр %Support (уровень поддержки в процентах) позволяет врачу регулировать распределение работы дыхания между пациентом и аппаратом ИВЛ.

- Работа дыхания может быть рассчитана на основе «уравнения работы»[18]
- Если известны значения R и E, можно рассчитать создаваемое пациентом давление (Pmusc) и работу дыхания в режиме реального времени при помощи уравнения работы:[16, 18-21]

$$P_{MUSC} + P_{VENT} = \text{(поток x сопротивление)} + \text{(объем x эластичность)}$$

- Режим PAV™*+ рассчитывает растяжимость и сопротивление дыхательной системы через каждые 4–10 вдохов.
- После установки уровня поддержки (%Support) врач может использовать индикатор работы дыхания (WOB) для контроля выполняемой пациентом работы в реальном времени.
- Индикатор работы дыхания отображает как общую работу дыхания (WOBtot), так и работу дыхания, выполняемую пациентом (WOBpt).
- При этом показатель работы дыхания, отображаемый за пределами зеленой зоны, указывает на усталость пациента.

Индикатор работы дыхания в сочетании с тщательной клинической оценкой избавляет от необходимости угадывать подходящий уровень респираторной поддержки.

Контроль работы дыхания в реальном времени дает врачу возможность поддерживать постоянный уровень работы мышц пациента, уменьшая риск как атрофии дыхательных мышц, так и перегрузки, которая может вызвать усталость.[7, 9, 11]



Индикатор работы дыхания отображает как общую работу дыхания (WOB_{TOT}), так и работу дыхания, выполняемую пациентом (WOB_{PT})





Врач задает параметр «% Supp», чтобы определить процент работы дыхания, выполняемой пациентом



PAV™+

Протокол использования

Таблица 1. Процедура перевода пациента в режим PAV+

1. Убедитесь в том, что идеальная масса тела (IBW), размер эндотрахеальной трубки и максимальное давление в дыхательных путях (40 см H_2O) заданы правильно.

2. Задайте исходное значение PEEP и концентрации кислорода во вдыхаемой смеси (FiO_2) согласно стандартным критериям. Как и в других режимах, исходный уровень PEEP должен быть ≥ 5 см H_2O. В случае развития гипоксемии используйте стандартные методы для ее устранения (коррекция PEEP и FiO_2). В режиме PAV+ для коррекции PEEP может использоваться показатель растяжимости (см. пункт 7 ниже).

3. Немедленная реакция пациента на переход в режим PAV может значительно отличаться в зависимости от наличия избыточной поддержки или десинхронизации в предыдущем режиме ИВЛ: от «без изменений» до «очень поверхностное дыхание» и вплоть до «центральное апноэ». Перед тем как переходить к дальнейшим действиям, подождите примерно минуту, чтобы посмотреть, сохраняется ли характер дыхания пациента.

4. В режиме PAV параметры дыхания могут изменяться в достаточно широких пределах, что является нормальным. Дыхательный объем (V_T) может быть достаточно низким (3-4 мл/кг). Если при этом отсутствует увеличение частоты дыхания (ЧД) либо другие признаки дистресса, низкий V_T не является показанием к изменению уровня поддержки.

5. Высокая частота дыхания (вплоть до 50 дых/мин) сама по себе может не указывать на наличие дистресса, который должен сопровождаться другими проявлениями (например, устойчивые изменения частоты сердечных сокращений либо артериального давления, участие в дыхании вспомогательной мускулатуры, повышенное потоотделение). У многих пациентов частота дыхания может быть высокой даже при достаточном уровне поддержки; в других режимах (кроме PAV) это явление маскируется десинхронизацией (т. е. наличием неэффективных попыток).

6. Переход в режим PAV может сопровождаться повышением парциального давления CO_2 ($PaCO_2$) в артериальной крови. В большинстве случаев это обусловлено гипервентиляцией до перехода в режим PAV. Озабоченность может вызывать лишь снижение pH ниже нормального уровня (т. е. < 7,35). Ацидоз без сопутствующего дистресса указывает на депрессию дыхательного центра (пока причина угнетения дыхательного центра не устранена, режим PAV пациенту противопоказан).

7. Наличие дистресса при уровне поддержки 70% наблюдается редко и, как правило, обусловлено замедленным срабатыванием триггера в результате тяжелого динамического перераздувания легких и слабости дыхательной мускулатуры (например, у пациентов с обструктивными заболеваниями легких). Другой возможной причиной может служить очень низкая растяжимость при низком объеме легких (например, пациенты с ожирением, заболеваниями брюшной полости, ОПЛ/ОРДС и др.); как правило, у таких пациентов наблюдается гипоксемия. Каждое из этих состояний может быть улучшено путем увеличения PEEP, которое может выполняться под контролем изменений показателя растяжимости (C). Например, можно повышать PEEP, пока растяжимость не перестанет увеличиваться. Однако при определении максимального допустимого уровня PEEP следует также учитывать другие факторы.

8. После коррекции PEEP лишь у единичных пациентов сохраняется дистресс при уровне дыхательной поддержки 70%. У этих пациентов следует повышать процент поддержки с шагом 5% вплоть до 90%. После каждого шага необходимо выждать в течение 15-20 дыхательных циклов, контролируя наличие удлиненных вдохов (замедленное переключение на выдох). При появлении удлиненных вдохов следует уменьшить поддержку до предыдущего уровня.

9. У некоторых пациентов с чрезмерной задержкой срабатывания триггера (см. пункт 7 выше) улучшение не может быть достигнуто путем повышения PEEP и процента поддержки. Этим пациентам противопоказана ИВЛ в режиме PAV, пока не будут разработаны улучшенные методы срабатывания триггера.

10. Как правило, у таких пациентов невозможно быстрое отлучение от ИВЛ. Снижение процента поддержки и уровня PEEP должно выполняться медленно (в течение нескольких часов или дней, в зависимости от конкретного пациента).

Georgopoulos et al. Intern J of Int Care: Autumn pg 74–83

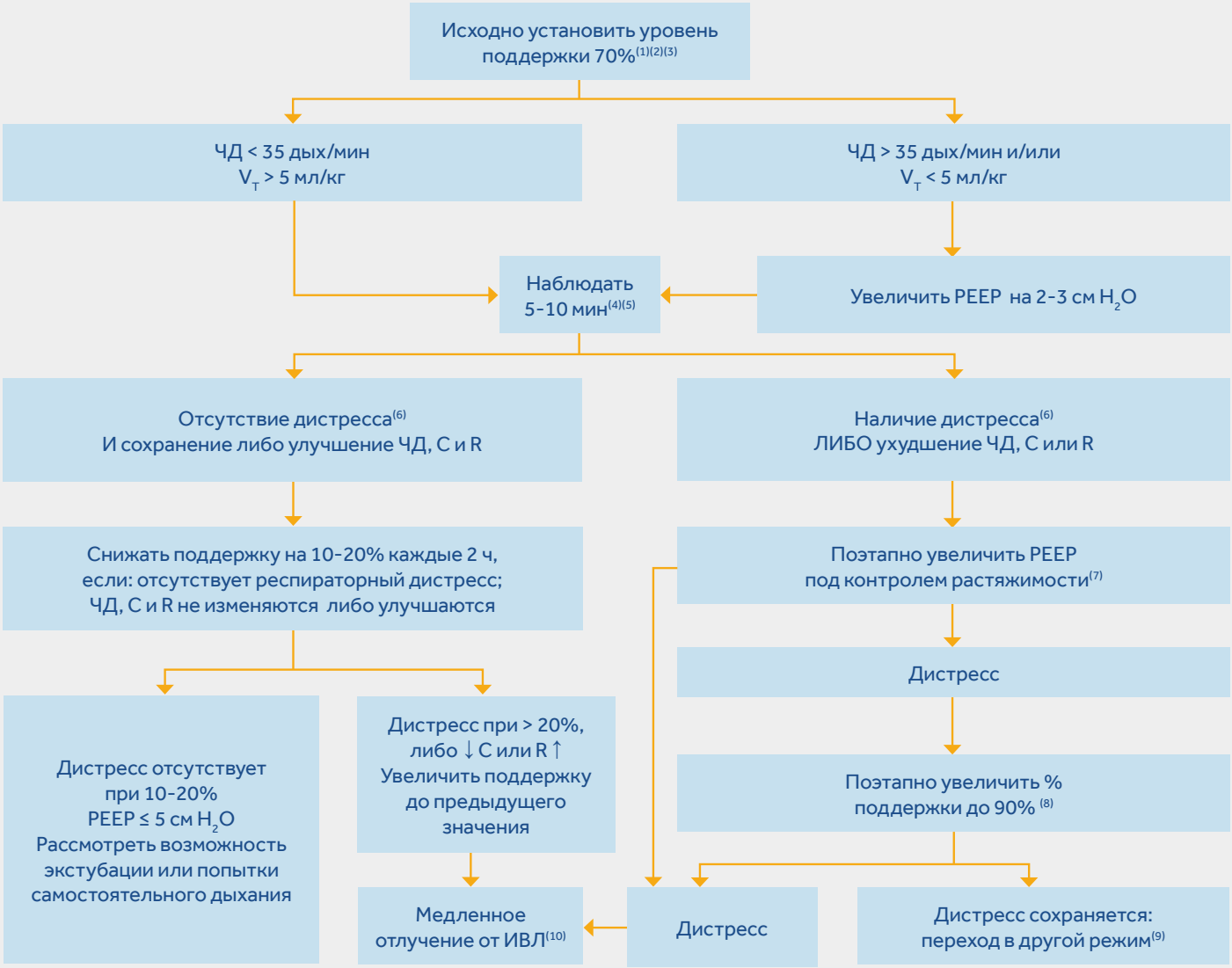


Таблица 2. Определение респираторного дистресса

Наличие как минимум двух из перечисленных ниже признаков:

- ЧСС > 120% обычного значения в течение > 5 мин и/или систолическое АД > 180 или < 90 мм рт. ст. и/или изменение систолического АД на > 20% от предыдущего значения длительностью > 5 мин
- ЧД > 40 дых/мин в течение > 5 мин
- Выраженное участие вспомогательной мускулатуры
- Потливость
- Парадоксальное торакоабдоминальное дыхание
- Выраженные жалобы на одышку (у пациентов в сознании)



Хороший выбор для вашей клиники

Кроме программного обеспечения PAV™*, аппарат ИВЛ Puritan Bennett™ 840 обладает полным спектром программных опций, функций безопасности и дополнительных принадлежностей, предназначенных для различных пациентов — от новорожденных до взрослых.

Программные опции

Leak Compensation. Чтобы обеспечить доставку пациенту необходимого потока и объема, программное обеспечение Leak Compensation (Компенсация утечки) незамедлительно обнаруживает и быстро корректирует изменения, вызванные смещением дыхательного контура или движениями пациента, утечками, а также другими факторами, которые препятствуют достижению заданных параметров дыхания. Это позволяет предупредить авто-зацикливание и минимизировать вероятность десинхронизации пациента с аппаратом ИВЛ.

В исследованиях было показано, что аппарат ИВЛ Puritan Bennett™ 840 с программным обеспечением Leak Compensation:[5, 12]

- Синхронизирует параметры ИВЛ при увеличении либо уменьшении величины утечки в моделях как обструктивных, так и рестриктивных заболеваний легких, а также при уровне PEEP 5 см H2O и 10 см H2O;
- Обеспечивает синхронизацию за меньшее количество дыхательных циклов, независимо от условий тестирования;
- Работает с одинаковой эффективностью как при инвазивной, так и при неинвазивной ИВЛ.



Программное обеспечение NeoMode 2.0. Данное программное обеспечение позволяет врачу корректировать показатель идеальной массы тела (IBW) без необходимости отключения пациента от аппарата ИВЛ, позволяя избежать дополнительных рисков, связанных с таким отключением. Кроме того, аппарат ИВЛ может выявлять и компенсировать утечки из контура пациента, что уменьшает частоту срабатывания тревоги и повышает безопасность пациента.

Программное обеспечение Bi-Level. Обеспечивает возможность спонтанного дыхания в любой момент, уменьшает десинхронизацию между пациентом и аппаратом ИВЛ. Данное программное обеспечение поочередно устанавливает два уровня давления в дыхательных путях. Наличие активного клапана выдоха повышает комфорт пациента и снижает затраты ОРИТ, связанные с продолжительной седацией.

Volume Control Plus. Этот управляемый режим ИВЛ позволяет пациенту делать спонтанные вдохи и автоматически регулирует давление, чтобы обеспечить доставку пациенту заданного дыхательного объема.

Программное обеспечение «Тренды». Отображает временные метки для настроек аппарата ИВЛ, более 53 контролируемых показателей пациента, а также заданных событий на протяжении интервала до 72 ч.

Программное обеспечение «Респираторная механика». Обеспечивает мониторинг ключевых показателей дыхания, что облегчает оценку состояния пациента.

Программное обеспечение «Компенсация сопротивления ЭТ трубки». Точно компенсирует работу дыхания, обусловленную преодолением сопротивления искусственных дыхательных путей. Позволяет врачам точнее определять готовность пациента к экстубации.



Функции безопасности

- **Определение отсоединения контура:** контролирует давление в контуре и фактический объем дыхания пациента для быстрого определения отсоединения контура.
- **Автоматическое определение пациента:** помогает предупредить случайное переключение аппарата ИВЛ в режим ожидания, который не обеспечивают вентиляцию.
- **Постоянная фоновая проверка:** непрерывно контролирует правильность функционирования электронных и пневматических компонентов аппарата ИВЛ на протяжении вентиляции пациента.
- **Фильтр выдоха с подогревом:** задерживает 99,97% вирусов и бактерий, которые содержатся в выдыхаемом воздухе, защищая от них пациентов, врачей и посетителей.[18, 19]
- **Резервный источник питания (BPS) Puritan Bennett™ 803 с увеличенной емкостью:** обеспечивает непрерывную работу аппарата ИВЛ на протяжении до 4 ч, что минимизирует риски, связанные с прекращением подачи электроэнергии.[20]

Дополнительные принадлежности

- **Передвижная стойка аппарата ИВЛ Puritan Bennett™ 840:** позволяет разместить аппарат ИВЛ в условиях ограниченного пространства, если не требуется компрессор. Оснащена двойными блокируемыми колесами и эргономичной системой рукояток со всех сторон аппарата для улучшения маневренности.
- **Тележка компрессора Puritan Bennett™ 840:** обеспечивает надежное крепление компрессора, а также резервного источника питания с продолжительностью работы 1 или 4 ч.
- **Компрессор Puritan Bennett™ 806:** устанавливается на тележке аппарата ИВЛ и компрессора; обеспечивает безопасный альтернативный источник подачи воздуха в случае отсутствия баллонов с воздухом либо настенной магистрали.
- **Тележка аппарата ИВЛ Puritan Bennett™ 840:** легкая, компактная, обеспечивает высокую маневренность.



Литература

1. Siegel MD. Management of agitation in the intensive care unit. Clin Chest Med. 2003;24(4):713-725.
2. Tate JA, Devito Dabbs A, Hoffman LA, Milbrandt E, Happ MB. Anxiety and agitation in mechanically ventilated patients. Qual Health Res. 2012;22(2):157-173.
3. Thille AW, Rodriguez P, Cabello B, Lellouche F, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. Intensive Care Med. 2006;32(10):1515-1522.
4. de Wit M, Miller KB, Green DA, Ostman HE, Gennings C, Epstein SK: Ineffective triggering predicts increased duration of mechanical ventilation. Crit Care Med. 2009;37(10):2740-2745.
5. Epstein SK. Optimizing patient-ventilator synchrony. Semin Respir Crit Care Med. 2001;22(2):137-152.
6. Levine S, Nguyen T, Taylor N, et al. Rapid disuse atrophy of diaphragm fibers in mechanically ventilated humans. N Engl J Med. 2008;358(13):1327-1335.
7. Hermans G. Increased duration of mechanical ventilation is associated with decreased diaphragmatic force: a prospective observational study. Crit Care. 2010;14:R127.
8. Pohlman MC, et al. Excessive tidal volume from breath stacking during lung-protective ventilation for acute lung injury. Crit Care Med. 2008;36(11): 3019-3023.
9. Anzueto A, Peters JI, Tobin MJ, et al. Effects of prolonged controlled mechanical ventilation on diaphragmatic function in healthy adult baboons. Crit Care Med. 1997;25(7):1187-1190.
10. Wilkins RL, Stoller JK, Scanlan CL. Egan's Fundamentals of Respiratory Care. 8th ed. Louis, MO: Mosby; 2003.
11. Haitsma JJ. Diaphragmatic dysfunction in mechanical ventilation. Curr Opin Anaesthesiol. 2011;24(2): 214-218.
12. Puritan Bennett™ 840 ventilator operations manual
13. Costa R, Spinazzola G, Cipriani F, et al. A physiologic comparison of proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors (PAV+) versus pressure support ventilation (PSV). Intensive Care Med. 011;37(9):1494-1500.
14. Xirouchaki N, Kondili E, Klimathianaki M, Georgopoulos D. Is proportional-assist ventilation with load-adjustable gain factors a user-friendly mode? Intensive Care Med. 2009;35(9):1599-1603.
15. Xirouchaki N, Kondili E, Vaporidi K, et al. Proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors in critically ill patients: comparison with pressure support. Intensive Care Med. 2008;34(11):2026-2034.
16. Bosma K, Ferreyra G, Ambrogio C, et al. Patient-ventilator interaction and sleep in mechanically ventilated patients: pressure support versus proportional assist ventilation. Crit Care Med. 2007;35(4):1048-1054.
17. Younes M. Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. Theory. Am Rev Respir Dis. 1992;145(1):114-120.
18. Younes M, et al. Proportional Assist Ventilation. In: Tobin M. Principles and Practice of Mechanical Ventilation. McGraw-Hill. 2006: 335-364.
19. Younes M, Webster K, Kun J, Roberts D, Masiowski B. A method for measuring passive elastance during proportional assist ventilation. Am J Respir Crit Care Med. 2001;164(1):50-60.
20. Grasso S, Ranieri WM, Brochard L, et al. Closed loop proportional assist ventilation (PAV): Results of a phase II multicenter trial. Am J Respir Crit Care Med. 2001, 163:A303.
21. Younes M, Riddle W, Polacheck J. A model for the relationship between respiratory neural and mechanical outputs: III. Validation. J Appl Physiol. 1981;51(4): 990-1001.



© 2016 Medtronic. Все права зарегистрированы компанией Medtronic. Логотип Medtronic и Further, Together торговые марки Medtronic. Все остальные бренды являются торговыми марками Medtronic.

Medtronic

www.medtronic.com
ООО "Медтроник"
123112, Москва,
Пресненская набережная, д. 10
Тел.: +7(495)580-73-77
Факс: +7(495)580-73-78
E-mail: info.russia@medtronic.ru