Российская Военно-медицинская академия

Кафедра анестезиологии и реаниматологии

Современный подход к классификации режимов искусственной вентиляции легких

(Курсовая работа)

Санкт-Петербург

2008

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ 4

Введение 6

Глава 1. Исторические события в эволюции респираторной терапии 9

1. 1. Применение оксигенотерапии 9

1.2. Клиническое использование механической вентиляции 11

Глава 2. Некоторые технические аспекты механической вентиляции и классификации аппаратов ИВЛ 21

2.1. Схема контроля (управления) 22

Глава 3. Режимы управления вентилятором 42

3.1. Режимы 44

Непрерывная Принудительная Вентиляция (Continuous Mandatory Ventilation) 44

Вспомогательная / Контролируемая Вентиляция (Assist / Control Ventilation) 46

Вспомогательная Искусственная Вентиляция (Assisted Mechanical Ventilation) 47

Перемежающаяся Принудительная Вентиляция(Intermittent Mandatory Ventilation) 48

3.6. Синхронизированная Перемежающаяся Принудительная Вентиляция (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation) 50

Вентиляция с поддержкой давлением (Pressure Support Ventilation) 55

Постоянное Положительное Давление Дыхательных Путей 7 (Continuous Positive Airway Pressure) 58

Вентиляция со свободным (сбрасываемым) давлением дыхательных путей (Airway Pressure Release Ventilation) 59

Принудительная Минутная Вентиляция (Mandatory Minute Ventilation) 63

комбинированные режимы 64

режимы двойного контроля искусственной вентиляции легких 65

Двойной Контроль в пределах цикла дыхания 65

Обеспечиваемая объемом поддержка давлением

(Volume Assured Pressure Support) 65

Вентиляция с Двойным Контролем от дыхания к дыханию 69

Поддержка объемом (Volume Support) 69

Вентиляция регулируемая давлением с контролем объема

(Pressure-Regulated Volume Support) 71

Автоматический режим (Automode) 73

Адаптивная поддержка вентиляции

(Adaptive Support Ventilation) 74

Автоматическая компенсация трубки

(Automatic Tube Compensation) 76

Пропорциональная вспомогательная вентиляция

(Proportional Assist Ventilation) 80

ЗАКЛЮЧЕНИЕ 83

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ 85

## список сокращений

В современной медицинской литературе широко используются различные сокращения, которые применяются также для обозначения режимов искусственной вентиляции легких на респираторах зарубежного производства. Ниже приведены некоторые из этих аббревиатур, их расшифровка, а также общепринятые сокращения на русском и английском языках.

A / C - assist / control, вспомогательно - принудительный режим

ASV - adaptive support ventilation, адаптивная поддержка вентиляции

ATC - automatic tube compensation, автоматическая компенсация трубки

BiPAP - bi-level positive airway pressure, вентиляция с двумя уровнями (фазами) положительного давления в дыхательных путях

CMV/ - continuous mandatory ventilation, непрерывная принудительная вентиляция

CPAP - continuous positive airway pressure, постоянное положительное давление в дыхательных путях

IMV - intermittent mandatory ventilation, перемежающаяся принудительная вентиляция

IRV

 - inverse-ratio ventilation, вентиляция с инвертированным соотношением

вдох/выдох

MMV - mandatory minute ventilation, принудительная вентиляция с заданным минутным объемом

PAV - proportional assist ventilation, пропорциональная вспомогательная вентиляция

PC (PCV) - pressure-controlled ventilation, вентиляция с контролем по давлению

PC-IRV - PC inverse-ratio ventilation, вентиляция с контролем по давлению и инвертированным соотношением вдох/выдох

PEEP (ПДКВ) - positive end expiratory pressure, положительное давление в конце выдоха

PRVC - pressure regulated volume control; вентиляция с контролем объема и регуляцией давлением

PS (PSV, CSV) - pressure support ventilation, вентиляция с поддержкой давлением

SIMV - synchronized intermittent mandatory ventilation, синхронизированная перемежающаяся принудительная вентиляция

VAPS - volume-assured pressure support, режим обеспечиваемой объемом поддержки давлением

VS - volume support, поддержка объемом

FiO2 - фракционная концентрация кислорода в дыхательной смеси

ДО - дыхательный объем

ИВЛ - искусственная вентиляция легких

Триггер - система обратной связи респиратора с пациентом, благодаря которой осуществляется возможность синхронизации аппаратных вдохов и обнаружения спонтанной дыхательной активности с последующей респираторной поддержкой

ФОЕ - функциональная остаточная емкость

## Введение

Искусственная вентиляция легких является методом временного протезирования жизненно важной функции организма – внешнего дыхания. Несмотря на нежелательные побочные эффекты, ИВЛ незаменима при лечении тяжелобольных с острой дыхательной недостаточностью. Другого столь же эффективного способа устранения гипоксии и предупреждения развития в организме необратимых изменений современная медицина не знает.

Механическая вентиляция занимает значительное место в процессе выздоровления пациента от отделения интенсивной терапии до дома. В конце 1990-х в мире, по приблизительной оценке, 100.000 аппаратов ИВЛ находилось в использовании [Maclntyre N. R., Branson R. D., 2001]. Около половины из них - в Северной Америке. По тем же данным приблизительно 1.5. миллионам пациентов ежегодно в Соединенных Штатах проводится механическая вентиляция вне операционных блоков и послеоперационных палат, средняя продолжительность которой в госпиталях составляет 1-1,5 недели.

Две важные тенденции наметились в использовании вентиляции с положительным давлением в начале XXI столетия. Первая, это то, что количество интубированных пациентов и пациентов, нуждающихся в механической вентиляции, растет. Для этого имеется несколько причин. Одна из них – старение населения с большим количеством хронических заболеваний и частыми их обострениями. В дополнение, агрессивные хирургические манипуляции и процедуры выполняются пациентам старшего возраста и с более тяжелой патологией. Подобно этому более агрессивная химиотерапия проводится пациентам со злокачественными новообразованиями, результатом которой является большее количество имуноскомпрометированых больных с высоким риском септических осложнений и дыхательной недостаточности.

Вторая значимая тенденция в механической вентиляции, это то, что как только острая фаза дыхательной недостаточности разрешается, пациенты часто оказываются в хронической фазе зависимости от аппарата ИВЛ, результатом чего является повышение стоимости интенсивной терапии. Обе эти тенденции подразумевают, что потребность в ИВЛ только увеличится в течение обозримого будущего.

Расширение применения ИВЛ и поиск оптимальных конструкций аппаратов привели к их большому разнообразию. В конце 80-х – начале 90-х гг. в СССР выпускалось или готовилось к производству свыше 20 различных аппаратов, было известно также не менее 150 зарубежных конструкций [Бурлаков Р.И., Гальперин Ю.Ш., Юревич Ю.М., 1986]. Такое разнообразие затрудняет понимание принципиальных особенностей определенной модели, не позволяя эффективно использовать ее преимущества и нейтрализовать недостатки.

Актуальность работы обусловлена тем, что независимо от уровня экономического развития страны, лечебные учреждения различного ранга имеют на оснащении отделений интенсивной терапии аппараты ИВЛ зарубежного производства. И количество подобной аппаратуры непрерывно увеличивается. Современный аппарат ИВЛ представляет собой сложное устройство, требующее специальных знаний у врачей и обслуживающего персонала. Отсутствие таких знаний приводит к долгому «привыканию» к аппарату и неумелому его использованию, иногда ведущему к серьезным последствиям. Знание аппаратуры ИВЛ, грамотное и рациональное её использование являются отправной точкой успешного применения респираторной терапии. Но задача понимания механических вентиляторов становится все более трудной в течение последних нескольких лет. Это обусловлено тем, что производители пытаются достичь изделия отличающегося, создавая новые и различные названия для особенностей вентилятора, которые могут быть фундаментально одинаковыми. Однако, они могут использовать одинаковое слово для существенно различаемых особенностей. Существует ряд классификаций методов ИВЛ, которые по сути, не противоречат, но дополняют друг друга [Бурлаков Р.И. и др., 1986; Лескин Г.С., Кассиль В.Л., 1995; Гальперин Ю.Ш., Кассиль В.Л., 1996], поскольку почти ежегодно появляются новые режимы, предлагаемые различными фирмами. Для всех современных методов ИВЛ характерна общая черта – режим работы респиратора задается врачом и не зависит от пациента. В настоящее время разработано много режимов ИВЛ, основанных на разных принципах. Однако, общепринятой классификации их не существует [Кассиль В.Л., Лескин Г.С., Выжигина М.А., 1997].

Одним из рациональных вариантов решения данной проблемы может быть продвижение концепции определения ограниченного количества терминов, правил для их объединения и разъяснения терминологии. Невозможно заставить изготовителей принять последовательную схему классификации, но можно развивать ту, которая ясно объясняет, что делают вентиляторы, независимо от того, как производители называют это.

Целью данной работы является формулировка современного подхода к классификации режимов ИВЛ, определение и описание параметров, используемых для этого в настоящее время применительно к режимам ИВЛ.

## Глава 1. Исторические события в эволюции респираторной терапии

Использование медицинского газа для лечения (первично, кислород) и механическая вентиляция, включающие перемежающееся положительное давление, создаваемое специальными устройствами, положили развитие многогранному направлению в медицине – респираторной терапии.

## 1. 1. Применение оксигенотерапии

В 1798 году Thomas Beddoes основал Институт пневматики в Бристоле (Англия), и начал опыты с кислородом, открытым Priestly. Там он начал использовать кислород для лечения заболеваний сердца, астмы и отравлений опиумом.Т. Beddoes можно отнести к отцам ингаляционной терапии. Он использовал кислород для решения задач, стоявших в то время перед медициной. Кислородная палатка была использована в 1910 г. Тем не менее, это произошло до того, как в 1920 г. были положены твердые физиологические основы лечения кислородом [Leigh J. M., 1974., Helmholz H. F., 1989., Barach A. L., 1962].

Научные исследования John Scott Haldane и Joseph Barcroft кислородной недостаточности у человека показали пользу кислородной терапии. Руководимый желанием дальнейшего изучения, J. Barcroft в 1920 г. провел 5 дней в камере, заполненной 15% кислородом. J. S. Haldane совершенствовал кислородную маску в 1918 г. во время первой мировой войны, когда применил лечение пациентов с отравлением хлором, вызывавшим отек легких.

Дальнейшее развитие кислородных устройств (лицевые маски, металлические/резиновые катетеры, кислородные камеры) выявило необходимость развития научно обоснованного назначения терапии кислородом.

Кислородные палатки начали использоваться в клиниках с 1920 г. Leonard Hill использовал их для лечения трофических язв нижних конечностей. Использовались также большие кислородные палатки, в которых пациенты могли получать лечение. В этот же период J. S. Haldane предложил использовать кислород в смеси с обычным атмосферным воздухом. Он также начал использовать кислородные микстуры и разработал маску для дыхания с положительным давлением (СРРВ или СРАР), достигавшим 4 см Н2О.

В 1938 году Walter Boothby, W. Randolf Lovelace и Arthur Bulbulian в Майо-Клиник разработали маску, позволявшую достигать высоких концентраций кислорода с минимальным повторным его использованием. В дальнейшем это обеспечило кислородом пилотов, летавших на больших высотах во время второй мировой войны. Использование этих разработок для госпитальных целей стало возможным после войны [Helmholz H. F., 1989; Barach A. L., 1962].

В дальнейшем наука и технические нужды разделились, что требовало дополнительных инвестиций. Кроме того, использование кислорода вызывало необходимость подготовки специально обученного персонала, что также сопровождалось определенными трудностями. Врачи и медицинские сестры были не в состоянии поддерживать обслуживание 24 часа в сутки.

Но исследования в области использования кислорода не прекратились. В середине 60-х, Clark и John Severinghaus представили электроды, позволившие произвести анализ РаО2 и РаСО2. Анализ газов крови был включен в исследования для отделений ингаляционной терапии, а также часто использовался в операционных и лабораториях, исследовавших функцию легких.

Во время 70-х и начале 80-х гг. электроды Clark и John Severinghaus были адаптированы для чрескожного клинического применения. Пульсоксиметрия была открыта случайно Taku Aoyagi, в попытках измерить сердечный выброс с помощью окрашенного индикатора. Начиная с 1974 г. это исследование было принято как стандарт для клинических измерений в операционных и отделениях интенсивной терапии [Severinghaus J. W., Honda Y., 1987].

Для титрования концентрации кислорода E. J. Moran Campbell разработал в 1960 г. маску, обеспечивавшую высокопоточную контролируемую подачу кислорода. Воздушно-кислородные смесители были разработаны в середине 1970-х с дозированием кислорода и потока для использования в отделениях интенсивной терапии. В течение 1970-х было показано снижение смертности у пациентов, нуждавшихся в дополнительном кислороде [Nocturnal Oxygen Therapy Trial Group, 1980].

Преобразующие устройства, такие как резервуары (кислородные подушки), устройства импульсного потока и трахеальные катетеры были разработаны в 1980-х, в попытке сохранить стоимость продолжительной оксигенотерапии. Область респираторного ухода в настоящее время расширяется (сестринский уход на дому, самостоятельное обслуживание). В Соединенных Штатах в течение 1993 г. приблизительно 616.000 пациентов использовали кислород в домашних условиях [O’Donohue W. J.,Plummer A. L., 1994].

## 1.2. Клиническое использование механической вентиляции

Искусственная вентиляция легких была известна давно. Классическое описание этого метода есть в античной литературе [Гейронимус Т.В., 1975; Holy Bible]. Заслуживает внимания тот факт, что в эволюции метода ИВЛ можно выделить несколько выдающихся открытий, внесших вклад в развитие этого метода. Однако десятилетия, разделяющие эти открытия, характеризовались только крайним невежеством, распространением неправильных представлений и ложных впечатлений. Одним из ранних таких открытий является факт, установленный Андреем Везалием в середине XVI века. Он показал, что животным можно поддерживать жизнь ритмическими раздуваниями легких с помощью нагнетания в них воздуха кузнечными мехами. В середине XVII века Robert Hook повторил опыты Везалия и получил те же результаты [Faulconer A., Jr., Keys T. E., 1965], но прошло 100 лет, прежде чем эта идея была внедрена в практику.

К 1770 г. применение кузнечных мехов завоевало популярность при оживлении утонувших людей. Однако избыточный энтузиазм в применении этого метода часто брал верх над осторожностью. Большое усердие в данном случае нередко приводило к разрыву альвеол, пневмотораксу и смерти пострадавших. В результате к 1800 г. этот вид ИВЛ получил весьма дурную репутацию. В течение последующих 70 лет прогресса в данной области не было.

Устройства для механической вентиляции, более используемые, чем кузнечные меха, начали появляться после середины 1800-х. Самые ранние из них, такие как спирофор Woillez’s, 1876 г. (рисунок 1-1), использовали помещение тела пациента в железный каркас с большой мембраной, создававшей субатмосферное давление.

Другие устройства напоминали подвижные кабинеты или телефонные будки. Схема отрицательного давления была рассмотрена с позиций физиологии, и попыток интубации трахеи не предпринималось до 1890-х гг. Хирургам нетерпелось использовать свои новые техники оперативных вмешательств на грудной клетке, но они осознавали проблему пневмоторакса. Имея такие периоперационные проблемы, началось рассмотрение вентиляции с положительным давлением. Для решения этой задачи требовались искусственные дыхательные пути. В 1900 г. стали доступны изгибаемые металлические трубки и в 1909 г. Meltzer произвел оральную интубацию.

Однако, в 1904 г., молодой германский хирург Ernеst Sauerbrush, работая тогда над методикой анестезии в торакальной хирургии, изобрел камеру, позволявшую оперировать при отрицательном давлении (рисунок 1-2).

Эта идея в дальнейшем послужила основанием для разработки и применения кирасного (панцирного) респиратора. Однако метод различных (положительного – отрицательного) давлений был подхвачен и продолжил свою популярность в Европе. В противоположность этому, многие американские хирурги и анестезиологи вернулись к эндотрахеальной интубации и прямому введению воздуха в легкие. В 1913 г., в Питсбурге, Chevalier Jackson разработал ларингоскоп и интратрахеальный катетер. Однако, вентиляция с положительным давлением через маску продолжалась, пока не уменьшилось мистическое отношение к технике интубации. Это произошло благодаря работе Ivan Magill с коллегами во время первой мировой войны [Mörch E. T., 1990, Colice G. L., 1994].

Много устройств, создающих положительное давление было разработано для хирургии и реанимации. Аппарат Fell, модифицированный O'Dwyer 1888 г. был скомбинирован из ларингеальной трубки (изогнутая металлическая трубка, проводимая через голосовую щель) и мехов, приводимых в движение ногой (рисунок 1-3).

В 1907 г., в Германии, Heinrich Dräger разработал свой Pulmotor, который в течение нескольких последующих десятилетий завоевал довольно большую популярность, особенно в практике работы пожарных и полиции. В 1910 г., американец Henry Janeway сконструировал анестезиологическое устройство.

Одна из первых эпидемий полиомиелита произошла в Нью-Йорке в 1916 г. К 1928 г. Philip Drinker, Charles McKhann и Louis Shaw в Гарварде разработали первые «железные легкие», которые получили широкое применение. В 1932 г. John H. Emerson разработал свои железные легкие, которые имели улучшенную конструкцию для пациента и прозрачный купол, обеспечивая вентиляцию с положительным давлением и при открытом корпусе (рисунок 1-4, а).

Около 1938 г. эпидемия полиомиелита коснулась и Англии, где обеспечение железными легкими не отвечало потребности. Эпидемическая вспышка в Скандинавии, Европе и Америке в 1950-х коснулась как взрослых, так и детей (рисунок 1-4, б). Эта катастрофически возросшая потребность в механической вентиляции, также как и возросшая необходимость в вентиляторах для анестезии, послужила своеобразным толчком прогрессу в развитии данной области на международном уровне.

Во время трагической эпидемии в Копенгагене в 1952 г., доктор Bjorn Ibsen изменил тактику и вместо железных легких использовал трахеостомию и вентиляцию положительным давлением. Из-за ограниченного количества аппаратов, около 1400 студентов-медиков проводили ручную вентиляцию. Мешок АМБУ (AMBU-bag, adult manual

breathing unit) был разработан Henning Ruben в 1954 г. Скандинавы изготовили устройства положительного давления, такие как Aga Pulmospirator, Engstrom и Mörch (рисунок 1-5). Прототип Mörch был сконструирован, используя цилиндр, сделанный из городской коллекторной трубы, во время оккупации Копенгагена Германией.

Британские анестезиологи произвели Beaver, Blease Pulmoflator и Barnet. В Германии, компания Drager разработала Poliomat. Этот международный опыт в использовании продленной вентиляции с положительным давлением привел к её использованию как в торакальной и сердечной хирургии, так и в послеоперационном периоде. Шведские хирурги Bjork и Engstrom работали в одном направлении с британскими врачами Macintosh и Mushin.

Несмотря на то, что европейцы отказались от железных легких, В Соединенных Штатах до середины 1950-х пациенты с полиомиелитом продолжали получать лечение в респираторах корпусного типа. Национальный Фонд младенческого паралича приложил огромные усилия в попытке ликвидировать полиомиелит. Была внедрена вакцина (Salk, позже Sabin) и выделены средства на развитие центров интенсивного ухода. После этого Соединенные Штаты последовали Скандинавии и Британии в послеоперационном использовании контролируемой вентиляции. В это время V. Ray Bennet (рисунок 1-6) внедрил TV-2P «assister» в 1948 г., а Forrest Bird разработал свой «клинический магнитный респиратор» в 1951 г. (рисунок 1-7).

В середине 1950-х поршневой вентилятор E. Trier Mörch стал клинически доступным в Соединенных Штатах. Первое поколение вентиляторов с контролируемым давлением, таких как Bird Mark 7 и Bennett PR-1 было направлено в массовое производство в 1958 и 1961 гг. соответственно. Jack Emerson взял направление со своим объем/время-контролирующим аппаратом Post-Op или 3-PV в 1964 г. Доктор Thomas Petty с коллегами применили постоянное положительное давление дыхания (порог Alvan Barach’s) для использования в вентиляторах. Они назвали это положительным давлением в конце выдоха (РЕЕР) в 1967 г. и поддержали терапевтическое использование этого метода в лечении респираторного дистресс-синдрома взрослых.

Через 10 лет последовала вторая генерация вентиляторов объемного типа (Puritan-Bennet MA-1, Ohio 560, Bourns Bear 1, Siemens 900B). Эти вентиляторы стали «рабочими лошадками» в растущем количестве отделений интенсивной терапии в Соединенных Штатах. Параллельно, среди врачей интенсивной терапии возрастала потребность в квалифицированных специалистах в области управления вентиляторами.

Также развивались режимы дыхания и методы контроля функции вентилятора. Раннее оборудование управлялось пневматическими ил7и основными механическими переключателями. Управление функциями модернизировалось с появлением жидкокристаллических и транзисторных технологий в 1970-х. В настоящее время нами используется техника третьего поколения, основанная на микропроцессорах,.

Разнообразие дыхательных режимов расширилось. Классификация 1960-х (Mushin W. W) была обновлена R. Chatburn, чтобы лучше различать увеличивающуюся сложность технологий вентиляторов [Сhatburn R. L., 1991]. Однако, это не устранило противоречий в терминологии режимов между производителями и клиницистами.

Концепция перемежающейся принудительной вентиляции (IMV) первоначально была разработана Engstrom в середине 1950-х. Однако, в 1971 г. доктор Robert Kirby и соратники повторно ввели этот режим как первичный для вентиляции у младенцев с респираторным дистресс-синдромом, развивавшимся вторично у преждевременно рожденных. Доктор John Downs с коллегами применили этот режим у взрослых для облегчения отлучения от вентилятора. Клиницисты начали признавать этот режим. В середине 1980-х получил развитие режим вентиляции с поддержкой давлением (PSV). Доктор John Marini с коллегами начал исследование пациентов, находившихся на ИВЛ.

Другие первичные режимы вентиляции у взрослых были введены в 1980-х – 1990-х гг. Вентиляция с контролем давления (PCV) была рекомендована для снижения эффекта баротравмы дыхательных путей и повреждения альвеол, которые часто случались у пациентов с высоким легочным сопротивлением (ригидными легкими). Другое недавнее введение, чтобы снизить потребность в давлении, это вентиляция со свободным (сбрасываемым) давлением дыхательных путей (APRV).

Вентиляция с инвертированным отношением вдох/выдох (IRV) была предложена E. O. R. Reynolds в 1971 г. как метод улучшенной оксигенации у младенцев с респираторным дистресс-синдромом. Её применение распространилось и на взрослых пациентов с респираторным дистресс-синдромом, как вариант РЕЕР вентиляции с улучшенной оксигенацией и ограниченным давлением. Пропорционально вспомогательная вентиляция (режим PAV) появилась, обещая режим, в котором вентилятор генерирует давление пропорционально усилию пациента. В конце 1989 г., Respironics ввели понятие режима с двумя уровнями положительного давления (BiPAP), разработанный как неинвазивная альтернатива стандартной вентиляции и использующая назальную лицевую маску.

## Глава 2. Некоторые технические аспекты механической вентиляции и классификации аппаратов ИВЛ

Вентиляторы развились в высоко сложные, управляемые микропроцессором устройства с широким диапазоном операционных характеристик. К сожалению, наша терминология и концептуальные модели, которые мы используем, для понимания работы вентилятора, не успевают сохранять темп технологического развития.

В 1980-х производительность вентилятора диктовалась механической движущей системой. Появление микропроцессора позволило отдельному вентилятору производить любое количество форм кривых, столь же безграничное как воображение оператора. В этой главе представлена схема классификации аппаратов ИВЛ в соответствии с технологией, принятой ведущими членами сообщества пульмональной медицины [Chatburn R. L., Branson R. D., 1992] и большинством авторов зарубежных изданий по искусственной вентиляции легких.

## 2.1. Основные концепции

Вентилятор - это система взаимосвязанных элементов, предназначенных для изменения, передачи и направления прикладной энергии предопределенным образом, чтобы исполнить полезную работу (поддержать или заменить мускулатуру пациента при выполнении акта дыхания). Образ любого вентилятора может быть представлен следующим набором составляющих:

• входящая энергия (вид энергии, используемой при работе вентилятора),

• схема контроля (управления) (включая передачу и преобразование энергии),

• производительность (давление, объем и поток).

Этот простой образ может быть расширен, добавлением множества деталей (таблица 2-1).

##

## 2.2. Схема контроля (управления)

Чтобы понимать, как механизм может обеспечивать прирост естественной функции дыхания, необходимо понимание механики дыхания. Изучение механики имеет дело с силами, перемещениями и шкалой изменения этих перемещений. В физиологии, сила измерена как давление (давление = сила x площадь), смещение измерено как объем (объем = площадь х смещение), и степень изменения измерена как поток (например, средний поток = изменение объема/изменение времени; мгновенный поток = производная объема относительно времени). Нас интересует давление, необходимое для движения потока газа через дыхательные пути и увеличения объема легких.

Как пример, сложная система органов дыхания может быть представлена простой графической моделью (соломинка, связанная с воздушным шаром). Простая графическая модель аналогична простой электрической цепи, в которых податливость (комплайнс) является аналогичным емкости, сопротивление потоку аналогично электрическому сопротивлению, и давление аналогично уровню напряжения. Подобие физической и электрической моделей позволяет заимствовать математические модели от электрической разработки, заменяя давление, объем и поток, соответственно, напряжением, нагрузкой и током (рисунок 2-1).

Параметры для классификации аппаратов ИВЛ

Таблица 2-1

|  |  |
| --- | --- |
| Привод (источник энергии) ПневматическийЭлектрическийПеременный токПостоянный ток (батарея) Регуляция потока вдоха и формы кривой потокаВнешний компрессорВнутренний компрессорПоршеньЭлектрический двигатель / вращающееся колесоЭлектрический двигатель / линейный (стойка и шестерня) Пневматическая мембрана (диафрагма) Ограничение переменныхРедуцирующий давление клапанИзмерительная трубка (типа Thorp) Шаговый двигатель с ножничным клапаном (scissors-valve) Пропорциональный соленоид (клапан) ЭлектромагнитныйПрямо соединенный с шаговым двигателемУправляемая шаговым двигателем камераПропорционально разделенные управляемые клапаныСхема контроля (управления) Контроль контура (циркуляции) Механический ПневматическийЖидкостныйЭлектрическийЭлектронныйКонтроль переменных и форм кривыхДавлениеОбъемПотокВремяФазовые переменныеПеременная триггераПеременная предельных значенийПеременная циклаПеременная базовой линии (baseline) Условные переменные | Работа вентилятораДавлениеПрямоугольная криваяЭкспоненциальнаяСинусоидальнаяОсциллирующая (колеблющаяся) ОбъемРампообразнаяСинусоидальнаяПотокПрямоугольнаяРампообразнаяВосходящаяНисходящаяСинусоидальнаяЭффекты контура пациентаСистемы тревогТревоги входящей энергии (питания) Низкая электрическая энергияНизкая пневматическая энергияТревоги контроля контураПовреждение основных систем (вентилятор неуправляем) Неправильные настройки вентилятораИнверсионное отношение времени вдох/выдохТревоги выходаДавлениеОбъемПотокВремяВысокая и/или низкая частота дыханий вентилятораВысокое и/или низкое время вдохаВысокое и/или низкое время выдоха (апноэ) Вдыхаемый газВысокая и/или низка температура вдыхаемого газаВысокое и/или низкое содержание О2 |

Результат выражается как уравнение движения для системы органов дыхания (упрощенная версия) [Chatburn R. L., Primiano F. P., Jr, 1988]:

Давление мышц + давление вентилятора

= эластичность х объем + сопротивление х поток

(1)

Давление Мышц + давление вентилятора

= эластическое наполнение + упругое наполнение

(2)

В этом упрощенном варианте давление мышц представляется как трансреспираторное давление (то есть, давление дыхательных путей минус давление поверхности тела), произведенное дыхательными мышцами, чтобы расширить грудную клетку и легкие. Можно сказать, что давление мышц является воображаемым (мнимым), потому что его невозможно непосредственно измерить. Давление вентилятора – это трансреспираторное давление, создаваемое им во время вдоха. Сочетание давления мышц и вентилятора создает объем и поток, доставляемые пациенту. Но усилие мускулатуры пациента увеличивает объем легкого за счет уменьшения давления относительно атмосферного, в то время как вентилятор увеличивает объем легкого, увеличивая давление относительно атмосферного давления. Общее давление – результат усилия пациента, вдыхающего газ в легкие и вентилятора, вдувающего газ в легкие. Давление, объем и поток, изменяются со временем и, следовательно, являются переменными. Эластичность и сопротивление приняты к константе, а их совместный эффект составляет наполнение, производимое вентилятором и дыхательными мышцами. Эластичность (комплайнс, податливость торакопульмональной системы) определена как отношение дыхательного объема к давлению в дыхательных путях (мл/см. вод. ст), а сопротивление (упругость, аэродинамическое сопротивление дыхательных путей и искусственных воздуховодов) определено, как отношение дыхательного объема к давлению за единицу времени (мл/см. вод. ст. /сек). Эластичное наполнение - давление, необходимое для преодоления эластичности (комплайнса) системы органов дыхания, упругое наполнение - давление, необходимое для преодоления сопротивления потоку в дыхательных путях (включая интубационную трубку) наряду с легкими и сопротивлением тканей грудной клетки.

Необходимо обратить внимание, что давление, объем и поток - все измерены относительно их начальных значений (то есть, их значений в конце выдоха). Это означает, что давление вдоха измерено как изменение в давлении дыхательных путей выше РЕЕР. Это причина того, например, что уровни поддержки давления измерены относительно РЕЕР. Объем измеренный как изменение легочного объема выше ФОЕ, и изменение легочного объема в течение дыхательного периода определено как дыхательный объем (ДО). Поток измерен относительно его конечно-экспираторного значения (обычно ноль). Когда давление, объем и поток представлены как функции времени, то для управляемой объемом вентиляции и управляемой давлением вентиляции имеются характерные формы кривых (рисунок 2-2).

Заштрихованные поля показывают давление, вызванное сопротивлением; открытые поля показывают давление, вызванное эластичностью («эластической отдачей»).

Заметьте, что, если дыхательная мускулатура пациента не функционирует, давление мышц равно нулю, и вентилятор должен произвести все давление, необходимое для доставки ДО и создания потока вдоха. Наоборот, если давление вентилятора будет равно нулю (то есть, давление дыхательных путей не нарастает выше нулевой линии во время вдоха) и пациент не дышит, то не имеется никакой вентиляционной поддержки. Между этими двумя крайностями имеется бесконечное разнообразие комбинаций давления, создаваемого дыхательной мускулатурой и поддержки вентилятором, которые являются теоретически возможными для частичной вентиляционной поддержки.

Концепция мышечного давления важна по следующей причине. Имеются много вентиляторов и прикроватных мониторов легочной функции, которые обеспечивают клинициста оценками комплайнса и сопротивления системы органов дыхания, основанных на трансреспираторном давлении системы (то есть, давлении вентилятора), объеме и потоке. Все из них делают вычисления на основе этой версии уравнения движения:

Давление Вентилятора = эластичность х объем + сопротивление х поток (3)

Оно не содержит выражения для давления мышц. Это подразумевает, что любое измерение механики системы органов дыхания имеет смысл при условии, если дыхательные мышцы бездействуют. Если пациент делает дыхательное усилие в течение вспомогательного дыхания, то он добавляет неизмеренное количество движущего давления к давлению, произведенному вентилятором. Таким образом, эластичность и сопротивление, основанные только на измерениях аппаратного датчика давления дыхательных путей, недооценивают истинные значения.

Анализ взаимодействия «вентилятор-пациент» на основе математической модели предполагает надлежащее использование слова «assist»(помогать), которое является другим, часто путаемым понятием. Словарь Вебстера определяет assist как «помогать; оказывать поддержку». Из уравнения движения следует, что всякий раз, когда давление дыхательных путей (то есть, давление вентилятора) повышается выше начального в течение вдоха, вентилятор работает на пациента. Таким образом, дыхание, как считают, является вспомогательным, независимо от других дыхательных характеристик (то есть, классифицируется ли дыхание как спонтанное или принудительное). Важно не путать это значение слова «помогать» с определенными названиями режимов вентиляции (например, ASSIST / CONTROL). Изготовители вентиляторов часто присваивают названия режимам вентиляции без рассмотрения последовательности или теоретической уместности.

В уравнении движения (3), форма любой из трех переменных (то есть, давления, объема или потока, выраженных как функции времени) может быть предопределена, делая это с помощью независимой переменной и двумя другими зависимыми переменными. Этим оперируют вентиляторы. Таким образом, в течение вентиляции управляемой давлением, давление - независимая переменная, и форма кривых объема и потока зависит от формы кривой давления, а также от сопротивления и комплайнса дыхательной системы. Наоборот, в течение поток-контролируемой вентиляции, мы можем определить форму кривой потока. Это делает поток независимой переменной, и форма кривой объема зависит от формы кривой потока. Форма кривой давления зависит от формы кривой потока также как от сопротивления и комплайнса.

Таким образом, имеется теоретическая основа для классификации вентиляторов контролируемых как по давлению, так и по объему, или потоку. На рисунке 2-3 представлены критерии, для определения переменной контроля (то есть, переменной, которая является независимой).

Если формы кривых для всех трех переменных не предопределены (то есть, ни одна из переменных не может рассматриваться независимо), то вентилятор контролирует только время инспираторной и экспираторной фазы и это называется контролем времени (или по времени). С практической точки зрения, из контролирующих только время, существует несколько типов высокочастотных вентиляторов. Это существенно для понимания и интерпретации у кровати пациента показателей легочной механики (например, сопротивления, комплайнса, константы времени, и т.п.), рассчитываемых многими вентиляторами.

Наиболее существенно, что объясняется уравнением движения, это то, что любой из используемых в настоящее время вентиляторов может непосредственно контролировать только одну переменную одновременно: давление, объем или поток. Поэтому, можно думать, что вентилятор это просто машина, которая контролирует либо кривую давления дыхательных путей, либо кривую объема вдоха, или кривую потока вдоха. Таким образом, давление, объем и поток упомянуты в этом контексте как переменные контроля. Время - это переменная, которая является подразумеваемой в уравнении движения. Как показано в следующих примерах, в некоторых случаях время рассматривается как контролируемая переменная. Эта концепция позволяет нам понимать любой режим, независимо от сложности, просто наблюдая, как контроль переключается от одной переменной к другой.

Сказав, что контролируется, можно исследовать, как это происходит. Вентилятор может управляться двумя различными способами:

1. Установить значения переменных и ждать результата работы вентилятора в течение некоторого периода.

2. Установить значения, наблюдать тенденцию в работе вентилятора и изменять установленные значения соответственно, чтобы достичь желаемого результата.

В обоих случаях изменение установленных значений приводит к изменению результата. В первом случае не имеется никакой информации о произведенной вентилятором работе, чтобы произвести новый цикл дыхания (закрыть петлю). Этот тип схемы контроля называется контролем с открытой петлей (или контролем открытой петли). Во втором случае, информация о проделанной вентилятором работе используется, чтобы изменять заданные значения, что в свою очередь улучшает результат. Эта схема контроля называется контролем с закрытой петлей (или контролем (управлением) с обратной связью). Контроль с обратной связью также называется серво-контролем. Рисунок 2-4 иллюстрирует модели управления с открытой и закрытой петлей.

Чтобы выполнять контроль закрытой петли, результат работы вентилятора должен быть измерен и сравнен с рекомендованными значениями. Эти измерение и сравнение может выполнять человек. Но в современных вентиляторах, преобразователи давления и потока, и электронная схема требуют автоматического контроля закрываемой петли. Контроль закрытой петли обеспечивает преимущество более последовательной работы вентилятора в присутствие непредвиденных изменений (которые могли бы затрагивать давление, объем и поток, включая конденсацию или утечку в контуре циркуляции, обструкцию интубационной трубки, и изменения в сопротивлении системы органов дыхания и комплайнса).

Вентиляторы используют контроль закрываемой петли, чтобы поддерживать последовательно дыхательное давление, кривые объема или потока при изменении значений. Значения, представленные дыхательной системой изменяются часто как результат патологии легких. Проект вентилятора развился от простого контроля открытой петли до двойной закрытой петли или двойному контролю. Эта схема была развита, чтобы получить преимущества и управляемой давлением и управляемой объемом вентиляции. Двойной контроль обеспечивает преимущество контроля давления (то есть, ограничивая пиковое дыхательное давление, по крайней мере, в пределах установленного диапазона, избегать перерастяжения легких), в то же время поддерживая преимущества контроля объема (то есть, доставка постоянного минутного объема, даже если изменяется механика внешнего дыхания).

В настоящее время имеются два основных подхода к двойному контролю. Первый состоит в том, чтобы регулировать (приспосабливать) форму кривой давления между дыханиями. Эта схема была внедрена Siemens с режимом Volume Support (поддержка объемом) на Siemens Servo 300. Вдох – это давление, контролируемое в пределах дыхания, но предел давления автоматически регулируется для достижения заданного целевого дыхательного объема (рисунок 2-5, вверху). Начальный предел давления (то есть, изменение в давлении дыхательных путей выше РЕЕР) установлен автоматически, основанный на расчетном значении для комплайнса системы органов дыхания (также автоматически полученный из теста дыхания):

Начальный предел давления = установленный ДО / комплайнс (4)

Если фактический ДО, основанный на начальном пределе давления, отличается от установленного ДО, предел давления регулируется (выше или ниже, но не больше, чем на 3 см H2O) для близкого соответствия установленному ДО. Этот процесс повторяется более чем несколько дыхательных циклов, пока доставленный ДО не равняется установленному. Подобный подход используется в режиме PRVC (контроль объема, регулируемый давлением) на Siemens 300.

Другой основной подход состоит в том, чтобы внести изменения в пределах дыхания, чтобы достичь заданного объема. Это демонстрируется в режиме PRESSURE AUGMENT (нарастающего давления) на Bear 1000 и VAPS (объем обеспеченный поддержкой давлением) на Bird 8400 Sti или Tbird. Здесь, вентилятор может переключаться между контролем давления и контролем потока в пределах цикла дыхания в зависимости от того, был ли выполнен заданный ДО (рисунок 2-5, внизу).

Вариация этого подхода иллюстрирована особенностью Pmax на Drager Evita 4, в котором вентилятор начинает вдох с контролем потока в установленном пределе. Когда давление дыхательных путей достигает установленного значения Pmax, вентилятор включает контроль давления в пределе заданного, в то время как ДО уже проверен. Вентилятор пытается увеличивать время потока вдоха (то есть, период от начала до конца инспираторного потока) пока доставляется ДО, при условии, что установленного времени вдоха (то есть, период от начала инспираторного потока до начала экспираторного потока) достаточно. Если установленный ДО не доставлен в установленное время вдоха, то активизируется тревога.

Переменные фаз

W. Mushin с коллегами предложил, что время дыхательного цикла охватывает четыре разделенные фазы:

(1) изменения от выдоха до вдоха,

(2) фаза вдоха,

(3) изменения от вдоха до выдоха,

(4) фаза выдоха.

Это важно для понимания того, как вентилятор запускает, выдерживает и останавливает вдох и что происходит между вдохами. В каждой фазе специфическая переменная измеряется и используется для того, чтобы начать, выдержать, и закончить фазу. В этом контексте, давление, объем, поток и время рассматриваются как фазовые переменные. Критерии для определения фазовых переменных представлены на рисунке 2-6.

Имеющаяся и полученная информация

Вдох с триггером по давлению

Вдох с триггером

по объему

Вдох с триггером

по потоку

Начинается ли вдох когда установленное давление определено?

Начинается ли вдох когда установленный объем определен?

Начинается ли вдох когда установленный поток определен?

Вдох начат, так как установленный интервал времени истек

Вдох с ограничением давления

Вдох с ограничением объема

Вдох с ограничением потока

Достигло ли давление установленного значения до окончания вдоха?

Достиг ли объем установленного значения до окончания вдоха?

Достиг ли поток установленного значения до окончания вдоха?

Никакие переменные не ограничивают вдох

Вдох с циклом

по давлению

Вдох с циклом

по объему

Вдох с циклом

по потоку

Вдох с циклом

по времени

Закончен ли инспираторный поток

при достижении

установленного давления?

Закончен ли инспираторный поток

при достижении установленного объема?

Закончен ли

инспираторный поток

при достижении установленного потока?

нет

нет

нет

да

да

да

да

да

да

да

да

да

нет

нет

нет

нет

нет

нет

 Вдох закончен, так как установленный интервал времени истек

Вдох с триггером

по времени

Рис.2-6. Критерии для определения фазовых переменных во время ИВЛ.

Базовая линия (baseline)

Переменная, которая контролируется в течение времени выдоха, это базовая линия. Экспираторное время определено как временной интервал от начала потока выдоха до начала потока вдоха. Как и со временем вдоха, полезно отличать компоненты времени выдоха: время потока выдоха, определенное как интервал от начала потока выдоха до его окончания, и время паузы выдоха (экспираторной паузы), определенное как интервал между окончанием потока выдоха и началом потока вдоха. Экспираторная пауза часто введена, чтобы измерить autoРЕЕР.

Необходимо помнить, что в уравнении движения, давление, объем и поток измерены относительно давления в конце выдоха или начальных значений и, таким образом, первоначально являются нулем. Хотя начальное значение любой из этих переменных теоретически будет контролироваться, контроль давления наиболее практичный и осуществляется обычно всеми используемыми вентиляторами.

Условные переменные

Для каждого дыхания, вентилятор создает определенную структуру контроля и фазовых переменных (рисунок 2-7). Вентилятор может сохранять этот образец (паттерн) постоянным для каждого дыхания, или может вводить другие (например, один для принудительного и один для спонтанного дыханий). В сущности, вентилятор должен решить какую структуру контроля осуществить и какие фазовые переменные использовать перед каждым дыханием, в зависимости от значения некоторых заданных условных переменных. Об условных переменных можно думать как введении условной логики в форме инструкций «если – тогда». То есть, если значение условной переменной достигает некоторого заданного порога, то некоторое действие происходит, чтобы изменить структуру вентиляции. В данном контексте давление, объем и поток в момент их измерения вентилятором являются фазовыми переменными, но они же являются условными переменными, когда их значения устанавливаются клиницистом на пользовательском интерфейсе вентилятора.

Рис.2-7. Принцип управления вентилятором. Эта модель показывает, что во время вдоха, вентилятор способен контролировать только одну переменную во времени (т.е., давление, объем или поток).

Простым примером является NPB MA 1 в режиме контроля. Каждое дыхание вызвано триггером времени, поток ограничен и объем цикличен. Триггер, предел и переменные цикла имеют заданные значения (например, триггер частоты = 20 циклов/мин, предел потока вдоха до 60 л/мин, и циклический дыхательный объем = 750 мл). Однако, каждые несколько минут будет вводиться вздох, который отличается от установленных фазовых переменных (например, триггер частоты = 2 вздоха каждые 15 минут с дыхательным объемом = 1500 мл). Как вентилятор делает это? Концептуально, мы можем говорить, что перед каждым дыханием выбирается образец, вентилятор проверяет значение некоторой условной переменной, чтобы определить, достигло ли это заданного порогового значения. Если пороговое значение достигнуто, то выбирается один образец, если нет, то другой. В случае с NPB MA-1, условной переменной было бы время: если заданный интервал времени истек (то есть, интервал вздоха), то вентилятор отключается от образца вздоха.

Другой пример, это переключение между вызванными пациентом и вызванными машиной дыханиями в режимах SIMV и MMV.

До настоящего момента термины принудительные и непосредственные использовались без объяснения. Клиницисты интуитивно понимают значения этих терминов. Но в связи с тем, что они играют центральную роль в определении и понимании режимов вентиляции, должны быть обеспечены формальные определения. Спонтанные (непосредственные) дыхания – это те, которые начаты и закончены пациентом. То есть пациент вызывает дыхание и участвует в цикле дыхания. Если вентилятор определяет начало или конец вдоха, то дыхание рассматривается как принудительное. Дыхание, вызванное триггером времени, всегда рассматривается как принудительное дыхание. Дыхание, вызванное пациентом, но при этом время или объем цикличны (то есть, пациент не играет роль в критериях цикла), также является принудительным дыханием.

Обозначение типов дыхания очень важно для понимания режимов вентилятора. Существующая система классификации требует, чтобы дыхание просто различали только как принудительное или спонтанное. Конференция экспертов (которая точно не достигла согласия) полагала, что четыре типа дыхания были необходимы для описания. Группа консенсуса [Consensus statement on the essentials of mechanical ventilators, 1992] добавила термины вспомогательное (assisted) дыхание и поддерживаемое (supported) дыхание. Вспомогательное дыхание это принудительное дыхание, которое вызвано пациентом. Поддерживаемое дыхание это спонтанное дыхание, которое имеет давление вдоха большее, чем начальное давление. Тем не менее, предпочтительнее думать о вспомогательном дыхании как типе принудительного дыхания и о поддерживаемом как типе спонтанного дыхания. Таблица 1-2 описывает различия между этими дыханиями.

Сравнение типов дыхания

Таблица 1-2.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| ТИП ДЫХАНИЯ | ТРИГГЕР | ПРЕДЕЛ | ЦИКЛ |
| Принудительное | Вентилятор (время)  | Вентилятор (давление или поток)  | Вентилятор (время, поток, объем)  |
|  Вспомогательное | Пациент (давление, поток, объем, сопротивление, движение)  | Вентилятор (давление или поток)  | Вентилятор (время, поток, объем)  |
| Спонтанное | Пациент (давление, поток, объем, сопротивление, движение)  | Вентилятор (давление или поток) Давление вдоха = давлению baseline | Пациент |
|  Поддерживаемое | Пациент (давление, поток, объем, сопротивление, движение)  | Вентилятор (давление или поток) Давление вдоха > давления baseline | Пациент |

Хотя два новых типа дыхания различны клинически (дыхание, вызванное триггером времени, существенно отличается от дыхания, вызванного пациентом), в техническом аспекте они не отличаются.

Рисунок 2-8 иллюстрирует эти определения в алгоритме. Обратите внимание, что если вентилятор находится в цикле дыхания по времени или объему, то дыхание рассматривается как принудительное, потому что закончено вентилятором. Однако, если вентилятор подает поток после активации вдоха пациентом, как в режиме поддержки давлением, дыхание будет рассматриваться спонтанным (поддерживаемым).

 Следовательно, во время режима поддержки давлением, вентилятор пытается соответствовать дыхательному требованию пациента, и это действительно пациент заканчивает дыхание, которое считается спонтанным.

Общие характеристики для режимов вентиляции

Таким образом, режим вентиляции представляет набор характеристик дыхания (переменных контроля, фазовых переменных и условных переменных), которые являются важными для клинициста. Иногда мы должны передать только наиболее общую информацию. Иногда, характер взаимодействия пациент/вентилятор должен быть определен весьма точно. Система классификации должна обеспечивать эту гибкость. Практический способ сделать это может состоять в том, чтобы основать систему классификации на образце принудительных дыханий. При этом образец должен определять следующий минимальный набор характеристик:

1 - переменная контроля (то есть, давление, объем или двойной контроль);

2 - образец принудительных версий спонтанных дыханий (то есть, CMV, SIMV и РSV);

3 - фазовые переменные для принудительных дыханий, в частности триггер и переменные цикла;

4 – имеется ли поддержка спонтанных дыханий;

5 - условные переменные.

Наиболее подходящий путь описания режима это сформулировать переменную контроля и образец, как в управляемой по давлению перемежающейся принудительной вентиляции (PC - IMV). Это говорит нам, что и принудительные и непосредственные дыхания допустимы, и что давление предопределено для принудительных дыханий. Если необходимо большее количество деталей, мы можем сказать, что принудительные дыхания являются вызванными или пациентом или триггером времени (циклом). Следующая деталь может включать факт, что спонтанные дыхания поддерживаются давлением. Наконец, мы можем добавить, что условные переменные определяют, что непосредственные дыхательные усилия могут вызывать принудительное дыхание только в пределах специфического окна триггера, как определено установленной принудительной частотой дыхания.

Эта система может применяться и к более сложным схемам контроля вентилятора. Например, на Siemens Servo 300, мы можем устанавливать режим, называемый «Поддержка Объемом». Переведя, этот способ становится «двойной управляемой непрерывной спонтанной вентиляцией». Можно добавить, что каждое дыхание вызвано триггером давления или потока, при этом давление ограничено и цикл контролируется по потоку, и что условная логика регулирует предел давления между дыханиями в попытке достичь установленного дыхательного объема.

Теперь, необходимо обратить внимание на три факта:

(1) имеется логический способ объяснить работу вентилятора и с дополнением деталей выполнить любые необходимые связи;

(2) существует большое число возможных режимов;

(3), если Вы используете в работе несколько марок вентиляторов, Вы можете заблуждаться в руководствах оператора, если не имеете хорошего общего теоретического понимания, независимого от их терминологии.

##

## Глава 3. Режимы управления вентилятором

Согласно основным представлениям, режим – это определенная комбинация контроля (управления), стадии (фазы) и условных переменных, определяемых как для принудительного, так и спонтанного дыхания [Сhatburn R. L., 1992]. Режим описывает, являются ли дыхания управляемыми объемом или давлением; принудительные дыхания или спонтанные, или их комбинация; и какие условные переменные определяют изменение в функции вентилятора. Имеются многочисленные названия для любого режима.

К сожалению, названия режимов - часто результат прихоти проектировщика или придуманы маркетинговой группой производителя. Понимание функции вентилятора для применяемого режима является критически важным для пациента. Каждый режим имеет своих верных сторонников. Вероятно, опыт и навык с определенным режимом – самые большие определяющие успеха. Но очевидно, что выбор режима должен быть основан на требованиях пациента, а не предпочтении клинициста.

Управление давлением и объемом

Как описано ранее, вентилятор способен к управлению дыханием используя любую из переменных в уравнении движения. С практической точки зрения, обычные режимы искусственной вентиляции легких управляют или давлением или объемом. Более новые режимы способны к переключению от одного к другому и называются режимами двойного контроля. Контроль давления и контроль объема – это не режимы; они указывают, какая переменная является постоянной в течение нагнетания дыхания независимо от изменений в механике внешнего дыхания. Контроль давления просто означает, что при дыхании - давление постоянно, а объем варьирует. Контроль объема означает, что при дыхании - объем постоянен, а давление переменно.

Сравнение дыханий, контролируемых по давлению и по объему

Таблица 3-1

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| ПЕРЕМЕННАЯ | Дыхание,контролируемое объемом | Дыхание,контролируемое давлением |
| Дыхательный объем | устанавливается клиницистом, остается постоянным | варьирует с изменениями усилия пациента и импедансом дыхательной системы |
| Пиковое давление вдоха | варьирует с изменениями усилия пациента и импедансом дыхательной системы | устанавливается клиницистом, остается постоянным |
| Время вдоха | устанавливается непосредственно или как функция частоты дыхания и инспираторного потока | устанавливается клиницистом, остается постоянным |
| Инспираторный поток | устанавливается непосредственно или как функция частоты дыхания и инспираторного потока | варьирует с изменениями усилия пациента и импедансом дыхательной системы |
| Форма кривойинспираторного потока | устанавливается клиницистом; остается постоянной; можно использовать постоянную, синусоидальную или замедляющуюся форму кривой потока | варьирует с изменениями усилия пациента и импедансом дыхательной системы; форма кривой потока всегда замедляющаяся |

Необходимо упомянуть практические аспекты доставки дыхания давлением и объемом. Во время контроля объема, клиницист должен установить ДО, поток вдоха или время вдоха, образец потока вдоха и частоту дыханий. Во время дыхания контролируемого по объему, ДО, поток и образец потока остаются постоянными независимо от усилия пациента или импеданса системы органов дыхания.

В течение дыхания, контролируемого давлением, клиницист должен установить пиковое давление на вдохе, время вдоха и дыхательную частоту. Во время дыхания контролируемого давлением, пиковое давление при вдохе и время вдоха остаются постоянными, но поток варьирует, в зависимости от усилия пациента и импеданса системы органов дыхания. Поток в течение дыхания контролируемого давлением всегда принимает форму замедляющейся волны. Это необходимо, чтобы установленное давление было достигнуто сразу и оставалось постоянным в течение времени вдоха. В таблице 3-1 приведены характеристики дыханий, контролируемых давлением и объемом.

## 3.1. Режимы

##

## Непрерывная Принудительная Вентиляция (Continuous Mandatory Ventilation)

Описательное определение. Непрерывная принудительная вентиляция (CMV) – режим действия вентилятора, в котором все дыхания являются принудительными и поставляются вентилятором с заданными частотой (f), объемом или давлением, и временем вдоха. В предложенном списке режимов, CMV охватывает все способы, которые поставляют только принудительные или комбинацию принудительных и вспомогательных дыханий. Единственное различие между вспомогательным дыханием и дыханием контролируемым – это то, что пациент инициирует вспомогательное дыхание, тогда как вентилятор запускает принудительное дыхание.

Другие термины. Термин CMV внесен в список в литературе как непрерывная искусственная вентиляция легких, непрерывная принудительная вентиляция, управляемая искусственная вентиляция легких и управляемая принудительная вентиляция [Sassoon C. S. H., Mahutte C. K., Light R. W., 1991]. CMV также часто называется управляемой объемом вентиляцией (VCV) или просто контролируемым режимом.

Терминология производителей. Современные вентиляторы относят к CMV вспомогательно-контролируемую, контролируемую, объем-контролируемую вентиляцию. В некоторых случаях, этот режим строго придерживается вышеупомянутого определения, но в других, пациенту позволены принудительные дыхания, расширяя установки чувствительности. Этот режим часто называют вспомогательный / контролируемый. На многих вентиляторах, CMV и вспомогательный / контролируемый – одно и то же, с единственным различием в установке чувствительности (например, если необходимо, чувствительность для А/С устанавливается вручную в его наименьшую позицию (-20 см H2O) для исключения инициации вдоха пациентом).

Классификация. CMV классифицируется как контролируемый объемом или давлением; триггером по времени; объем, давление или поток ограничены; и объем, давление, поток или время цикличны. Все дыхания - принудительные. Упрощая, CMV – это вентиляция, управляемая давлением или объемом; вызываемая механизмом; и механическим обеспечением цикла (таблица 3-2). Рисунок 3-1 демонстрирует управляемую объемом CMV (для всех дыханий объем постоянный и каждое дыхание вызывается вентилятором), и рисунок 3-2 демонстрирует управляемую давлением CMV (для всех дыханий давление постоянно и каждое дыхание обусловлено временными параметрами вентилятора).

Теперь должно быть очевидным, что нельзя просто сказать «пациент находится на CMV» - это едва описывает режим вентиляции. В зависимости от используемого вентилятора и конкретного случая, необходимо, чтобы способ упоминался как объемом управляемая CMV или давлением управляемая CMV.

## Вспомогательная / Контролируемая Вентиляция (Assist / Control Ventilation)

Описательное определение. Вспомогательная/контролируемая (A/C) вентиляция – это режим действия вентилятора, в котором принудительные дыхания представлены установленной частотой, давлением или объемом, и потоком вдоха. Между начатыми машиной дыханиями, пациент может вызвать вдох и получить вспомогательное дыхание, заданное на вентиляторе в объеме или давлении [Sassoon C. S. H., 1991]. Дыхания, вызванные пациентом или вентилятором, доставляются, используя одни и те же установленные пределы и переменные цикла. Технически, единственное различие между CMV и A/C вентиляцией - то, что в течение A/C вентиляции, пациент также может вызывать дыхание. С точки зрения классификации вентилятора, это - тонкое различие. Фактически, A/C вентиляция может рассматриваться «вызываемая пациентом и временем CMV». Однако, проявления усилия пациента и активность дыхательной мускулатуры клинически важны. Различие между дыханиями, вызванными временем и дыханиями, вызванными пациентом важны для наблюдения и управления вентилятором.

Другие термины. A/C вентиляция была описана в литературе, как вспомогательная искусственная вентиляция (AMV), вспомогательная вентиляция, и CMV со вспомогательной.

Терминология производителей. Много вентиляторов используют термин CMV для описания A/С вентиляции, с единственным различием в установке чувствительности. Другие термины включают - вспомогательная/контролируемая и объем-управляемая.

Классификация. Независимо от используемой терминологии, A/C может быть описан как давлением или объемом управляемый; давление, поток или объем ограничены; и поток, объем, давление или время цикличны (таблица 3-2). Очевидно, что термин А/С слишком неточен, чтобы правильно его понять. Упрощая описание, A/C вентиляция - управляемая давлением или объемом; вызываемая механизмом или пациентом; и с циклом, обеспечиваемым вентилятором. Таким образом, A/C вентиляция комбинирует принудительные и вспомогательные дыхания, которые могут быть или управляемые объемом (рисунок 3-3) или управляемые давлением (рисунок 3-4).

## Вспомогательная Искусственная Вентиляция

## (Assisted Mechanical Ventilation)

Описательное определение. Вспомогательная искусственная вентиляция легких (AMV) - это версия A/C вентиляции, в которой не имеется никакой установленной частоты [Sassoon C. S. H., 1991]. В этом случае, все дыхания, вызванные пациентом и доставленные вентилятором, устанавливаются по дыхательному объему или давлению. Это означает, что все дыхания - вспомогательные дыхания.

Другие термины. Термин вспомогательная вентиляция используется, но часто ссылается на A/C вентиляцию. Некоторые предпочитают называть этот режим вспомогательным по давлению, когда дыхания контролируются давлением, и вспомогательным по объему, когда дыхания имеют постоянный объем. Эти термины могут встречаться.

Классификация. Вспомогательный режим вентиляции классифицируется как контролируемый по объему или по давлению; имеется триггер давления, потока или объема; поток, объем или давление ограничены; и время, поток, объем или давление цикличны. Система классификации (таблица 3-2) рассматривает этот режим как контролируемый по объему или давлению; вызываемый пациентом; и циклом, заданным механизму. Управляемый объемом AMV и управляемый давлением AMV проявляются так же как на рисунках 3-3 и 3-4, за исключением того, что каждое дыхание вызвано пациентом.

##

## Перемежающаяся Принудительная Вентиляция(Intermittent Mandatory Ventilation)

Описательное определение. Перемежающаяся принудительная вентиляция - режим работы вентилятора, в котором принудительные (механические) дыхания доставляются с установленной частотой и объемом или давлением. Между механическими дыханиями пациент может дышать спонтанно от непрерывной струи газа по потребности [Sassoon C. S. H., 1991, Weisman I. M. et al., 1983, Luce J. M. et al., 1981].

Другие термины. IMV пережил много взаимозаменяемых, если не сказать уничтожительных названий. В одно время, IMV часто упоминалась как перемежающаяся вентиляция по требованию (IDV) и даже «перемежающаяся респираторная недостаточность».

Терминология производителей. Термины IMV или синхронизированная IMV (SIMV) используются, чтобы идентифицировать этот режим для большинства изготовителей. Термин IMV иногда связан с постоянным положительным давлением дыхательных путей (CPAP) на панели выбора режимов.

Классификация. Как режим, IMV представляет новую проблему классификации и принудительного и спонтанного дыхания. Согласно представленной системе классификации, принудительные дыхания в течение IMV – контролируемые объемом или давлением; имеют триггер по времени; давление, объем или поток ограничены; и давление, объем, поток или время цикличны. Спонтанные дыхания не управляются и поэтому не имеют никакого пускового механизма (триггера), предела или переменной цикла, если используется непрерывный поток газа. Система требования (то есть, система, которая отвечает на дыхательное усилие пациента, изменяя доставку газа) позволяет дифференцировать спонтанные дыхания. Таким образом, во время IMV, принудительные дыхания – контролируемые давлением или объемом; с механическим триггером и циклом; спонтанные дыхания – контролируемые давлением, вызываемые пациентом и циклом пациента. Рисунок 3-5 показывает формы кривых давления, объема и потока при IMV, контролируемой давлением.

## 3.6. Синхронизированная Перемежающаяся Принудительная Вентиляция (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation)

Описательное определение. Синхронизированная перемежающаяся принудительная вентиляция – это версия IMV, в которой вентилятор создает окно времени вокруг установленного принудительного дыхания и пытается доставлять дыхание совместно с дыхательным усилием пациента [Sassoon C. S. H., 1991]. Этот режим использует условную переменную, чтобы определить, какой тип дыхания необходимо доставить. Если никакого дыхательного усилия не происходит в отведенное время, то вентилятор доставляет принудительное дыхание в намеченное время (триггерное время). Если пациент инициирует вдох, то принудительный вдох синхронизируется с усилием пациента.

Другие термины. Термин SIMV появился как универсальный, хотя первое описание этого режима - перемежающаяся вентиляция по требованию (IDV) [Shapiro B. A., Harrison R. A. et al, 1976].

Терминология производителей. Все производители, предлагающие SIMV, называют его также.

Терминология для режимов вентиляции и их классификации

Таблица 3-2

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Режим(техническое описание)  | Принудительный тип дыхания | Спонтанный тип дыания | Логическая схема контроля (управления)  |
| Контроль | Триггер | Предел | Цикл | Контроль | Триггер | Предел | Цикл | Вспомогательный?  | Условная переменная | Действие | Существующие термины |
| Постоянное давление в дыхательных путях/САР/ | -- | -- | -- | -- | давление | давление, объем, поток | давление | давление | нет | -- | -- | СРАР |
| Непрерывная спонтанная вентиляция/CSV/ | -- | -- | -- | -- | давление | давление, объем,поток | давление | объем | да | -- | -- | PSV |
| Непрерывная принудительная вентиляция/CMV/ | давление | давление, объем, поток, время | давление | время | -- | -- | -- | -- | -- | время илиусилие пациента | триггер аппарат-пациент | PC-CMV, PCIRV,PC - A/C, |
| объем / поток | давление, объем, поток, время | объем / поток | объем, поток, время | -- | -- | -- | -- | -- | время илиусилие пациента | триггер аппарат-пациент | CMV, A / C |
| Перемежающаяся принудительная вентиляция/IMV/ | давление | давление, объем, поток, время | давление | время | давление | давление, объем, поток | давление | давление | нет | время илиусилие пациента | триггер аппарат-пациент | PC-IMV, APRV, BiPAP, PC-SIMV |
| объем / поток | давление, объем, поток, время | объем или поток | объем, поток, время | давление | давление, объем, поток | давление | давление | нет | время илиусилие пациента | триггер аппарат-пациент | IMV, SIMV |
| Принудительная минутная вентиляция/MMV/ | объем / поток | время | объем или поток | объем, поток, время | давление | давление, объем, поток | давление | давление | да\* | минутный объем или время | от спонтанного к принудительному дыханию | MMV, EMMV |

\*Случайный (дополнительный)

Классификация. Классификация SIMV идентична IMV, за исключением того, что принудительные дыхания могут быть инициированы механизмом или пациентом. В течение SIMV, принудительные дыхания - управляемые давлением или объемом; инициируемые механизмом или пациентом; и цикл обеспечивается механизмом. Спонтанные дыхания классифицируются как контролируемые давлением и вызванные пациентом. Из-за процесса синхронизации, SIMV невозможен только с источником постоянного потока. Некоторые авторы описывают поток требования (спроса) IMV и постоянный поток IMV как различные режимы. Хотя клинически значения различны, фундаментальное действие одинаково. Рисунок 3-6 демонстрирует концепцию «окна» SIMV, которое позволяет синхронизировать принудительные дыхания с усилием пациента. Рисунок 3-7 демонстрирует управляемую давлением SIMV.

## Вентиляция с поддержкой давлением (Pressure Support Ventilation)

Рис.3-8. Давление, поток и объем в течение вентиляции с поддержкой давлением (PSV).

Описательное определение. Вентиляция с поддержкой давлением (PSV) – это режим работы вентилятора, при котором дыхательному усилию пациента помогает вентилятор, доводя давление вдоха до заданного уровня. Вдох заканчивается, когда пиковое значение потока вдоха достигает минимального уровня или процента от начального потока вдоха. PSV инициируется пациентом, давление ограничено и поток цикличен. Это позволяет пациентам определять их собственную частоту, время вдоха и ДО [Sassoon C. S. H., 1991, Maclntyre N. R., 1988, 1986, Murphy D. F, Dobb G. D., 1987].

Другие термины. PSV перенес различные варианты названий. В литературе он описывается как инспираторная поддержка (Inspiratory Assist), поддержка вдоха давлением (Inspiratory Pressure Support), непосредственная поддержка давлением (Spontaneous Pressure Support) и, вспомогательный поток вдоха (Inspiratory Flow Assist).

Терминология производителей. Все производители имеют различные алгоритмы для обеспечения условия поддержки давления, но все называют это PSV.

Классификация. Согласно определениям спонтанных и принудительных дыханий, все PSV дыхания - спонтанные. Однако, из-за того, что давление при вдохе большее, чем начальное давление, дыхания рассматриваются вспомогательными. Различие между спонтанным дыханием и вспомогательным - то, что в первом, давление при вдохе равняется начальному давлению, а в последнем, давление при вдохе большее, чем начальное давление. Поэтому, PSV может классифицироваться как вентиляция, управляемая давлением, вызываемая пациентом, с ограничением давления и цикл определяется пациентом. Рисунок 3-8 показывает формы кривых давления, потока и объема во время PSV.

Алгоритмы для обеспечения поддержки давления варьируют среди производителей. Важные компоненты дыхания с поддержкой давлением включают: триггер, время нарастания давления, предел и переменную цикла. Запуск может быть выполнен вентилятором при обнаружении изменения в давлении или потоке. Скорость, с которой дыхание достигает установленного давления, описывается как время нарастания давления. Во многих вентиляторах оно задано и нерегулируемо. Некоторые вентиляторы используют управление клинициста для регулировки скорости (быстрее или медленнее), с которой вентилятор пытается достигать установленного давления. Если скорость слишком велика, может происходить превышение установленного предела давления и преждевременное окончание цикла. Если скорость слишком мала, то нагрузка на пациента по дыханию будет увеличиваться. Ограничение переменной демонстрирует способность вентилятора к поддержанию постоянного давления. Циклическая переменная дыхания с поддержкой давлением обычно - поток. Однако имеются другие переменные цикла, необходимые для безопасности. Типичные – время и давление. Во время дыхания с поддержкой давлением, самое длительное допустимое время вдоха обычно 3 секунды. Это предотвращает удлинение времени вдоха, когда используется низкий уровень потока в цикле (5 л/мин). Цикл PSV также может происходить, если давление превышает установленное давление на заданное значение (1,5 см H2O) или достигнуто значение тревоги. В большинстве вентиляторов, эти переменные цикла введены в программном обеспечении. Однако, некоторые вентиляторы (Bear 3, Bear Medical Systems, Riverside, CA и Hamilton Galileo, Hamilton Medical, Reno, NV) позволяют устанавливать переменную цикла потока в проценте от начального потока.

При идеальных условиях, PSV проявляется как сплошная линия. Сдвиги в усилии пациента и алгоритме вентилятора могут изменять форму кривой давления. A1, несоответствующая установка чувствительности или замедленное время ответа. B1, медленное нарастание давления относительно требования пациента, которое может быть причиной увеличенной работы дыхания. B2, нарастание давления слишком быстрое, что является причиной превышения давления. D1, время вдоха слишком длинное, заставляя пациента выдохнуть и создавая пик давления. D2, цикл дыхания слишком короткий из-за B2 или критериев цикла.

## Постоянное Положительное Давление Дыхательных Путей 7 (Continuous Positive Airway Pressure)

Описательное определение. Постоянное положительное давление дыхательных путей – режим работы вентилятора, в котором клиницист устанавливает постоянный уровень давления, поддерживаемый вентилятором, в то время как пациент может дышать спонтанно [Sassoon C. S. H., 1991, DuPuis Y. G., 1986].

Другие термины. Несмотря на существующие различия, следующие названия используются для описания или взаимозаменяемы с CPAP: положительное давление в конце выдоха (РЕЕР), давление в конце вдоха (EEP), положительное инспираторное давление дыхательных путей (IPAP), положительное экспираторное давление дыхательных путей (ЕРАР), постоянно нагнетаемое давление (CDP) и постоянное положительное давления дыхания (СРРВ).

Наиболее общее объяснение различия между РЕЕР и CPAP это то, что РЕЕР - это поднятое начальное давление во время ИВЛ, в то время как CPAP – это поднятое начальное давление в течение спонтанного дыхания. Возможно, лучший способ дифференцировать эти два термина состоит в том, что CPAP, как принято полагать, режим работы вентилятора, тогда как РЕЕР - просто контроль начального давления во время использования отдельного режима вентиляции. В некоторых случаях, CPAP был описан как IMV с частотой равной нулю. Терминология производителей. Термин CPAP используется всеми производителями, чтобы описать этот режим. В некоторых случаях, он маркируется как контролируемый CPAP, а в других, как вариант «спонтанного» режима. В обоих случаях, уровень давления в конце выдоха выбран, используя начальное давление (baseline) или РЕЕР / CPAP контроль.

Классификация. Поскольку CPAP лишен принудительных дыханий, то необходимо рассматривать только спонтанные дыхания. Спонтанные дыхания - управляемые давлением; давление, поток или объем являются пусковыми; и цикл определяется потоком или давлением. Проще говоря, СРАР – это режим, контролируемый по давлению, инициируемый пациентом и не поддерживающий спонтанное дыхание. Рисунок 3-10 показывает спонтанное дыхание во время СРАР режима.

##

## Вентиляция со свободным (сбрасываемым) давлением дыхательных путей (Airway Pressure Release Ventilation)

Описательное определение. Вентиляция со свободным (сбрасываемым) давлением дыхательных путей (APRV) часто описана как двухуровневая вентиляция с постоянным положительным давлением в дыхательных путях (два уровня СРАР), для которых устанавливаются периоды времени, позволяя спонтанному дыханию происходить на обоих уровнях. Этот способ, как считают, позволяет клиницисту устанавливать два уровня CPAP и время, потраченное на каждом уровне (верхнее время или инспираторное и нижнее время или экспираторное) [Sassoon C. S. H., 1991, Stock M. C., Downs J. B., Garner W., 1987, 1988].

Другие термины. APRV упоминался как двухуровневое давление дыхательных путей (BiPAP), переменное положительное давление дыхательных путей (VPAP), перемежающийся CPAP и CPAP со сбросом.

Терминология производителей. Drager Dura и Evita 4 (Drager Inc., Telford, PA) предлагают название APRV и используют эту терминологию. Puritan Bennett 840 обеспечивает APRV и называет режим двухуровневым.

Рис.3-11. Давление, поток и объем во время вентиляции со свободным (сбрасываемым) давлением дыхательных путей (APRV).

Классификация. Исследование режима APRV (кривых давления, объема и потока) демонстрирует его подобие контролируемой по давлению вентиляции с инвертированным отношением вдох/выдох (PCIRV). Фактически, если спонтанное дыхание отсутствует, эти два режима неразличимы. Принудительные дыхания (которые происходят, когда давление возрастает от низкого к более высокому) являются управляемыми давлением, с триггером по времени и циклом по времени. Спонтанные дыхания - контролируются давлением, запускаются давлением и цикл определяется давлением (рисунок 3-11). Уникальность APRV остается в том, как это применяется, а не в определенной функции вентилятора. У парализованного пациента APRV это просто контроль давления с триггером по времени. Однако, когда пациент дышит спонтанно, переход давления от более высокого к низкому заключается в дыхательном движении газа и элиминации двуокиси углерода. Короткое время выдоха (время при низком давлении) предотвращает полное выдыхание и поддерживает альвеолярное растяжение. Способность APRV позволять пациенту дышать спонтанно во время любой стадии механического цикла вентилятора делает это жизнеспособной альтернативой как режим частичной поддержки.

Вентиляция с управляемым давлением и инверсированным отношением вдох/выдох(Pressure Control Inverse Ratio Ventilation)

Описательное определение. Вентиляция с управляемым давлением и инверсированным отношением вдох/выдох - специфическая версия управляемой давлением механической вентиляции (PC-CMV), в которой все дыхания являются ограниченными давлением с циклом по времени, пациент не может инициировать дыхание и, как подразумевает название, вдох длиннее, чем выдох [Sassoon C. S. H., 1991; Abraham E., Yoshihara G., 1989].

Другие термины. PCIRV иногда сокращается просто до IRV.

Терминология производителей. Никакой изготовитель не маркировал режим как PCIRV. В большинстве случаев, PCIRV введен выбирая режим PCV и регулируя параметры, чтобы обеспечить желаемое отношение вдох / выдох (I: E).

Классификация. PCIRV может классифицироваться как управляемая давлением, с триггером по времени. Все дыхания принудительные (рисунок 3-12). Может возникнуть вопрос, почему PCIRV рассматривается как отдельный режим только из-за того, что единственное различие между ней и PCV – это I: E отношение. Режимы, контролируемые по объему, не классифицируются отдельно относительно I: E отношения, хотя VCV, конечно, может быть доставлен, используя длительное время вдоха (рисунок 3-13). Эта техника - не новый режим вентиляции, а скорее управляемая давлением CMV, в которой время вдоха является более длительным, чем время выдоха.

##

## Принудительная Минутная Вентиляция (Mandatory Minute Ventilation)

Описательное определение. Принудительная минутная вентиляция – режим работы вентилятора, который позволяет пациенту дышать спонтанно и в то же время гарантирует, что минимальный уровень минутной вентиляции (VЕ), установленный клиницистом, всегда будет достигнут [Branson R. D., Campbell R. S., 2001]. Это может быть достигнуто увеличением уровня PSV или доставкой принудительных дыханий.

Другие термины. MMV назывался минимальным минутным объемом, нарастающим минутным объемом (AMV), и расширенной принудительной минутной вентиляцией (EMMV).

Терминология производителей. В начальном описании MMV был назван принудительным минутным объемом, но на вентиляторах используются все термины (EMMV, MMV, AMV).

Классификация. MMV - один из режимов, в которых условная переменная (в данном случае, VЕ) является критически важной для классификации. Фактически, MMV первый из режимов, которые могут рассматриваться как режим закрытой петли. Закрытая петля означает, что вентилятор изменяет свою работу, основываясь на измерении переменной. Если используется спонтанное дыхание, дыхания - управляются давлением; с триггером по давлению, потоку или объему; и цикл определяется потоком. По существу, пациент получает вентиляцию с изменяющимся уровнем поддержки давления. Пока условная переменная выполняется, эта система не изменяется. Если VE снижается ниже минимума, классификация зависит от используемого вентилятора. Например, в Hamilton Veolar, дыхания поддерживаются увеличением уровней PSV. В этом случае, принудительные дыхания еще отсутствуют. На других вентиляторах, если условная переменная не выполнена, доставляются принудительные дыхания. В этом случае, вентилятор определяет минутный объем, исходя из определенного за последние 30 секунд. Если определенный таким образом объем более низкий, чем установленный, принудительные дыхания в установленном объеме будут доставлены исходя из разницы объемов. Это создает IMV-подобную ситуацию, при которой имеются и спонтанные и принудительные дыхания. Спонтанные дыхания классифицируются тождественно к CPAP или PSV в зависимости от установленных клиницистом параметров, а принудительные дыхания - управляемые объемом и инициируемые механизмом.

## комбинированные режимы

Режимы работы вентилятора не используются изолированно. Хотя обязательные режимы стоят отдельно, основанные на своей функции, другие могут быть скомбинированы. Ранее была описана комбинация IMV и CPAP. По существу, любой режим, который имеет спонтанные и принудительные дыхания, может быть объединен. Например, PSV может быть объединен с IMV, но не с CMV. В этих случаях, создание нового термина для описания комбинированного режима нежелательно. Более просто и наглядно, чтобы подтвердить вклад каждого режима, это описывать - IMV + PSV, IMV + CPAP.

## режимы двойного контроля искусственной вентиляции легких

Двойной контроль способен к управлению или давлением или объемом, основанный на измеренной входящей переменной. Он не может контролировать оба параметра одновременно. В настоящее время имеются два метода для выполнения двойного контроля. Предпочтительно думать об этих методах как двойной контроль в пределах одного цикла дыхания и двойной контроль от дыхания к дыханию [Branson R. D., Campbell R. S., 2001]. Прежде использовалось измерение исходных данных с переключением от контроля давления к контролю объема в середине дыхания. Теперь просто используется измерение входящих данных для управления уровнем давления ограниченного давлением дыхания (или давление управляет принудительным дыханием или дыхание с поддержкой давлением).

## Двойной Контроль в пределах цикла дыхания

## Обеспечиваемая объемом поддержка давлением

## (Volume Assured Pressure Support)

Описательное определение. Этот режим позволяет вентилятору доставлять дыхание с поддержкой давлением, или переключаться от дыхания с поддержкой давлением на управляемое объемом в пределах одного цикла. Например, два типа дыхания, которые могут быть доставлены во время режима VAPS. Первый – это управляемый давлением, вызванный пациентом или временем поток-цикличный режим дыхания. Второй - управляемый объемом, вызванный пациентом или временем объем – цикличный режим дыхания.

Терминология производителей. VAPS (Bird 8400ST, TBird) и режим наращивания давления (Pressure Augmentation (PA)) (Bear 1000) - общие термины. Хотя оба изготовителя используют различное название режима, действие вентилятора одинаково.

Другие термины. VAPS известен как вспомогательная по объему поддержка давлением. В настоящее время, никакие другие вентиляторы не используют этот режим или другое название.

Классификация. Оба этих метода могут использоваться во время принудительных дыханий или дыханий с поддержкой давлением. Концептуально, VAPS и PA, как предполагается, комбинируют высокий переменный поток ограниченного давлением дыхания с постоянным доставляемым объемом ограниченного объемом дыхания. Ранее VAPS описывался как вспомогательная по объему поддержка давлением [Amato M. B. P., Barbos C. S. V., Bonassa J., et al, 1992]. Это рассматривает VAPS техникой, которую нужно использовать вместо контролируемой по объему постоянной принудительной вентиляции (VC-CMV). Во время поддержки давлением, VAPS и PA могут рассматриваться своего рода «сетью безопасности», которая всегда снабжает минимальным ДО.

Во время VAPS и PA, клиницист должен установить частоту дыханий, пиковый поток, РЕЕР, вдыхаемую концентрацию кислорода, чувствительность триггера и желаемый минимальный ДО. Во время VAPS или PA форма кривой потока вдоха постоянна (квадратная). Дополнительно должна быть установлена поддержка давлением. Поддержка давлением не функционирует во время VC-CMV, если VAPS или PA режимы не активированы. Выбор соответствующей установки поддержки давлением труден. Практика показывает, что поддержка давлением должна устанавливаться на уровне, эквивалентном уровню давления плато, во время дыхания с контролем по объему при желательном ДО. Установка пикового потока не менее важна в режимах VAPS и PA. Пиковый поток должен быть отрегулирован с учетом соответствующего времени вдоха и отношения вдох/выдох, требуемых пациенту [Haas C. F., Branson R. D., Folk L. M., 1995; Branson R. D., Maclntyre N. R., 1996].

Во время VAPS или PA дыхание может быть начато пациентом или триггером времени. Как только дыхание инициировано, вентилятор пытается достичь установленной поддержки давлением так быстро, насколько это возможно. Эта часть дыхания – контролируемая по давлению и связана с быстрым переменным потоком, который может уменьшать работу дыхания. Поскольку необходимый уровень давления достигнут, микропроцессор вентилятора определяет объем, который был доставлен механизмом (обратите внимание, что это не объем на выдохе), сравнивает с установленным ДО, и определяет, будет ли этот ДО достигнут.

Имеются несколько различий в продукции вентилятора, основанные на отношении между доставленным и установленным ДО (рисунок 3-14). Если доставленный ДО и установленный эквивалентны, то дыхание является с поддержкой по давлению. Этот тип дыхания, встречающегося во время VAPS-вентиляции, показан на рисунке 3-14, дыхание A.

Если дыхательное усилие пациента ослаблено, вентилятор поставляет меньший объем, и когда доставленный и установленный объемы сравнимы, то микропроцессор определяет, что минимальный установленный ДО не будет доставлен. Поскольку поток замедляется, дыхание меняется с ограниченного давлением на ограниченное объемом. Поток остается постоянным, увеличивая время вдоха, пока объем не будет доставлен. Опять же, помните, что объем, выходящий из вентилятора, это не объем выдоха. В это время, давление может увеличиться выше установленной поддержки давлением. Поэтому установка тревоги высокого давления важна во время VAPS. Если давление повышается резко, то достигается уровень тревоги высокого давления и цикл дыхания устанавливается по давлению. Этот тип дыхания показан на рисунке 3-14, дыхание B.

Подобное состояние может появляться, если имеется острое уменьшение легочного комплайнса или увеличение сопротивления дыхательных путей (рисунок 3-18, дыхание C). Та же самая последовательность событий происходит, как описано для дыхания B. Однако, это дыхание демонстрирует возможность продления времени вдоха в течение VAPS. Имеются вторичные характеристики цикла для этих дыханий, и при длительности времени вдоха превышающем 3 секунды, цикл автоматически устанавливается по времени. Это предполагает, что когда режим используется для пациентов с обструкцией дыхательных путей, то мониторируется воздействие постоянного потока на соотношение вдох/выдох.

Наконец, и возможно наиболее важно, режим VAPS может позволять пациенту ДО больше, чем установленный объем. Поскольку предел давления остается одинаковым, это дыхание – такое же, как дыхание с поддержкой давлением (то есть, с ограниченным давлением и поток-цикличное). Рисунок 3-14, дыхание D демонстрирует эффект увеличения усилия пациента. Эта система учитывает нормальные изменения в ДО пациента и дополнительные (вздох) и увеличенные объемы во время гиперпноэ.

Таким образом VAPS, это режим, запускаемый пациентом или вентилятором, с ограничением давления или потока (в зависимости от отношений установленного и фактического ДО), и поток - или объем-цикличный.

## Вентиляция с Двойным Контролем от дыхания к дыханию

## Поддержка объемом (Volume Support)

Описательное определение. Двойной контроль от дыхания к дыханию в режиме поддержки давлением весьма прост – это закрытая петля вентиляции при поддержке давлением, с дыхательным объемом как входящей переменной.

Терминология производителей. Поддержка объемом (VS) (Siemens 300) и переменная поддержка давлением (Venturi) обычно используемые термины.

Другие термины. Никакие другие термины не используются.

Классификация. Двойной контроль от дыхания к дыханию во время режима поддержки давлением был введен на вентиляторе Siemens 300. Поддержка объема – это вентиляция поддержки давлением, которая использует ДО как обратную связь для непрерывной настройки уровня поддержки давлением. Все дыхания вызваны пациентом, с ограничением давления, и поток-цикличные. Поддержка объемом выбирается переключателем и устанавливается желаемый ДО. Вентилятор вводит поддержку объемом, доставляя тестовый вдох с пиковым давлением 5 см Н2О, когда имеется усилие пациента. Доставленный ДО измеряется и рассчитывается общий комплайнс системы. Следующие три дыхания доставляются с пиковым давлением вдоха в 75% от расчетного давления, чтобы доставить минимальный ДО. Каждое последующее дыхание использует предыдущее вычисление комплайнса системы, манипулируя пиковым давлением для достижения желаемого ДО. Это происходит от дыхания к дыханию, с максимальным изменением давления не более чем 3 см H2O и возможностью варьировать от уровня 0 см H2O выше РЕЕР до уровня на 5 см H2O ниже установленного давления тревоги. Поскольку все дыхания поддерживаются давлением, цикл обычно запускается от 5% начального пикового потока. Вторичный механизм запуска цикла дыхания активизируется, если время вдоха превышает 80% установленного общего времени цикла. Имеются также отношения между установленной частотой вентилятора и дыхательным объемом. Если желаемый ДО - 500 мл и частота дыханий установлена 15 в минуту, то минутный объем устанавливается – 7,5 л/мин. Если частота дыханий пациента ниже 15 дыханий в минуту, ДО автоматически увеличивается вентилятором до 150% начального значения (в этом примере, 750 мл). Это сделано для поддержания постоянного минутного объема. Рисунок 3-15 изображает ответ режима поддержки объемом на уменьшение комплайнса легкого. Если легочный комплайнс увеличивается, то происходит противоположный ответ (уменьшающий поддержку давлением и постоянный ДО).

## Вентиляция регулируемая давлением с контролем объема

## (Pressure-Regulated Volume Support)

Описательное определение. Двойной контроль с управляемым давлением, подобно поддержке объемом, является закрытой петлей, управляемой давлением, вызываемый пациентом или временем, с циклом по времени и дыхательным объемом как входящей переменной.

Терминология производителей. Регулируемый давлением контроль объема (PRVC) (Siemens 300), адаптируемая давлением вентиляция (Adaptive Pressure Ventilation, Hamilton Galileo), авто-поток (Auto-flow, Evita 4), и переменный контроль давления (Variable Pressure Control, Venturi), обычно используемые названия.

Другие термины. Никакие другие термины не используются.

Классификация. Все эти технологии – это формы ограниченной давлением, цикличной по времени вентиляции, которые используют ДО как обратную связь для непрерывной подстройки предела давления. Как правило, эти режимы запускаются пациентом или механизмом, с ограничением по давлению и циклом по времени, с ДО как постоянной переменной, используемой для изменения предела давления. Несмотря на такой факт, что каждая техника имеет различное название, действие довольно последовательно между устройствами. Все дыхания в этих режимах вызываются временем или пациентом и ограничены давлением. Одно различие между устройствами - то, что Siemens 300 позволяет PRVC только в режиме CMV. Другие вентиляторы позволяют двойной контроль дыхания, используя режимы CMV или SIMV. Во время SIMV, принудительные дыхания – это дыхания с двойным контролем. Измерение объема для сигнала обратной связи также различается между вентиляторами. Siemens 300 использует исходящий объем через датчик потока вдоха. Hamilton Galileo использует датчик потока в дыхательном контуре и датчик потока вдоха для определения среднего объема. Эта последняя техника устраняет сжимаемый объем, может обнаружить наличие утечек и может быть предпочитаемым методом мониторинга объема в режиме двойного контроля.

PRVC выбирается в режиме переключения с установленным желаемым ДО. Подобно VS, доставляется тестовый вдох и рассчитывается общий комплайнс системы. Следующие три дыхания доставляются с давлением в 75% от необходимого для достижения желаемого ДО, основанного на вычислении комплайнса. Следующие дыхания увеличивают или уменьшают предел давления в пределах 3 см Н2О на одно дыхание в попытке доставить желаемый ДО. Предел давления колеблется от 0 см H2O выше уровня РЕЕР до 5 см H2O ниже установленного верхнего предела тревоги по давлению. Вентилятор подаст сигнал звуковой тревоги, если ДО и максимальный предел давления несовместимы.

Подобно VS, предложенное преимущество PRVC или другого режима двойного контроля дыхания поддерживает минимальное пиковое давление, которое обеспечивает установленный постоянный ДО и автоматическое «отлучение» от поддержки давлением при улучшении со стороны пациента. Аналогично, эти режимы поддерживают более последовательный ДО при снижении или повышении комплайнса.

Рис.3-16. Эффекты увеличения комплайнса при режиме двойного контроля от дыхания к дыханию (с контролем давления). Целевой дыхательный объем – 500 мл. При увеличении комплайнса, дыхательный объем также увеличивается. Давление снижается от 1 до 3 см Н2О постепенно от дыхания к дыханию до достижения целевого дыхательного объема.

## Автоматический режим (Automode)

Описательное определение. Авторежим комбинирует двойной контроль дыхания с циклом по времени и двойной контроль дыхания с циклом по потоку. Авторежим позволяет вентилятору чередовать эти два режима, основываясь на полученных данных. В этом случае, усилие пациента или недостаток усилия определяют, являются ли дыхания цикличными по времени или потоку.

Терминология производителя. Авторежим - режим, доступный на Siemens 300A вентиляторе.

Другие термины. Никакие другие термины не используются.

Классификация. Авторежим комбинирует VS и PRVC в одном. Если пациент парализован, вентилятор обеспечивает PRVC. Все дыхания - принудительные с триггером по времени и ограничением по давлению. Предел давления увеличивается или уменьшается, поддерживая желаемый ДО, установленный клиницистом. Если пациент дышит спонтанно два последовательных дыхания, вентилятор переключается на VS. В этом случае, все дыхания являются вспомогательными, вызванными пациентом, ограниченными по давлению и поток-цикличными. Если у пациента возникает апноэ в течение 12 секунд (для взрослого), 8 секунд (в педиатрической практике), или 5 секунд (у новорожденных), вентилятор переключается снова в PRVC режим. Переход от PRVC к VS выполняется при эквивалентных пиковых давлениях. Этот режим - комбинация двух существующих режимов, использующих условную переменную усилия пациента, чтобы решить, является ли следующее дыхание цикличным по времени или поток-цикличным.

Авторежим также переключается между контролем и поддержкой давления или контролем и поддержкой объема. При переключении контроля объема на поддержку объемом, предел давления поддержки объемом эквивалентен давлению паузы во время контроля объема. Если плато вдоха определить невозможно, уровень давления рассчитывается: (пиковое давление - РЕЕР) х 50% + РЕЕР. Авторежим был введен недавно. Возможный недостаток в том, что во время переключения между параметрами цикличности, среднее давление дыхательных путей может уменьшиться. Это может привести к гипоксемии у пациента с острым повреждением легкого.

## Адаптивная поддержка вентиляции

## (Adaptive Support Ventilation)

Описательное определение. Адаптивная поддержка вентиляции - режим, который комбинирует двойной контроль дыханий цикличных по времени и поток-цикличных, и позволяет вентилятору выбирать начальные установки, основанные на введенных клиницистом данных оптимального веса тела и минутного объема. Это наиболее сложный режим из техник закрытой петли, позволяющий вентилятору выбирать установленную частоту дыханий, ДО, предел давления при принудительных и спонтанных дыханиях, время вдоха во время принудительных дыханий, и I: E отношение, в отсутствие спонтанных дыханий.

Терминология производителя. Адаптивная поддержка вентиляции (ASV) используется на Hamilton Galileo.

Другие термины. Никакие другие термины не используются.

Классификация. ASV основан на концепции минимальной работы дыхания, развитой Arthur B. Otis [Otis A. B., Fenn W. O., Rahn H., 1950]. Эта концепция предполагает, что пациент дышит дыхательным объемом и с частотой, которые минимизируют эластичность и сопротивление при поддержании насыщения кислородом и кислотно-щелочного баланса. A. B. Otis с коллегами разработали уравнение, которое описывает концепцию минимальной работы. ASV-алгоритм использует эту формулу наряду с весом пациента (который определяет мертвое пространство) чтобы регулировать переменные вентилятора. Клиницист вводит идеальный (оптимальный) вес тела пациента; устанавливает верхний предел тревоги высокого давления, РЕЕР и вдыхаемую концентрацию кислорода; и регулирует время нарастания потока и переменную цикла потока для поддержки дыханий давлением от 10% до 40% начального пикового потока. Это позволяет клиницисту обеспечивать полное вспомогательное дыхание или стимулировать спонтанное дыхание и облегчать отлучение от вентилятора.

Когда вентилятор связан с пациентом, он доставляет серию тестовых дыханий и измеряет комплайнс системы, сопротивление дыхательных путей и внутренний РЕЕР (PEEPi, autoРЕЕР). Эта система измерения важна для точного измерения переменных, используемых в уравнении минимальной работы. Ввод веса тела позволяет алгоритму вентилятора выбирать требуемый минутный объем. Вентилятор тогда использует введенные данные и данные измеренной механики дыхания, для выбора частоты дыхания, времени вдоха, соотношения вдох/выдох и предела давления для принудительных и спонтанных дыханий. Эти переменные измеряются от дыхания к дыханию и изменяются алгоритмом вентилятора для достижения желаемых целей. Если пациент дышит спонтанно, давление вентилятора поддерживает дыхания и стимулирует собственное дыхание. Однако, непосредственные и принудительные дыхания могут быть объединены, чтобы достичь необходимой минутной вентиляции. Предел давления как принудительных, так и спонтанных дыханий всегда регулируется. Это означает, что ASV непрерывно поддерживает двойной контроль от дыхания к дыханию для принудительных и непосредственных дыханий.

Вентилятор регулирует вдох/выдох (I: E) соотношение и время вдоха для принудительных дыханий, предотвращая образование PEEPi. Это делается вычислением временной константы выдоха (комплайнс х сопротивление) и поддержанием достаточного времени выдоха.

Если пациент парализован, вентилятор определяет частоту дыхания, ДО, предел давления, необходимый для доставки ДО, время вдоха и соотношение вдох/выдох. Как только пациент начинает дышать спонтанно, число принудительных дыханий уменьшается и вентилятор выбирает уровень поддержки давлением, необходимый для обеспечения ДО, достаточного чтобы гарантировать альвеолярную вентиляцию, основываясь на вычислении мертвого пространства (2,2 мл/кг).

Таким образом, ASV может обеспечивать ограниченную давлением вентиляцию с циклом по времени, добавляя двойной контроль «от дыхания к дыханию», с учетом принудительных и спонтанных дыханий (своего рода двойной контроль PC-SIMV + PS) и в конечном счете переключать аппарат на поддержку давлением с двойным контролем дыхания (переменное давление в каждом дыхании при поддержке давлением). В течение принудительного дыхания, вентилятор может устанавливать время вдоха и вдох/выдох соотношение [Laubscher T. P., et al., 1996; Campbell R. S., et al., 1998].

##

## Автоматическая компенсация трубки

## (Automatic Tube Compensation)

Описательное определение. Автоматическая компенсация трубки - техника работы вентилятора, которая использует характеристики сопротивления искусственных воздухопроводящих путей, чтобы преодолеть приложенную работу дыхания, вызванную этими путями [Bersten A. D. et al., 1989; Shapiro M. et al, 1986].

Терминология производителя. Автоматическая компенсация трубки (ATC) (Drager Evita 4) – это общепринятый термин.

Другие термины. Никакие другие термины не используются.

Классификация. ATC - управляемая давлением, вызванная пациентом, поток-цикличная вентиляция. Доставленное давление – это результат известных характеристик сопротивления дыхательных путей и потребности потока пациенту. При уменьшении диаметра дыхательных путей, давление применяется для увеличения потока. При увеличении потребности в потоке, давление повышается для любого калибра дыхательных путей.

Согласно закону Пуазейля (Poiseuille), объемная скорость потока прямо зависит от четвертой степени радиуса (т.е., например, уменьшение радиуса трубки наполовину снижает скорость потока в 16 раз). Увеличение потока через интубационную трубку того же размера приводит к турбулентности, повышая сопротивление.

Может возникнуть вопрос: нельзя ли с целью компенсации повышенного сопротивления увеличить давление? Несколько исследователей защитили использование вентиляции с поддержкой давлением, чтобы преодолеть работу, создаваемую эндотрахеальной трубкой [Bersten A. D. et al., 1993; Guttmann J. et al., 1993]. Этот метод требует увеличения уровней поддержки давлением, поскольку диаметр интубационной трубки уменьшается, и поток вдоха увеличивается. При статических условиях, поддержка давлением может эффективно устранять сопротивление интубационной трубки. Однако, переменный поток инспирации и изменяющиеся требования пациента не могут быть выполнены единственным (отдельным) уровнем поддержки давлением (рис.3-17). Во время периодов тахипноэ, предварительно выбранный уровень поддержки давлением не устраняет работу, создаваемую интубационной трубкой. К тому же, сопротивление интубационной трубки создает условие, при котором поток вентилятора является высоким, давление в трахее остается низким и проявляется неадекватность приложенной работы. Позже в дыхании, когда давление начинает уравновешиваться во время плато, поддержка давлением имеет тенденцию к избытку компенсации, продлевая вдох и усиливая перераздувание.

Рис.3-17.

Возможности поддержки давлением и автоматической компенсации трубки по преодолению работы дыхания, вызванной искусственными дыхательными путями. Поддержка давлением только устраняет работу, точно подавая поток. Выше и ниже этого потока поддержка давлением компенсирует недостаточно или чрезмерно. АТС компенсация может преодолевать сопротивление относительно требования пациента.

В 1993, J. Guttmann и партнеры описали технику для непрерывного вычисления давления в трахее у интубированного пациента, находящегося на ИВЛ [Guttmann J., Eberhard L., Fabry B. et al., 1993]. Эта система использует компонент сопротивления интубационной трубки и измерение потока для вычисления трахеального давления. Эти авторы успешно утверждали свою систему в группе пациентов, находящихся на ИВЛ, находя благоприятные сравнения между расчетным и измеренным давлением в трахее.

Эта работа привела к введению режима ATC на Drager Evita 4. ATC пытается компенсировать сопротивление интубационной трубки посредством контроля закрытой петли относительно расчетного трахеального давления. Эта система использует коэффициенты сопротивления трубки (трахеостомической или эндотрахеальной) и измерение мгновенного потока, чтобы применить давление, пропорциональное сопротивлению, во время всего дыхательного цикла. Уравнение для вычисления трахеального давления:

Трахеальное давление (см Н2О) = проксимальное давление дыхательных путей (см Н2О) - коэффициент трубки (см Н2О /Л/с) х поток2 (л/мин)

Оператор вводит тип трубки (эндотрахеальная или трахеостомическая) и желаемый процент компенсации (10-100%). Наиболее интересно в режиме ATC - устранение приложенной работы дыхания во время вдоха. Однако, во время выдоха поток-зависимое давление уменьшается, проходя через трубку. ATC также компенсирует этот компонент и может уменьшать сопротивление выдоха и неумышленное переполнение. Во время выдоха, расчетное давление в трахее большее, чем давление дыхательных путей. В идеальных условиях, отрицательное давление в дыхательных путях может способствовать уменьшению сопротивления выдоха. Поскольку это не всегда желательно или возможно, ATC может уменьшать РЕЕР до 0 см Н2О в течение выдоха, чтобы облегчить компенсацию сопротивления выдоха, обусловленного эндотрахеальной трубкой [Stocker R., Fabry B., Haberthur C., 1997; Guttman J. et al., 1994; 1997].

## Пропорциональная вспомогательная вентиляция

## (Proportional Assist Ventilation)

Описательное определение. Пропорциональная вспомогательная вентиляция - режим искусственной вентиляции легких, основанной на уравнении движения [Younes M., et al., 1992; Bigatello L. M., et al., 1997]. Уравнение движения для системы органов дыхания:

PAW + PMUS = объем х эластичность + поток х сопротивление,

где PAW - давление, созданное вентилятором, а PMUS - давление, созданное дыхательными мышцами. Чем больший объем и большая эластичность, тем большее давление требуется (или большее давление, создаваемое вентилятором, или большее дыхательное мышечное усилие пациента). Точно так же, как увеличивается сопротивление или поток, должно увеличиться давление, создаваемое вентилятором или дыхательной мускулатурой. Эта пропорциональность – отличительный признак PAV. Независимо от изменений усилий пациента, вентилятор продолжает выполнять одинаковый процент работы.

Режим PAV позволяет вентилятору изменять давление (контроль давления) чтобы всегда выполнять работу пропорционально усилию пациента. Поскольку левая сторона уравнения включает и давление вентилятора, и давление мускулатуры пациента, вентилятор может определять результат своей работы, основываясь на текущем измерении эластичности (обратная величина комплайнса) и сопротивления. Режим PAV требует установки только традиционных значений РЕЕР и FiO2. Другие устанавливаемые значения – процент вспомогательного объема (преодолевать эластичность) и процент вспомогательного потока (преодолевать сопротивление). PAV все еще остается достаточно новым режимом, и пока не известно, имеется ли какая-либо причина устанавливать вспомогательные настройки на любые другие значения, отличные от 80%.

Другие термины. Этот режим был назван проектировщиком Magdy Younes. До настоящего времени, никакие новые термины для PAV не были введены.

Терминология производителя. Еще 2 года назад только Drager ввели версию PAV. К настоящему времени Puritan Bennett. Оба производителя называют режим PAV.

Классификация. PAV использует измерение эластичности и сопротивления для определения выхода вентилятора. PAV – это управляемый давлением, запускаемый пациентом, поток-цикличный режим ИВЛ. Давление доставленное – это не установленное, как в режиме поддержки давлением, но изменяется как кратное из суммы сигналов потока и объема. Настройки безопасности для высокого давления и высокого ДО также могут быть установлены и ограничивают дыхание. Доставленное давление изменяется от дыхания к дыханию в зависимости от эластичности, сопротивления, и требования потока. Как правило, PAV устанавливается, чтобы преодолеть 80% нагрузки эластичности и сопротивления.

В режиме PAV, если вспомогательные объем и поток установлены на 80% (для преодоления 80% нагрузки эластичности и сопротивления), при увеличении дыхательного объема пациента, давление, применяемое вентилятором, также увеличивается. Процент работы пациента остается таким же, независимо от объема.

Основные трудности в успешном осуществлении PAV включают: точное и мгновенное «от дыхания к дыханию» измерение эластичности и сопротивления; объединенные эффекты сопротивления интубационной трубки и autoРЕЕР; проблему нелинейности эластичности и сопротивления, и эффекта, названного «беглец». «Беглец» - это форма сверхподдержки, которая появляется, когда эластичность резко улучшается или измерена неточно и вентилятор продолжает обеспечивать объем после того, как пациент закончил вдох. Это может привести к перерастяжению, усугублению ловушки воздуха, и, потенциально, баротравме. Это требует установки тревог высокого давления и дыхательного объема. Необходимо отметить, что PAV всегда запускается пациентом, поэтому в случае апноэ должен быть предусмотрен резервный способ вентиляции.

# ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, представляется конструктивным использовать следующие термины и правила для их объединения в создании последовательной классификации и построения удобного словаря режимов ИВЛ:

Принудительное дыхание: вдох инициирован механизмом;

Спонтанное дыхание: вдох инициирован пациентом и осуществляется им;

CMV: непрерывная принудительная вентиляция - каждое дыхание принудительное;

IMV: перемежающаяся (вызванная машиной) принудительная вентиляция (дыхание) с непосредственными дыханиями, позволенными между принудительными;

SIMV: синхронизированная перемежающаяся (вызванная пациентом или механизмом) принудительная вентиляция (дыхание) с непосредственными дыханиями, позволенными между принудительными;

CSV (обычно называемая PSV): непрерывная спонтанная вентиляция - каждое дыхание спонтанное;

Контроль давления: вентилятор пытается поддерживать заданную форму кривой давления в дыхательных путях в течение вдоха;

Контроль объема / потока: вентилятор пытается поддерживать заданную форму кривой объема или потока в течение вдоха; прямой контроль потока, подразумевает косвенный контроль объема и наоборот;

Двойной контроль: две переменные контролируются независимыми, но синергичными петлями с обратной связью;

Поддержка вдоха: поток вдоха связан с повышением трансреспираторного давления выше начального (baseline) и вызван внешним агентом (вентилятор помогает пациенту дышать).

Следующий шаг в классификации режимов это использование простого рассуждения, от общего к частному, применительно к характеристике принудительного и спонтанного дыханий (по типу иерархического порядка). Схема 1 иллюстрирует эту концепцию: выбрав тип дыхания (принудительное или спонтанное), можно добавлять деталь, описывая возможные контролируемые переменные. После этого могут быть выбраны переменные фаз дыхательного цикла.

# СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бурлаков Р.И., Гальперин Ю.Ш., Юревич В.М. Искусственная вентиляция легких (принципы, методы, аппаратура). – М.: Медицина, 1986. – 240 с.
2. Гальперин Ю.С., Кассиль В.Л. Особенности влияния различных форм кривых скорости вдувания газа во время ИВЛ // Анестез. и реанматол. -1996. -№1. - С.39-42.
3. Гальперин Ю.С., Кассиль В.Л. Режимы искусственной и вспомогательной вентиляции легких. Классификация и определения // Вестн. интенс. терапии. - 1996. - № 2-3. - С.3-11.
4. Гейронимус Т.В. Искусственная вентиляция легких.: Пер. с англ. - М.: Медицина, 1975. - 176 с.
5. Зильбер А.П. Респираторная терапия в повседневной практике. – Ташкент: Медицина, 1986. - 400 с.
6. Кассиль В.Л. Искусственная вентиляция легких в интенсивной терапии. – М.: Медицина, 1987. – 256 с.
7. Кассиль В.Л., Лескин Г.С. Современные методы искусственной и вспомогательной вентиляции легких // Анестез. и реаниматол. - 1994. - №3. - С.3-6.
8. Кассиль В.Л., Лескин Г.С., Выжигина М.А. Респираторная поддержка: Руководство по искусственной и вспомогательной вентиляции легких в анестезиологии и интенсивной терапии. - М.: Медицина, 1997. - 320 с.
9. Кассиль В.Л., Рябова Н.М. Искусственная вентиляция легких в реаниматологии. - М.: Медицина, 1977. - 259 с.
10. Конюков Ю.А., Картавенко В.И. Вентиляция легких со вспомогательным давлением. Технические аспекты и особенности применения // Анестез. и реаниматол. -1995. - №4. - С.49-57.
11. Левшанков А.И. Искусственная и вспомогательная вентиляция легких современными аппаратами. – Спб.: ВМедА, Б. и., 1993. - 138 с.
12. Сметнев А.С., Юревич В.М. Респираторная терапия в клинике внутренних болезней. – М.: Медицина, 1984. - 224 с.
13. Abraham E., Yoshihara G.: Cardiorespiratory effects of pressure controlled inverse ratio ventilation in severe respiratory failure // Chest – 1989. – Vol.96. – P.1356-1359.
14. Amato M. B. P., Barbos C. S. V., Bonassa J., et al: Volume assisted pressure support ventilation (VAPSV): a new approach for reducing muscle workload during acute respiratory failure // Chest – 1992. - Vol.102. – P.1225-1234.
15. Barach A. L. Inhalation therapy: Historical background // Anesthesiology. - 1962. - Vol.23. – P.407-411.
16. Bersten A. D., Rutten A. J., Vedig A. E., Skowronski G. A.: Additional work of breathing imposed by endotracheal tubes, breathing circuits, and intensive care ventilators // Crit Care Med – 1989. – Vol.17. –P.671-680.
17. Bersten A. D., Rutten A. J., Vedig A. E.: Efficacy of pressure support in compensating for apparatus work // Anaesth Intensive Care. - 1993. – Vol.21. – P.67-71.
18. Bigatello L. M., Nishimura M., Imanaka H., et al: Unloading of the work of breathing by proportional assist ventilation in a lung model // Crit Care Med – 1997. – Vol.25. – P.267-272.
19. Branson R. D., Campbell R. S.: Modes of Ventilator Operation. In: MacIntyre N. R., Branson R. D. (Ed): Mechanical Ventilation. – Philadelphia. - W. B. Saunders Company, 2001, P.51-84.
20. Branson R. D., Chatbum R. L.: Technical description and classification of modes of ventilator operation // Respir Care - 1992. – Vol.37. – P.1026-1044.
21. Branson R. D., Maclntyre N. R.: Dual control modes of mechanical ventilation // Respir Care – 1996. – Vol.41. – P.294-305.
22. Brochard L., Rua F., Lorini H., et al: Inspiratory pressure support compensates for the additional work of breathing caused by the endotracheal tube // Anesthesiology - 1991. – Vol.75. – P.739-745.
23. Burton G. G., Hodgkin J. E., Ward J. J. Respiratory care: a guide to clinical practice. - 4th ed. - New York.: Lippincott-Raven Publishers, 1997, P.643-811.
24. Campbell R. S., Sinamban R. P., Johannigman J. A., et al: Clinical evaluation of a new closed loop ventilation mode: adaptive support ventilation // Respir Care – 1998. - Vol.43. – P.856 (abstract).
25. Chatburn R. L., Branson R. D.: Classification of Mechanical Ventilators. In: MacIntyre N. R., Branson R. D. (Ed): Mechanical Ventilation. – Philadelphia. - W. B. Saunders Company, 2001, P.1-50.
26. Chatburn R. L., Primiano F. P. Jr.: Mathematical models of respiratory mechanics. In: Chatburn R. L., Craig K. C. (eds): Fundamentals of Respiratory Care Research. – Norwalk. - CT: Appleton & Lange, 1988.
27. Chatburn R. L.: A new system for understanding mechanical ventilators // Respir Care. - 1991. - Vol.36. - P.1123-1155.
28. Chatburn R. L.: Classification of mechanical ventilators // Respir. Care –1992. – Vol.37. – P.1009-1025.
29. Colice G. L.: Historical background. In Tobin M. J. (ed): Principles and practice of mechanical ventilation. - New York. - McGraw-Hill, 1994, P.327-331.
30. Downs J. B., Stock M. C.: Airway pressure release ventilation: a new concept in ventilatory support // Crit Care Med. – 1987. – Vol.15. – P.459-461.
31. Fabry B., Guttman J., Eberhard L., Wolff G.: Automatic compensation of endotracheal tube resistance in spontaneous breathing patients // Technol Health Care – 1994. – Vol.1. – P.281-291.
32. Fabry B., Zappe D., Guttman J., et al: Breathing pattern and additional work of breathing in spontaneously breathing patients with different ventilatory demand during inspiratory pressure support and automatic tube compensation // Intensive Care Med – 1997. –Vol.23. – P.545-552.
33. Garner W., Downs J. B., Stock M. C., et al: Airway pressure release ventilation (APRV): a human trial // Chest – 1988. – Vol.94. – P.779-781.
34. Guttmann J., Bernhard H., Mols G., et al: Respiratory comfort of automatic tube compensation and inspiratory pressure support in conscious humans // Intensive Care Med – 1997. – Vol.23. – P.1119-1124.
35. Guttmann J., Eberhard L., Fabry B., et al: Continuous calculation of intratracheal pressure in tracheally intubated patients // Anesthesiology - 1993. –Vol.79. – P.503-513.
36. Haas C. F., Branson R. D., Folk L. M., et al: Patient determined inspiratory flow during assisted mechanical ventilation // Respir Care – 1995. – Vol.40. – P.716-721.
37. Helmholz H. F. Oxygen therapy in the 1940’s. In: Smith G. A. (ed): Respiratory Care: Evolution of a profession. - Lexena KS, Applied Measurement Professionals, 1989, P.14-17.
38. Kacmarek R. M.: Modern condition of the new modes of artificial ventilation. // Internet publ., ICU Harvard’s medical school, Boston, 2000.
39. Lain D. C., DiBenedetto R., Morris S. L., et al: Pressure control inverse ratio ventilation as a method to reduce peak inspiratory pressure and provide adequate ventilation and oxygenation // Chest – 1989. - Vol.95. – P.1081-1088.
40. Laubscher T. P., Frutiger A., Fanconi S., Brunner J. X.: The automatic selection of ventilation parameters during the initial phase of mechanical ventilation // Intensive Care Med – 1996. – Vol.22. – P. 199-207.
41. Laubscher T. P., Frutiger A., Fanconi S., et al: Automatic selection of tidal volume, respiratory frequency and minute volume in intubated ICU patients as startup procedure for closed-loop controlled ventilation // Int J Clin Monit Comput. – 1994. – Vol.11. – P. 19-30.
42. Leigh J. M. The evolution of oxygen therapy apparatus // Anaesthesia. - 1974. - Vol.29. – P.426-427.
43. Luce J. M., Pierson D. J., Hudson L. D.: Intermittent mandatory ventilation // Chest. - 1981. - Vol.79. - P.678-685.
44. Maclntyre N. R.: Respiratory function during pressure support ventilation // Chest. - 1986. – Vol.89. – P.677-683.
45. Maclntyre N. R.: Weaning from mechanical ventilatory support: volume-assisting intermittent breaths versus pressure-assisting every breath // Respir Care. – 1988. – Vol.33. – P.121-125.
46. Mörch E. T.: History of mechanical ventilation. In: Kirby R. R., Banner M. J., Downs J. B. (eds): Clinical applications of ventilatory support. - New York.: Churchill Livingstone, 1990, P.17-24.
47. Murphy D. F., Dobb G. D.: Effect of pressure support of spontaneous breathing during intermittent mandatory ventilation // Crit Care Med. – 1987. – Vol.15. – P.612-613.
48. Mushin W. W., Rendell-Baker L., Thompson P. W., Маpelson W. W.: Automatatic ventilation of the lungs. – Oxford. -Blackwell Scientific Publications. - 1980. - P.62-166.
49. O’Donohue W. J.,Plummer A. L.: Magnitude of usage and cost of home oxygen therapy in the United States // Chest – 1994. – Vol.107. – P.301-302.
50. Ranieri V. M., Grasso S., Mascia L., et al: Effects of proportional assist ventilation on inspiratory muscle effort in patients with chronic obstructive pulmonary disease and acute respiratory failure // Anesthesiology – 1997. – Vol.86. – P.79-81.
51. Sassoon C. S. H., Mahutte C. K., Light R. W.: Ventilator modes old and new // Crit Care Clin. - 1990. – Vol.6. – P.605-634.
52. Sassoon C. S. H.: Positive pressure ventilation: alternate modes // Chest. - 1991. – Vol.100. - P.1421-1429.
53. Shapiro B. A., Harrison R. A., Walton J. R., Davison R.: Intermittent demand ventilation: a new technique for supporting ventilation in critically ill patients // Respir Care. – 1976. –Vol.21. - P.521-525.
54. Shapiro M., Wilson R. K., Casar G., et al: Work of breathing through different sized endotracheal tubes // Crit Care Med – 1986. – Vol.14. – P.1028-1031.
55. Stock M. C., Downs J. B.: Airway pressure release ventilation: a new approach to ventilation support during acute lung injury // Respir Care. – 1987. – Vol.32. – P.517-524.
56. Stocker R., Fabry B., Haberthur C.: New modes of ventilatory support in spontaneously breathing intubated patients. In: Vincent J. L. (ed): Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine, Vol.12, Berlin, Springer-Verlag, 1997, P.514-533.
57. Weiler N., Eberle B., Latorre F., et al: Adaptive lung ventilation // Anaesthetist – 1996. – Vol.45. – P.950-956.
58. Weisman I. M., Rinaldo J. E., Rogers R. M., et al.: Intermittent mandatory ventilation // Am Rev Respir Dis. - 1983. - Vol.127. - P.641-647.
59. Younes M., Puddy A., Robert D., et al: Proportional assist ventilation: results of an initial clinical trial // Am Rev Respir Dis – 1992. – Vol.145. – P.121-129.
60. Younes M.: Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support // Am Rev Respir Dis - 1992. –Vol.145. – P.114-120.