

НИИ нейрохирургии им. академика Н.Н. Бурденко
Отделение реанимации
www.nsicu.ru

АСИНХРОНИИ И ГРАФИКА ИВЛ



А.А. Полупан
А.С. Горячев
И.А. Савин

РУКОВОДСТВО ДЛЯ ВРАЧЕЙ

АСИНХРОНИИ И ГРАФИКА ИВЛ

Полупан А.А., Горячев А.С., Савин И.А

Руководство для врачей

АКСИОМ ГРАФИКС ЮНИОН
Москва 2017

УДК 615.471:615.816
ББК 53.541
П53

НИИ нейрохирургии им. академика Н.Н. Бурденко
Отделение реанимации
www.nsicu.ru

Асинхронии и графика ИВЛ

руководство для врачей

Авторы:

Полупан А.А., Горячев А.С., Савин И.А



**ПОЛУПАН Александр
Александрович**



**ГОРЯЧЕВ Александр
Станиславович**



**САВИН Иван
Анатольевич**

Аннотация

В книге рассказано о том, как можно осмысливать и применять графическую информацию с монитора аппарата ИВЛ. Сегодня для быстрого принятия решения информацию превращают в зрительный образ. Графический мониторинг — это основной метод выявления асинхронии пациента и аппарата и наиболее эффективный способ оценки адекватности ИВЛ. Цель книги помочь врачу: 1) понять, что происходит с пациентом на ИВЛ; 2) решить, что нужно исправить; 3) как улучшить параметры ИВЛ опираясь на графический мониторинг.

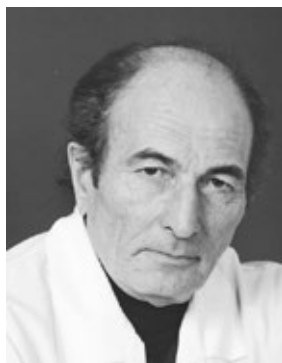
© Полупан А.А., Горячев А.С., Савин И.А., 2017

ISBN 978-5-9907551-8-5

*Мы посвящаем эту книгу
Алексю Ивановичу Грицану
и Анатолию Павловичу Колесниченко
авторам книги «Графический мониторинг
респираторной поддержки» (2007).*



ГРИЦАН
Алексей Иванович



КОЛЕСНИЧЕНКО
Анатолий Павлович

*Мы признательны авторам первой книги
по данной проблеме на русском языке за бесцен-
ную помощь в освоении специальности.*

*За 10 лет в ИВЛ многое изменилось, появилось
много новой информации, и мы продолжаем
дело начатое нашими уважаемыми коллегами.*

Актуальность, аннотация, предисловие	10
---	----

I часть. Необходимый минимум о физиологии дыхания ..	12
---	----

Вступление к первой части	12
--	----

I - 1 Объем	13
-------------------	----

I - 2 Давление	16
----------------------	----

I - 3 Комплайнс	20
-----------------------	----

I - 4 Резистанс	34
-----------------------	----

I - 5 Постоянная времени	37
--------------------------------	----

I - 6 Driving pressure или Минимальное Давление Вдоха, МДВ	42
--	----

I - 7 Динамический комплайнс или динамическая характеристика . . .	46
--	----

I - 8 Чем отличается вдох ИВЛ от естественного дыхания	47
--	----

I - 9 Оценка и трактовка гемодинамического ответа на ИВЛ.	50
--	----

II часть. Кривые объема, давления и потока

и классификация режимов ИВЛ	52
--	----

Вступление ко второй части	52
---	----

II - 1 Что мы видим на графиках	53
---------------------------------------	----

II - 2 От чего зависят формы кривых	55
---	----

II - 3 Время	57
--------------------	----

II - 4 Объем на графиках	62
--------------------------------	----

II - 5 Давление на графиках	67
-----------------------------------	----

II - 6 Поток	71
--------------------	----

II - 7 Скорость нарастания потока	77
---	----

II - 8 Способы управления вдохом	82
--	----

II - 9 Фазы дыхательного цикла	86
--------------------------------------	----

II - 10 Фазовые переменные (Phase Variables); Включение вдоха – триггер (Trigger); Переключение на выдох (Cycle)	88
---	----

II - 11 Триггер (trigger) с чего начинается вдох	91
--	----

II - 12 Лимит (limit) ещё одна фазовая переменная	95
---	----

II - 13 Переключение с вдоха на выдох «Cycle»*	99
II - 14 Выдох одинаков для всех режимов ИВЛ	102
II - 15 ПДКВ, РЕЕР, baseline pressure и CPAP	103
II - 16 Этапный эпикриз или почувствуйте разницу между фазовыми и управляемыми переменными	108
II - 17 Два типа вдохов	111
II - 18 Три варианта согласования вдохов	114
II - 19 Классификация режимов ИВЛ	115

III часть. Кривые объема давления и потока

разных режимов ИВЛ	123
Вступление к третьей части	123
Что значит (CMV) перед названием главы?	124
(CMV) III - 1 Самый старинный способ ИВЛ VC-CMV-Volume-cycling (управление по-объёму с переключением на выдох по-объёму)	125
(CMV) III - 2 Классика жанра VC-CMV-Time-cycling (ИВЛ по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени)	131
(CMV) III - 3 Принудительная ИВЛ по-давлению (PC-CMV)	137
(CMV) III - 4 «P-тах», он же «PLV» ИВЛ по-объёму с ограничением по давлению.	154
(CMV) III - 5 ИВЛ по-объёму и изменяемый поток.	157
(CMV) III - 6 Режимы CMV с двойным управлением (PRVC, VG, VC+) .	165
III - 7 Активный клапан выдоха – управляемый клапан выдоха и управляемый поток.	173
III - 8 Опции AutoFlow (AF) и Volume Guarantee (VG)	175
III - 9 Спонтанное дыхание на ИВЛ: CPAP и РЕЕР	179
Что значит (PSV) перед названием главы?	184
(PSV) III - 10 Спонтанное дыхание на ИВЛ: PSV и PC-PSV (PSV с заданной минимальной частотой).	185
(PSV) III - 11 Variable PSV (Noisy ventilation)	197
(PSV) III - 12 VS, Volume Support	199

(PSV) III - 13 SmartCare/PC	205
(PSV) III - 14 NAVA или Neurally Adjusted Ventilatory Assist	208
(PSV) III - 15 PPS и PAV+	214
Размышление о режимах ИВЛ на основе PSV	224
Что значит (IMV) перед названием главы?	227
(IMV) III - 16 IMV общая характеристика	228
(IMV) III - 17 SIMV вариант VCV + PSV (VC с постоянным потоком) как этап эволюции	231
(IMV) III - 18 SIMV вариант PCV + PSV (когда все вдохи по-давлению) . . .	234
(IMV) III - 19 SIMV вариант PCV + PSV когда все вдохи одинаковы (интересно, красиво, физиологично)	237
(IMV) III - 20 SIMV вариант VCV + PSV (VC с нисходящим потоком). . . .	242
(IMV) III - 21 SIMV вариант VCV + PSV (VC с нисходящим потоком) красиво - когда все вдохи одинаковые	245
(IMV) III - 22 SIMV вариант PRVC + PSV, SIMV-AutoFlow (SIMV-AF), SIMV-Volume Guarantee (SIMV-VG)	248
(IMV) III - 23 MMV вариант VCV + PSV (классика).	251
(IMV) III - 24 MMV-AutoFlow вариант VCV + PSV (нисходящий поток) . .	253
(IMV) III - 25 PC-MMV или MMV-VG вариант PCV + PSV	255
(IMV) III - 26 AutoMode	256
(IMV) III - 27 ASV (Adaptive support ventilation), а также AVM, Auto-MVG и iSV	259
Оптимизация настройки режима ИВЛ по кривым потока	267
Что значит (BiLevel) перед названием главы?	269
(BiLevel) III - 28 BIPAP от фирмы Dräger	272
(BiLevel) III - 29 APRV Airway Pressure Release Ventilation или PC-APRV по новой номенклатуре	281
(BiLevel) III - 30 BIPAP-assist или PC-AC по новой номенклатуре Dräger	283
(BiLevel) III - 31 BIPAP + PSV.	284
(BiLevel) III - 32 универсальность двухуровневых режимов	286

(BiLevel) III - 33 «BiLevel» на аппарате Puritan Bennet 840 и «Duo-PAP/APRV» на аппаратах Hamilton-Medical	290
(BiLevel) III - 34 «Bi-Vent» на аппарате Servo-I фирмы MAQUET и «SPAP» «Spontaneous Positive Airway Pressure» на аппаратах ИВЛ «Ispiration»	294
III - 35 Двухуровневые режимы и режимы с двойным управлением . . .	298
III - 36 Многоуровневые режимы на аппаратах Chirana (ХИРАНА)	300
III - 37 Volume-assured pressure support (VAPS) и Pressure augmentation (PA)	309
IV часть. Асинхронии	312
Вступление к четвертой части	312
IV - 1 Классификация асинхроний	314
IV - 2 Асинхронии триггирования	316
IV - 2.1 Неэффективное триггирование	317
IV - 2.2 Двойное триггирование	328
IV - 2.3 Автотриггирование	332
IV - 3 Асинхрония потока	335
IV - 4 Асинхрония переключения с вдоха на выдох	339
IV - 4.1 Раннее переключение с вдоха на выдох	340
IV - 4.2 Позднее переключение с вдоха на выдох	345
IV - 5 Асинхрония выдоха или асинхрония экспираторного потока . .	348
IV - 6 Резюме по асинхрониям или вся IV часть книги в одной главе . .	350
IV - 7 Асинхронии и серво-режимы ИВЛ	354
IV - 8 Асинхронии и активный клапан выдоха	355
Список литературы	357

У мудрого есть глаза, глупец же блуждает во тьме...

(Екклесиаст 2, 14)

Актуальность, аннотация, предисловие

- **Кратко:** Авторы рассказывают читателю, что они видят на графиках монитора аппарата ИВЛ, и как эту информацию можно использовать.

Графический мониторинг – основной метод выявления асинхронии пациента и аппарата ИВЛ.

- **Подробно:** Визуальный мониторинг наиболее эффективен. Если нужен быстрый анализ массива данных для мгновенного принятия решения, – информацию превращают в зрительный образ. Примеров можно приводить массу. Часто рассказывают про приборы и мониторы в кабине современного авиалайнера. Есть пример проще. Навигатор. В вашей машине или на планшете. Это пример графического мониторинга. Вы видите карту местности, свое движение и цель путешествия. И для многих даже и непонятно, – а как по-другому? По-другому: это ряды цифр, отражающие Ваши координаты (широту и долготу), координаты всех других объектов, высоту над уровнем моря, расстояния между объектами и Вами, направление и скорость движения и т. д. Очевидно, для того чтобы оперировать такой (цифровой) информацией нужно очень долго учиться и тренироваться. Но в конечном счете, обычный человек с навигатором будет ориентироваться быстрее и лучше, чем высококвалифицированный специалист получающий массив высокоточной цифровой информации.

Современный аппарат ИВЛ обязательно имеет графический монитор. Если аппарат ИВЛ без монитора, – это или антиквариат, или комплект. В музей его, или в утиль!

Графический мониторинг – это оценка параметров и адекватности ИВЛ в один взгляд. Это, возможность, меняя настройки аппарата сразу видеть результаты своих действий.

Никакой мониторинг сам по себе не меняет результаты лечения. Если Вы внимательно и точно отслеживаете, как кто-то падает, результат не меняется. Если Вы видите проблему и устраняете её, – то да! Есть результат. Цель книги: 1) понять, что происходит; 2) решить что исправить; 3) как менять параметры ИВЛ опираясь на графический мониторинг.

ЧАСТЬ ПЕРВАЯ I

Необходимый минимум о физиологии дыхания

Бросая в воду камни, следи за кругами, ими образуемыми, иначе сие занятие будет совершенно пустой тратой времени.

(Козьма Прутков)

Вступление к первой части

В первой части мы подводим фундамент под наши объяснения. Это необходимый минимум по клинической физиологии. Эти знания помогут нам понять смысл того, что мы видим на экранах мониторов. Кроме того, это очень интересно.

В этой части мы вспомним что такое **объем, давление, комплайнс, резистанс, постоянная времени и, динамический комплайнс** и чем отличается вдох ИВЛ от естественного дыхания.



I - 1 Объем

- **Кратко:** Объем – это мера пространства. Объем нередко используют для измерения количества вещества. Это не вполне точно, но удобно. Мера количества вещества – это моль. При ИВЛ нас интересует дыхательный объем (V_T) – это объем одного вдоха и минутный объем вентиляции (MV).

- **Подробно:** В физиологии дыхания, спирометрии и пульмонологии всё пространство легких делят на меньшие функциональные пространства (объемы). Всё пространство легких при максимальном вдохе – это Общая Емкость Легких. Когда человек активно делает максимально возможный выдох до «дальше нельзя» – это Остаточный Объем. Объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха при обычном дыхании – это дыхательный объем. Объем заполнения легких после обычного выдоха – это Функциональная Остаточная Емкость.

1. Единицы измерения

1 миллилитр = 1 см^3 ; 1 литр = 1 дм^3

2. Понятия используемые в физиологии дыхания (определения) Для описания объемов используются три слова:

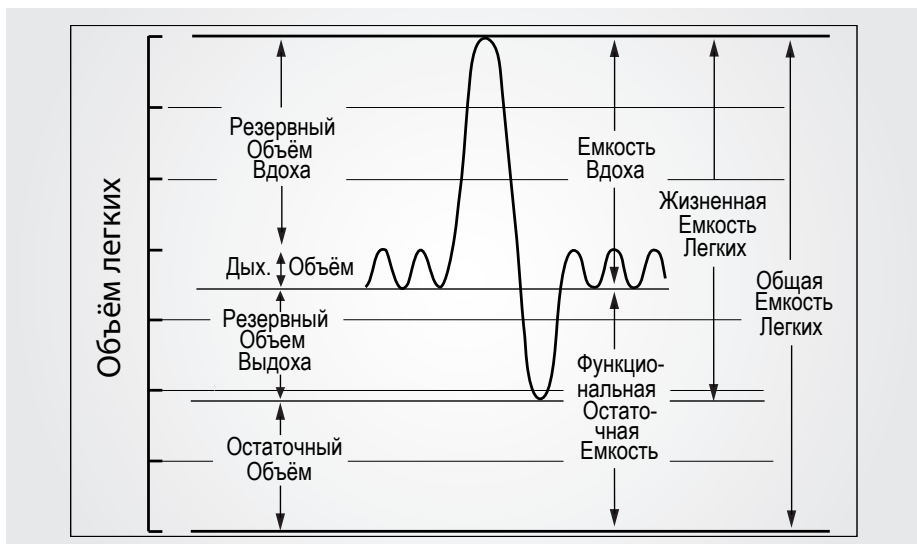
1. Пространство (space).
2. Ёмкость (capacity).
3. Объем (volume).

Дыхательный объем (V_T) по-английски Tidal volume – это величина одного обычного вдоха или выдоха.

Минутный объем (MV) – по-английски Minute volume – это сумма дыхательных объемов за минуту. Если все дыхательные объемы в течение минуты равны, можно просто умножить дыхательный объем на частоту дыханий.

Мертвое пространство (DS) по-английски Dead* space – это суммарный объем воздухоносных путей (зона дыхательной системы, где нет газообмена).

*второе значение слова dead – бездыханный

Объёмы, исследуемые при спирометрии

Дыхательный объём (V_T) по-английски Tidal volume – это величина одного обычного вдоха или выдоха.

Резервный объём вдоха – РОвд (IRV) по-английски Inspired reserve volume – это объём максимального вдоха по завершении обычного вдоха.

Ёмкость вдоха – ЕВ (IC) по-английски Inspiratory capacity – это объём максимального вдоха после обычного выдоха.

$$IC = TLC - FRC \text{ или } IC = V_T + IRV$$

Общая ёмкость лёгких – ОЕЛ (TLC) по-английски Total lung capacity – это объём воздуха в лёгких по завершении максимального вдоха.

Остаточный объём – ОО (RV) по-английски Residual volume – это объём воздуха в лёгких по завершении максимального выдоха.

Жизненная ёмкость лёгких – ЖЕЛ (VC) по-английски Volume capacity – это объём вдоха после максимального выдоха.

$$VC = TLC - RV$$

Функциональная остаточная ёмкость – ФОЕ (FRC) по-английски Functional residual capacity – это объём воздуха в лёгких по завершении обычного выдоха.

$$FRC = TLC - IC$$

Резервный объем выдоха – РОВд (ERV) по-английски Expired reserve volume – это объем максимального выдоха по завершении обычного выдоха.

$$ERV = FRC - RV$$

Общая Емкость Легких ОЕЛ (TLC) Ж 4,2 л М 6 л	Легких Емкость Ж 3,3 л М 4,8 л	Резервный Объем Вдоха РОВд (IRV) Ж 1,9 л М 3,3 л	Емкость Вдоха ЕВд (IC) 3,6 л
		Дыхательный О. ДО (V _T) 0,5 л	
	Жизненная ЖЕЛ (VC) Ж 3,3 л М 4,8 л	Резервный Объем Выдоха РОВыд (ERV) Ж 0,7 л М 1 л	Функциональная Остаточная Емк. ФОЕ (FRC) 2,4 л
		Остаточный Объем ОО (RV) Ж 1,1 л М 1,2 л	

Минутный объем вентиляции как понятная цель ИВЛ

Наши представления о дыхании и газообмене построены на знании минутной вентиляции (MV). MV – это сумма дыхательных объемов за минуту. При ИВЛ перед врачом задача найти оптимальный дыхательный объем. Избыточный объем приведет к волюмотравме, а слишком маленький дыхательный объем приведет к увеличению вентиляции мертвого пространства. Термины «Минутный объем дыхания» (МОД) и «Минутная вентиляция» (MV) – это синонимы.

I - 2 Давление

• **Кратко:** Давление – это сила, приложенная к единице площади. Движущей силой перемещения вещества (воздуха, воды) является разница давлений (градиент). В ИВЛ давление измеряют в сантиметрах водного столба или в миллибарах. В практической работе миллибар равен см вод. ст. или см H₂O. (Разница между мбар и см H₂O меньше чем ошибка измерения датчиков давления).

• **Подробно:** В этой главе мы должны понять, где в респираторной системе измеряют давление и какой в этом физиологический смысл.

1. Точка отсчета

За нулевое значение принимается атмосферное давление. Давление выше атмосферного – положительное. Давление ниже атмосферного – отрицательное.

2. Единицы измерения

Давление в дыхательных путях измеряют в сантиметрах водного столба (см H₂O) и в миллибарах (mbar или мбар).

1 см водного столба = 0,9806379 миллибар.

(Бар (греч. βάρος – тяжесть) – внесистемная единица измерения давления, равная 105 Н/м² (ГОСТ 7664-61) или 106 дин/см² (в системе СГС).)

Измерение давлений в сантиметрах водного столба в респираторной физиологии – это дань традиции. В эпоху становления этой науки, в экспериментах использовались водяные манометры.

В некоторых зарубежных публикациях давление измеряют в килопаскалях (кПа). 1кПа = 10мбар и 1мбар = 0,1кПа

3. Стандартные точки измерения давления

Pawo – давлений на входе в дыхательные пути (pressure airway opening)

Paw – давление в дыхательных путях (pressure air ways)

Palv – альвеолярное давление (pressure alveolar)

Pbs – давление на поверхности тела (pressure body surface)

Ppl – плевральное давление (pressure pleural)

Pes – пищеводное давление (pressure esophageal)

В клинической реальности, чаще всего аппарат ИВЛ измеряет давление в дыхательном контуре. Это давление считается сопоставимым с давлением в дыхательных путях (P_{aw}) и с давлением на входе в дыхательные пути (P_{aw0}). Во время вдоха и выдоха давление в дыхательных путях и давление в дыхательном контуре отличается. Чем выше сопротивление дыхательных путей, тем больше разница между давлением в контуре аппарата и в трахее пациента.

Сопротивление (resistance) прямо пропорционально потоку и длине трубки и обратно пропорционально диаметру трубки. Трубки – это и трахея с бронхами, это и трахеостомическая или интубационная трубки. И чем длиннее и тоньше, – тем больше искажения. На некоторых аппаратах экспертного класса предусмотрено использование дополнительного датчика давления. К нему присоединяют тоненькую трубочку и заводят дистальнее конца интубационной трубки.

Такой способ измерения имеет недостатки: 1) мы увеличиваем сопротивление дыхательных путей, 2) трубочка для измерений очень тонкая и длинная, то есть искажения велики и неизбежны. Для более точного суждения о давлении в дыхательных путях используют измерения, когда поток отсутствует, – это инспираторная и экспираторная паузы. Альвеолярное давление (P_{alv}) в клинической практике не измеряют. Считается, что во время инспираторной и экспираторной паузы давление в дыхательных путях равно альвеолярному давлению ($P_{aw} = P_{alv}$).

Отношение объема к давлению во время инспираторной паузы – это податливость респираторной системы (compliance); размерность мл/мбар. Давление на поверхности тела (P_{bs}) имеет большое значение для глубоководных аквалангистов или для летчиков и парашютистов в высоких слоях атмосферы, а также для пациента в барокамере. В обычных условиях это давление равно атмосферному. В клинических условиях плевральное давление (Ppl) не измеряют. Для суждения о величине плеврального давления с помощью

специального датчика – баллончика измеряют пищеводное давление (Pes). Считается, что при точной постановке датчика и хорошей калибровке пищеводное давление близко к плевральному ($P_{pl} \approx P_{es}$). При ИВЛ плевральное давление (или его заменитель – пищеводное давление) позволяет предполагать как параметры вентиляции отразятся на гемодинамике. Повышение плеврального (внутригрудного) давления снижает венозный возврат и, соответственно, сердечный выброс. Отрицательное плевральное (внутригрудное) давление приводит к увеличению венозного возврата.

4. Градиенты

Главной движущей силой, позволяющей сделать вдох, является разность давлений на входе в дыхательные пути (P_{awo}) и давление в том месте, где дыхательные пути заканчиваются – то есть в альвеолах (P_{alv}). Проблема в том, что в альвеолах технически сложно измерить давление. Поэтому, для оценки дыхательного усилия на спонтанном дыхании, оценивают градиент между пищеводным давлением (Pes) и давлением на входе в дыхательные пути (P_{awo}), [при соблюдении условий измерения (Pes) равно плевральному (P_{pl})].

Градиенты:

P_{tr}-трансреспирационное давление

$$P_{tr} = P_{aw} - P_{bs}$$

P_{tt}-трансторакальное давление

$$P_{tt} = P_{alv} - P_{bs}$$

P_l-транспульмональное давление

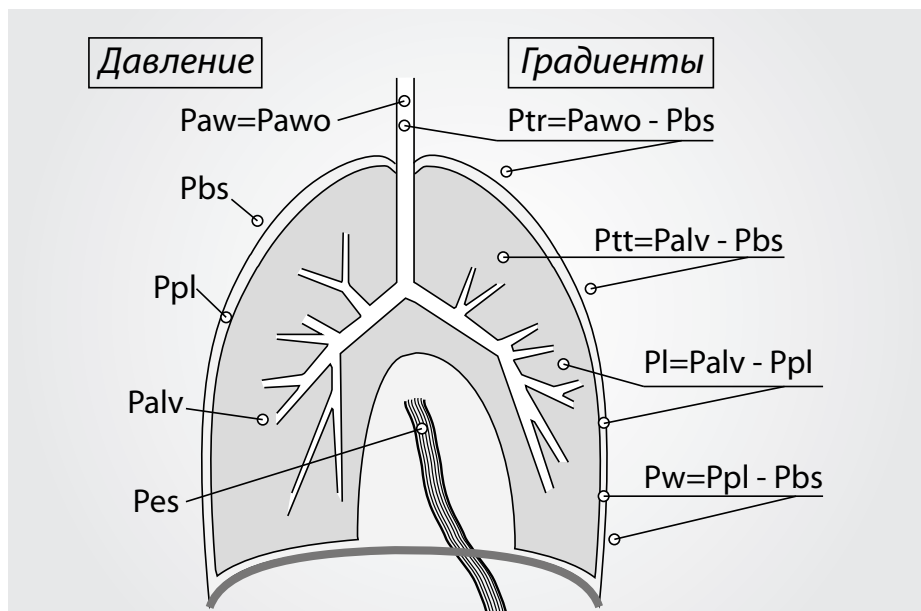
$$P_l = P_{alv} - P_{pl}$$

P_w-трансмуральное давление

$$P_w = P_{pl} - P_{bs}$$

(Легко запомнить: если использована приставка «транс» – речь идёт о градиенте).

При управлении аппаратом ИВЛ наиболее доступным и информативным является градиент между давлением в дыхательных путях (P_{aw}) и давлением на поверхности тела (P_{bs} – pressure body surface). Этот градиент (P_{tr}) называется «трансреспирационное давление».



Часто применяют приближённые значения:

1 атм = 0,1 МПа и 1 МПа = 10 атм

1 мм водяного столба 1 примерно равен 10 Па

1 мм ртутного столба равен приблизительно 133 Па.

Сравнение единиц измерения давления

	Паскаль (Pa, Па)	Бар (bar, бар)	Техническая атмосфера (at, ат)	Физическая атмосфера (atm, атм)	Миллиметр ртутного столба (мм рт. ст., mm Hg, Torr, торр)	Метр водяного столба (м вод. ст., m H ₂ O)	Фунт-сила на кв. дюйм (psi)
1 Па	1 Н/м ²	10 ⁻⁵	10,197 · 10 ⁻⁶	9,8692 · 10 ⁻⁶	7,5006 · 10 ⁻³	1,0197 · 10 ⁻⁴	145,04 · 10 ⁻⁶
1 бар	10 ⁵	10 ⁶ дин/см ²	1,0197	0,98692	750,06	10,197	14,504
1 ат	98066,5	0,980665	1 кгс/см ²	0,96784	735,56	10	14,223
1 атм	101325	1,01325	1,033	1 атм	760	10,33	14,696
1 мм Hg	133,322	1,3332 · 10 ⁻³	1,3595 · 10 ⁻³	1,3158 · 10 ⁻³	1 мм рт.ст.	13,595 · 10 ⁻³	19,337 · 10 ⁻³
1 м H₂O	9806,65	9,8066 · 10 ⁻²	0,1	0,096784	73,556	1 м вод.ст.	1,4223
1 psi	6894,76	68,948 · 10 ⁻³	70,307 · 10 ⁻³	68,046 · 10 ⁻³	51,715	0,70307	1 lbf/in ²

I - 3 Комплайнс

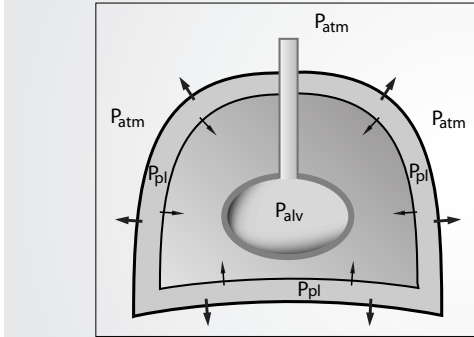
- **Кратко:** Комплайнс (compliance) переводится как податливость. Формула $C = V/P$. Отношение объема к давлению. Размерность комплайнса – мл/мбар показывает, на сколько миллилитров увеличивается объем при повышении давления на 1 миллибар. Физический смысл указывает объем заполнения респираторной системы при данном давлении и остановленном потоке.
- **Подробно:** В этой главе мы рассматриваем только статический комплайнс. Это значит, что оценивается отношение объема и давления, когда поток остановлен. Термин комплайнс или податливость обычно используют специалисты по ИВЛ. Для физиков и инженеров-конструкторов привычнее термин упругость (elastance). Это строго противоположные понятия: $elastance = 1/compliance$. Смысл понятия «упругость» подразумевает способность физического тела при деформации сохранять прилагаемое усилие, а при восстановлении формы – возвращать это усилие или, при снятии деформирующего усилия принимать исходную форму. Наиболее наглядно это свойство проявляется у стальных пружин или резиновых изделий. Специалисты по ИВЛ при настройке и тестировании аппаратов в качестве модели легких используют резиновый мешок. Упругость дыхательной системы обозначается символом «Е». Размерность упругости мбар/мл показывает на сколько миллибар следует поднять давление в системе, чтобы объем увеличился на 1 мл. Термин упругость широко используется в работах по физиологии дыхания, а специалисты по ИВЛ чаще пользуются понятием обратным «упругости» – это «растяжимость» (compliance) (синоним «растяжимости» – это «податливость»).

На мониторах современных аппаратов ИВЛ выводится compliance, такова устоявшаяся традиция.

Термин «комплаинс» (compliance) используется как существительное мужского рода российскими реаниматологами так же часто, как и термин «резистанс» (всегда, когда монитор аппарата ИВЛ показывает эти параметры).

Размерность комплайнса – мл/мбар показывает, на сколько миллилитров увеличивается объём при повышении давления на 1 миллибар.

Комплаинс дыхательной системы складывается из взаимодействия грудной клетки и легочной ткани.



На данной схеме условно показано как грудная клетка расправляет (растягивает) легочную ткань.

В плевральной полости отрицательное давление.

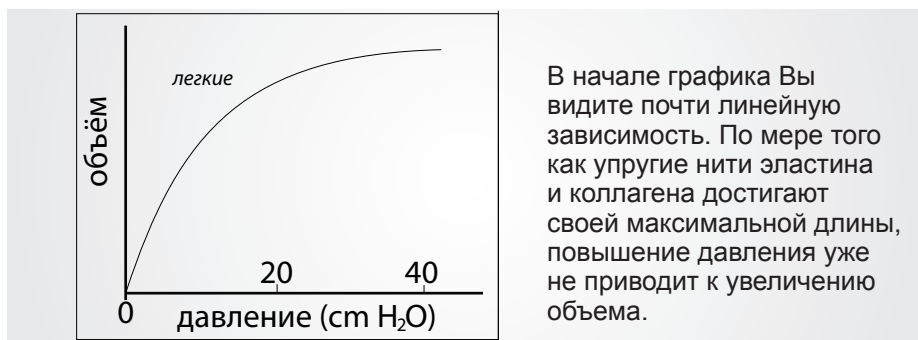
Для того, чтобы представить как работает система вспомним, что полость грудной клетки изнутри покрыта гладкой париетальной плеврой, а легкие покрыты гладкой висцеральной плеврой. В норме в пространстве между двумя листками плевры находится небольшое количество серозной жидкости, которая играет роль «смазки». Секрет в плевральной полости облегчает скольжение листков париетальной и висцеральной плевры друг по другу. Это инженерное решение потребовалось «матери-природе» для того чтобы не допустить неравномерного растяжения и сжатия легочной паренхимы при дыхании. Если жестко закрепить легочную ткань к внутренней поверхности грудной клетки, при вдохе некоторые зоны легких будут перерастягиваться. Эффект «проскальзывания» позволяет избежать неравномерности при расправлении и сжатии легких. В полости плевры воздуха нет, а давление там отрицательное, поэтому альвеолы постоянно находятся в раскрытом состоянии.

Вначале рассмотрим упругие свойства легких и грудной клетки по отдельности.

С точки зрения устройства дыхательной системы можно выделить комплаинс грудной клетки и комплаинс легочной ткани.

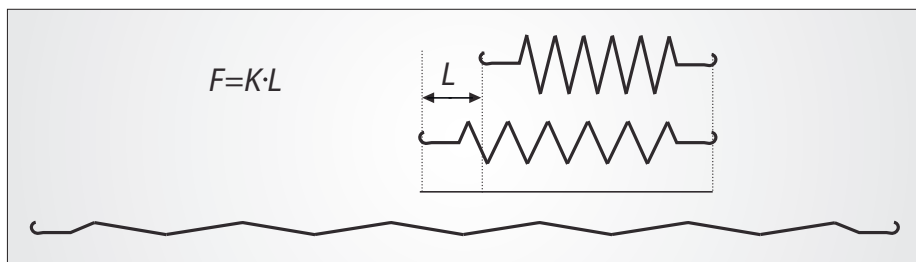
Комплаинс легочной ткани

Легкие можно представить как губчатую ткань на основе структурного каркаса из эластиновых и коллагеновых нитей. Тот минимальный объем заполнения легких, который обеспечивает их «воздушность» после извлечения из грудной клетки в данной диаграмме не учитывается. Каждое коллагеновое и эластиновое волокно входящее в структурный каркас легочной ткани можно представить в виде пружины или резинового шнура. Соответственно, каждая упругая нить будет работать по закону Гука $F = KL$, где « F » – растягивающая сила; « K » – коэффициент упругости; « L » – это длина, на которую растянули пружину. При графическом отражении комплайенса легких мы видим увеличение объема в ответ на увеличение давления воздуха входящего в них.



Почему возникает плато?

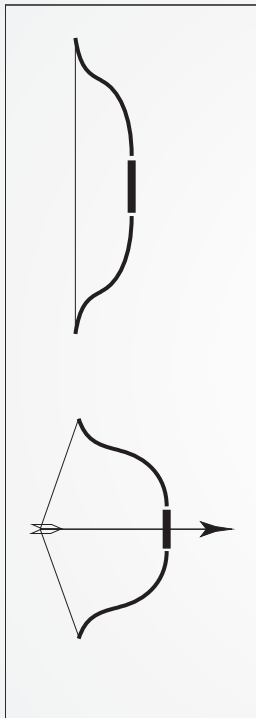
Если представить одно эластиновое волокно в виде пружины, то мы можем растягивать эту пружину, в соответствии с законом Гука только до тех пор, пока пружина не вытянется в прямую нить.



Дальнейшее увеличение растягивающей силы не приведет к увеличению длины (L) пружины. Эластиновые и коллагеновые волокна, как и пружина имеют предел растяжения. На графике комплайнса легких этому феномену соответствует область «плато», когда увеличение давления не приводит к увеличению объёма. Если сила приложенная к волокну не превышает его прочности, процесс останавливается. Если сила избыточная, волокно рвется. На этой простой модели мы видим, что комплайнс легких не является постоянной величиной, а меняется в зависимости от степени их заполнения воздухом.

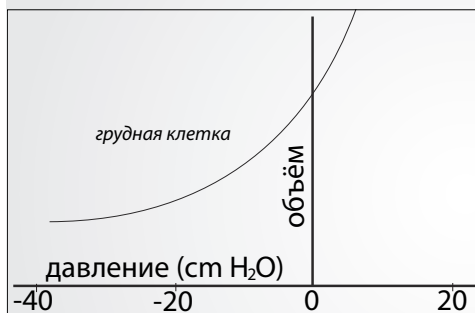
Комплайнс грудной клетки

По своим упругим свойствам грудную клетку можно сравнить с пружиной двойного действия. Это пружина, которая действует и на сжатие и на растяжение.



Можно представить себе натянутую тетиву лука, струну, или упругую пластину закрепленную одним своим концом в неподвижный штатив. Смысл сравнения в том, что и при сжатии, и при растяжении такой упругий объект, стремится вернуться к исходной форме.

Вы можете это легко прочувствовать. Для этого нужно ощутить свое спокойное ровное неторопливое дыхание. Уловите момент, когда завершился обычный выдох, и тут выдохните ещё, сколько возможно, используя свою дыхательную мускулатуру, и расслабьтесь. Вы почувствуете, как Ваша грудная клетка сама возвращается к «удобному», естественному размеру. Теперь прочувствуйте, что происходит после обычного вдоха. Вы активно расширяете грудную клетку, включая дыхательную мускулатуру. Как бы натягивая тетиву лука. А выдох происходит пассивно за счет упругой энергии растянутых мышц, связок и легочной ткани. Как выстрел из лука.



На этом графике показаны упругие свойства грудной клетки. Пересечение графика с осью «Y», на которой откладывается объем, соответствует нейтральному «спокойному» состоянию грудной клетки. Объем заполнения при таком положении соответствует Функциональной Остаточной Емкости (ФОЕ, FRC).

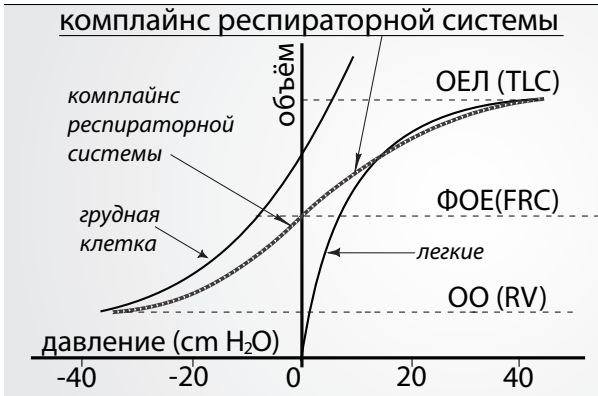
Респираторная система, как одно целое

Для того, чтобы понять, как это работает мы обсудим, что такое «самонапряженная конструкция». Самый понятный пример – это спортивный лук. Натянутая тетива выгибает каркас лука дугой, а дуга лука удерживает тетиву в напряжении. Есть много других примеров «самонапряженных конструкций»: вантовый мост, каркасная туристическая палатка и байдарка.



Теперь представим себе взаимодействие упругих сил расправленных легких и грудной клетки, удерживающей легкие в расправленном состоянии. За счет того, что в плевральной полости в норме отрицательное давление, свободного воздуха нет, а

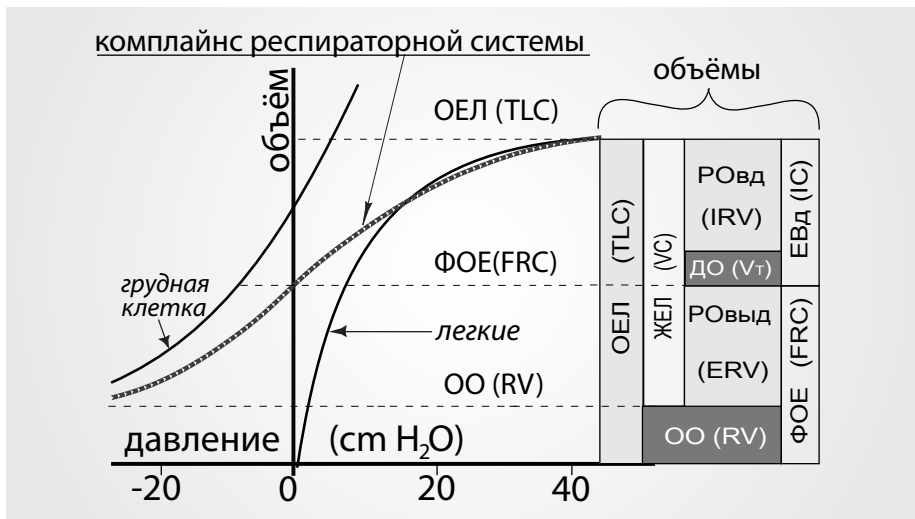
есть лишь незначительное количество серозной жидкости, легкие и грудная клетка образуют «самонапряженную конструкцию». Ткань легких растянута в пространстве грудной клетки, а стенки грудной клетки чуть-чуть напряжены внутрь за счет упругих сил легочной ткани. Пневмоторакс – это разгерметизация плевральной полости. Растягивающая сила исчезает и легкое, под действием упругих сил эластиновых волокон коллабируется (сжимается).



На этой схеме показано совмещение и объединение двух упругих конструкций: легких и грудной клетки. Вы видите, как объединение двух систем в одну формирует новые параметры complaинса респираторной системы.

Теперь вспомним легочные объемы и пространства.

Сопоставим таблицу объемов и complaинс респираторной системы.



Вы видите сколь экономна природа. В состоянии окончания спокойного выдоха заполнение легких соответствует ФOE а давление в системе ноль (равно атмосферному). При вдохе дыхательная мускулатура растягивает грудную клетку, и таким образом, создает градиент давлений. (В грудной клетке давление становится ниже атмосферного.) Этот градиент давлений создает поток воздуха в легкие и происходит вдох. Объем заполнения легких увеличивается на величину дыхательного объема. При этом упругие части каркаса грудной клетки

растянуты. Респираторная система стремится вернуться к состоянию покоя (равновесия сил). Поэтому, как только напряжение дыхательной мускулатуры снято, – происходит пассивный выдох. Как выстрел из лука, после того как оттянутая тетива отпущена. У здорового человека в состоянии покоя энергия расходуется только на вдох.

Простая модель респираторной системы и «тестовое легкое»



Мешок моделирует податливость системы. Упругость или растяжимость мешка можно менять, в зависимости от задачи. Так же выглядит и «тестовое легкое», обычно поступающее в наше распоряжение в комплекте с аппаратом ИВЛ.

Для того, чтобы оценить комплаинс респираторной системы существует несколько методик.

Самый старинный метод определения комплаинса на ИВЛ

Режим управляемый по-объёму с переключением на выдох по-времени (Time-cycled VCV) В реальной клинической ситуации у пациента на ИВЛ измеряют комплаинс респираторной системы – то есть легких и грудной клетки вместе.

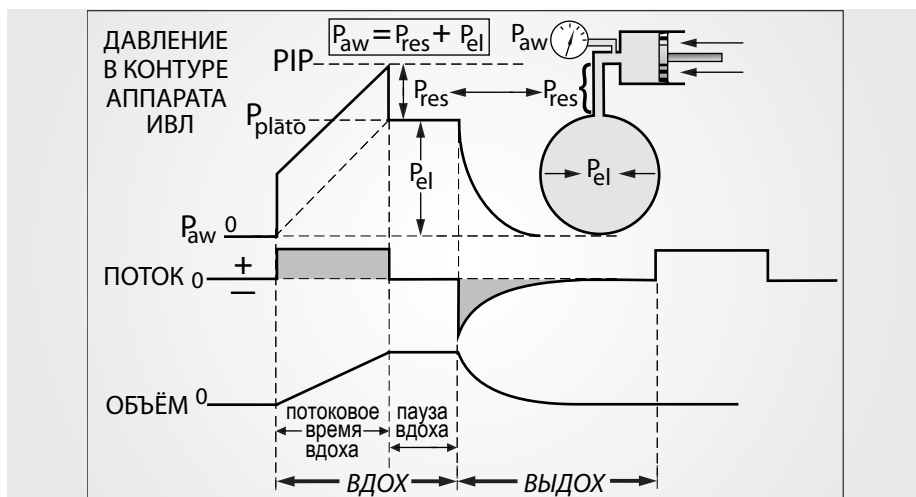
Для обозначения комплаинс используют символы: Crs (compliance respiratory system) – комплаинс дыхательной системы и Cst (compliance

static) – комплайнс статический, это синонимы. Для того, чтобы рассчитать статический комплайнс, аппарат ИВЛ делит дыхательный объём на давление в момент инспираторной паузы (нет потока – нет резистанс).

$$C_{st} = V_T / (P_{plateau} - PEEP)$$

Норма C_{st} (комплаинса статического) – 60-100мл/мбар

Приводимая ниже схема показывает, как на основе двухкомпонентной модели рассчитывается сопротивление потоку (R_{aw}) и статический комплайнс (C_{st}) дыхательной системы.



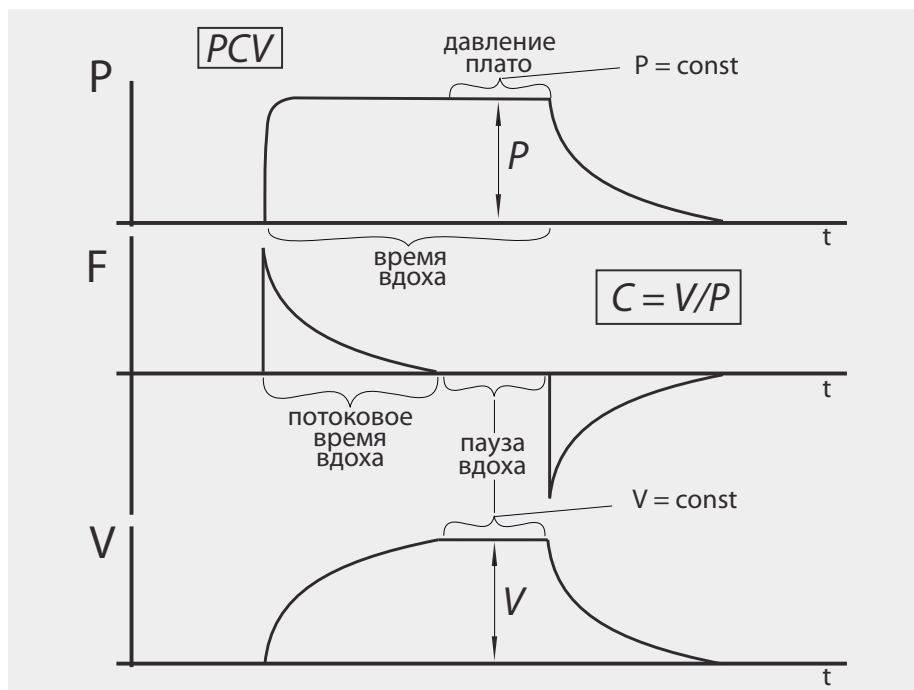
Важно иметь в виду, что измерения выполняются у релаксированного пациента в условиях ИВЛ, управляемой по-объёму с переключением на выдох по-времени. Это значит, что после того, как объём доставлен, на высоте вдоха клапаны вдоха и выдоха закрыты. В этот момент измеряется давление плато.

На некоторых аппаратах ИВЛ такое измерение выполняют вручную создав инспираторную паузу после того как дыхательный объём доставлен и зарегистрировав давление плато. Есть аппараты ИВЛ с встроенной программой измерения комплайнса по данной методике. Данные измерения могут выводиться на экран монитора.

Комплаинс может быть измерен и в принудительном режиме ИВЛ по-давлению.

Режим управляемый по-давлению с переключением на выдох по-времени (PCV).

Комплаинс на высоте вдоха можно измерить в том случае если *время вдоха больше чем потоковое время вдоха*.



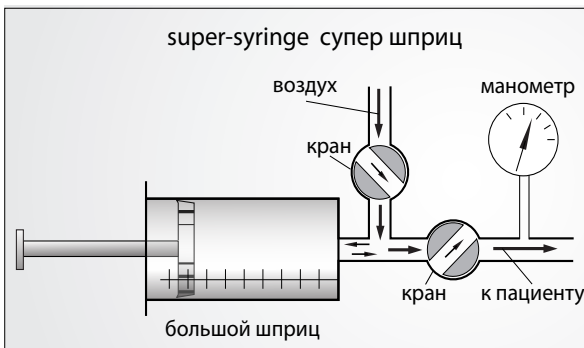
На графике можно видеть, что поток вдоха дошел до нулевой отметки (изолинии), а выдох еще не начат (клапан выдоха закрыт). На графике объема этому временному отрезку соответствует плато (объем не меняется). В этом случае разделив объем на давление вдоха мы узнаем комплаинс.

Важно помнить, что:

1. Аппарат ИВЛ может **измерить** Cst (комплаинс статический) только в условиях принудительной вентиляции у релаксированного пациента во время инспираторной паузы.
2. Когда мы говорим о статическом комплаинсе (Cst, Crs или растяжимости респираторной системы), мы анализируем рестриктивные проблемы преимущественно связанные с состоянием легочной паренхимы.
3. Этот метод позволит нам определить комплаинс респираторной системы пациента только при данном РЕЕР, и для данного дыхательного объема.

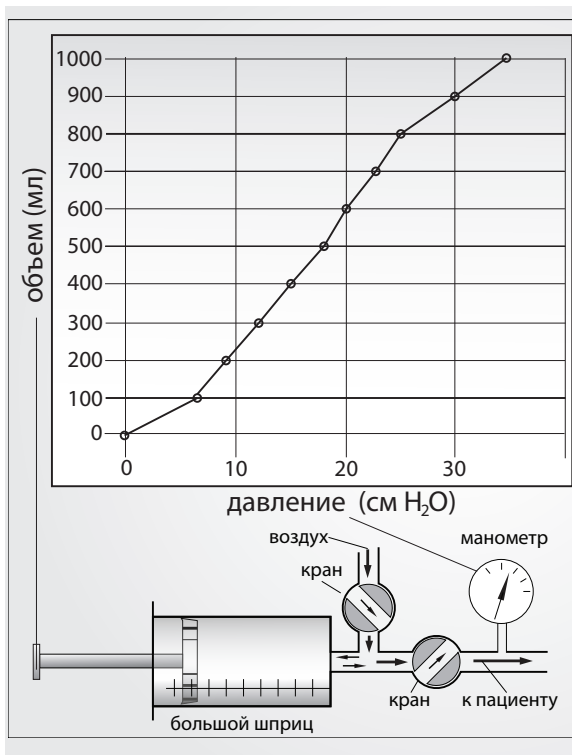
Супер шприц (Super syringe)

Вначале эта методика использовалась в экспериментах на животных, а затем и в клинических исследованиях. Сложность и трудоемкость методики не позволила ей стать рутинным прикроватным методом в клинике. Тем не менее, ряд исследований выполненных в клинических условиях послужил важным этапом в развитии физиологии ИВЛ.



Супер шприц — это большой шприц (не менее 50мл) имеющий манометр и систему краников.

Такое устройство позволяет пошагово создавать в респираторной системе определенное давление и измерять объемы вводимой дыхательной смеси. В результате серии замеров строится кривая.



Эта кривая отражает зависимость объема заполнения легких от давления в респираторной системе.

Отношение объема к давлению это комплаинс.

Поскольку мы откладываем объем на вертикальной оси, а давление на горизонтальной, комплаинс это тангенс угла наклона кривой к горизонтальной оси.

(Тангенс — это отношение потиволежащего катета к прилежащему.)

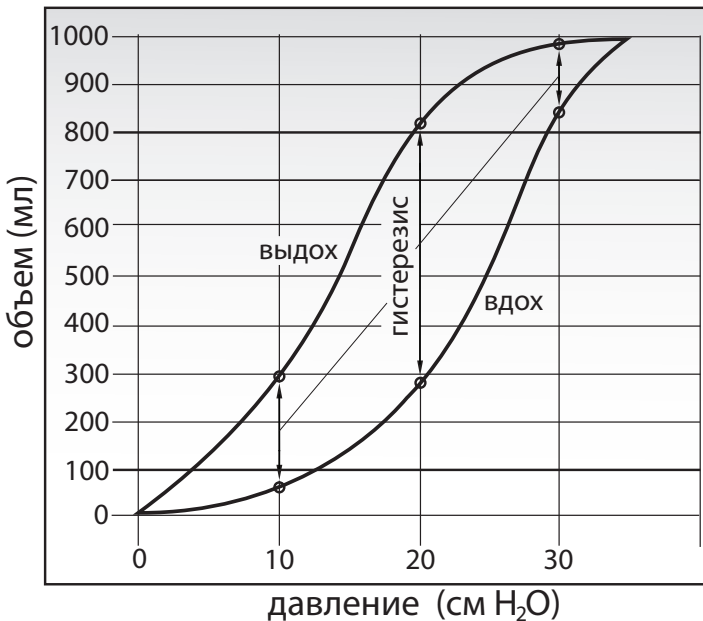
Эта кривая называется: «статическая кривая объем-давление».

Для понимания физиологии важно увидеть, что по мере заполнения угол наклона кривой меняется. Это значит, что комплаинс — это не постоянное свойство респираторной системы, а переменная, которая зависит от ряда факторов, прежде всего от заполнения легких воздухом. При выполнении измерений объём/давление, при заполнении и при освобождении дыхательной системы воздухом получают две кривых.

Гистерезис

Эти кривые не совпадают. Условно эти кривые называют «кривая вдоха» и «кривая выдоха». Однако стоит иметь в виду, что такое поэтапное заполнение и освобождение легких не вполне соответствует обычным вдоху и выдоху. При обычном темпе дыхания структурный каркас легких не имеет достаточного времени для равномерно-

го распределения усилия. Существует ряд объяснений того, почему кривые вдоха и выдоха не совпадают. Когда обсуждают больные легкие, большое значение придают механизму слипания и расправления части альвеол (recruitment & collapse). Когда речь идет о здоровых легких основную роль играют свойства нитей коллагена и эластина образующих строму легких. Эти полимерные нити отличаются от идеальной модели пружины. После того как их растянули, они не сразу и не в полной мере сокращаются, когда растягивающая сила перестает действовать. Поскольку кривые вдоха и выдоха не совпадают, на графике получается петля. Если выполнены все измерения на вдохе и на выдохе, получается «статическая петля объем-давление».

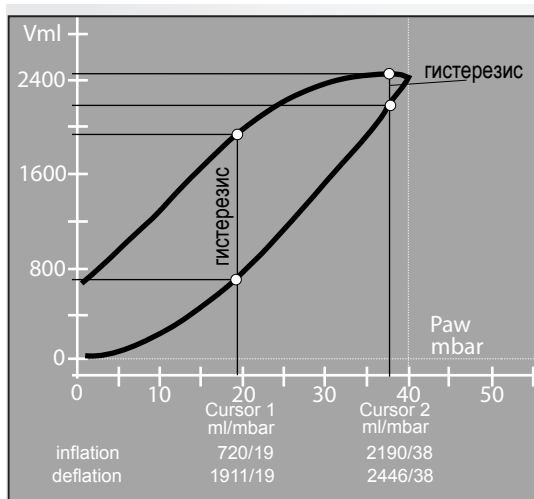


Феномен несовпадения кривых вдоха и выдоха называется «гистерезис». Перевод греческого слова «гистерезис» означает запаздывание. Этим свойством обладают многие биологические системы и ткани. В частности, выраженным гистерезиом обладают скелетные мышцы. Смысл в том, что усилие, которое мы прилагаем, растягивая респираторную систему на входе, возвращается системой с некоторым запаздыванием. Чем ближе упругая ткань к идеальной математической модели пружины, описанной законом Гука, тем меньше гистерезис.

Если в качестве «тестового легкого» взять хороший упругий резиновый мешок феномен гистерезиса будет минимальным. Для здоровых легких характерен выраженный гистерезис. Рестриктивные заболевания и выраженная пролиферация соединительной ткани характеризуются снижением комплайенса и снижением гистерезиса. В этом случае используют термин «жесткие легкие» (stiff lung). Эмфизема легких приводит к повышению комплайенса и гистерезиса.

Квазистатическая петля объём-давление

Ряд аппаратов ИВЛ экспертного класса может выстраивать квазистатические петли объём-давление. Приставка «квази» – означает мнимый, ненастоящий. Действительно современный аппарат ИВЛ для построения кривой или петли «объём-давление» не использует супершприц или его аналог в виде дозированных объемов. Используется настолько медленный поток, что сопротивлением дыхательных путей можно пренебречь. (Чем меньше поток, тем меньше сопротивление.) Соответственно давление обусловлено упругими свойствами респираторной системы и объёмом заполнения. Аппарат «знает» какой объём в настоящий момент он уже ввел в легкие пациента и непрерывно измеряет давление в системе. Бортовой компьютер строит на экране кривые или петли.



Данный рисунок показывает как выглядит квазистатическая петля объём-давление на мониторе аппарата G-5 Гамильтон-Медикал. Квазистатическая петля объём-давление может быть использована как диагностический инструмент – для оценки состояния респираторной системы для подбора оптимальных параметров ИВЛ (РЕЕР, ДО, давление вдоха).

И методика «Супер шприц» и построение «Квазистатической петли объём-давление» выполняется у пациента в условиях глубокой седации и релаксации.

Развитие технологий, мониторинговых систем и встраивание компьютеров в современные аппараты ИВЛ позволяет при любом режиме ИВЛ выдавать на экран расчетные показатели комплайнса и резистанса. Принципы, формулы и программы расчета нередко являются коммерческой тайной производителя, но для нас важно, что расчетные показатели соответствуют реальности.

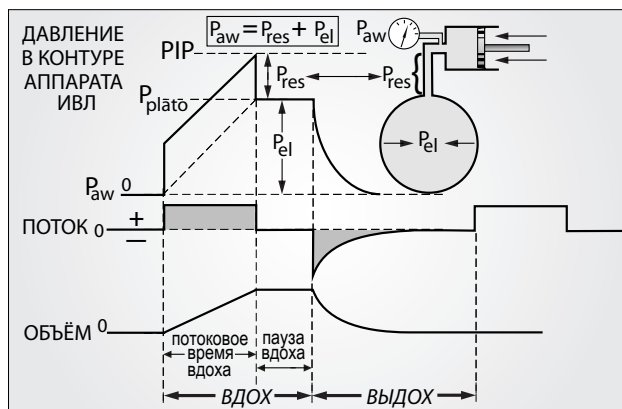
P.S. Мы настоятельно не рекомендуем использовать русифицированное слово «эластичность» – этот термин на бытовом уровне понимается разными людьми противоположно. Одни считают что «эластичность» – это способность растягиваться, то есть податливость. Другие считают что «эластичность» – это способность противодействовать растяжению, то есть упругость. Смысл английского термина «elastance» – это упругость.

Всегда переводите «elastance» с английского на русский как «упругость»

I - 4 Резистанс

• **Кратко:** Сопротивление дыхательных путей (airway resistance) определяется как отношение давления к потоку. Сокращенное обозначение – R_{aw} . Размерность – см H_2O /Л/сек или мбар/мл/сек. Норма для здорового неинтубированного человека 0,6 – 2,4 см H_2O /(Л/сек) для потока 0,5 Л/сек. Норма для здорового интубированного человека на ИВЛ: 6,0 – 9,0 см H_2O /(Л/сек).

• **Подробно:** В соответствии с законом Ома ток – это отношение напряжения к сопротивлению ($I = U/R$). Сопротивление – это отношение напряжения к току ($R = U/I$). Георг Ом при создании закона представлял электрический ток, как жидкость, текущую в трубке. При рассуждении о жидкости или газе, – «U», или напряжение, или разность потенциалов, или электродвижущая сила, заменяется градиентом давлений у начала и конца трубки (ΔP). Электрический ток заменяется потоком (F). Сопротивление (R) так и остается сопротивлением, только размерность меняется. Физический смысл данного показателя (R_{aw}) говорит, каким должен быть градиент давлений (нагнетающее давление) в данной системе, чтобы обеспечить поток 1 литр в секунду.



Для расчета резистанс аппарат ИВЛ делит разность (градиент) максимального давления вдоха (PIP) и давления плато вдоха ($P_{plateau}$) на поток (F).

$$R_{aw} = (PIP - P_{plateau}) / F$$

Частным случаем закона Ома для жидкости или газа является закон Гагена-Пуазеля. При расчете потока и сопротивления в этом законе учитываются диаметр и длина трубки и вязкость вещества. Респираторная механика рассматривает сопротивление дыхательных путей воздушному потоку. Сопротивление (airway resistance) зависит от длины, диаметра и проходимости дыхательных путей, эндотрахеальной трубки и дыхательного контура аппарата ИВЛ. Сопротивление потоку возрастает, в частности, если происходит накопление и задержка мокроты в дыхательных путях, на стенках эндотрахеальной трубки, скопление конденсата в шлангах дыхательного контура или деформация (перегиб) любой из трубок. Сопротивление дыхательных путей растёт при всех хронических и острых обструктивных заболеваниях лёгких, приводящих к уменьшению диаметра воздухоносных путей. В соответствии с законом Гагена-Пуазеля при уменьшении диаметра трубки вдвое для обеспечения того же потока градиент давлений, создающий этот поток (нагнетающее давление), должен быть увеличен в 16 раз.

$$R = 8\eta l / \pi r^4$$

Важно иметь в виду, что сопротивление всей системы определяется зоной максимального сопротивления (самым узким местом). Устранение этого препятствия (например, удаление инородного тела из дыхательных путей, устранение стеноза трахеи или интубация при остром отёке гортани) позволяет нормализовать условия вентиляции легких. Термин резистанс широко используется российскими реаниматологами как существительное мужского рода. Смысл термина соответствует мировым стандартам.

Современному аппарату ИВЛ, имеющему компьютер несложно рассчитывать резистанс (airway resistance), у него есть датчики давления и потока, он «знает» какой объем находится в легких пациента. Математическая обработка результатов мониторинга позволяет получать достоверные значения резистанса пациента на ИВЛ.

Важно помнить, что:

1. Современный аппарат ИВЛ может измерить или рассчитать у пациента резистанс не только в условиях принудительной вентиляции и мышечной релаксации.
2. Когда мы говорим о резистанс мы обсуждаем обструктивные проблемы преимущественно связанные с состоянием проходимости дыхательных путей.
3. Чем больше поток, тем выше резистанс.
4. Чем больше резистанс, тем большее давление вдоха нужно для того, чтобы доставить дыхательный объем за то же время.
5. Резистанс вдоха и выдоха может существенно отличаться.

I - 5 Постоянная времени

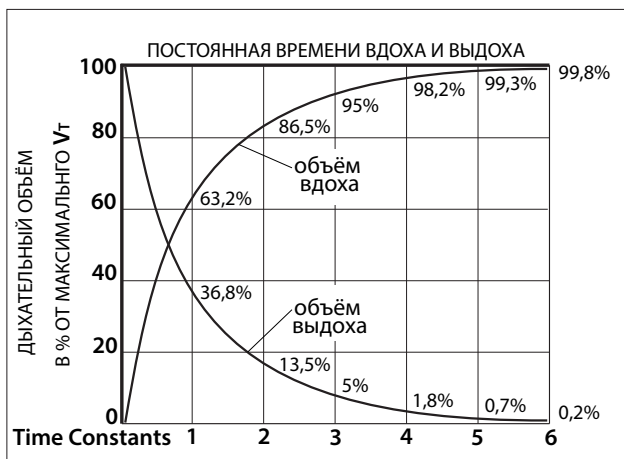
- **Кратко:** Если умножить комплаинс на резистанс ($C \cdot R$) получается величина с размерностью «секунды». Этот показатель называется «постоянная времени» и обозначается греческой буквой «тау» (τ). Для того чтобы состоялся полный пассивный выдох требуется временной отрезок в пять τ ($5CR$ или 5τ).
- **Подробно:** Постоянная времени, – так в отечественных руководствах по физиологии дыхания называется Time constant. Сегодня в некоторых руководствах используется термин «временная константа». Это произведение комплаинс на резистанс. $\tau = Cst \times Raw$ вот такая формула. Размерность постоянной времени, естественно секунды. Действительно, ведь мы умножаем мл/мбар на мбар/мл/сек. Постоянная времени отражает одновременно эластические свойства дыхательной системы и сопротивление дыхательных путей.

Постоянная времени отражает одновременно комплаинс и резистанс дыхательной системы

У разных людей τ разная. Понять физический смысл данной константы легче, начав с выдоха. Представим себе, завершён вдох, – начат выдох. Под действием упругих сил дыхательной системы воздух выталкивается из лёгких, преодолевая сопротивление дыхательных путей. Сколько времени займёт пассивный выдох? – Постоянную времени умножить на пять (5τ). Так устроены легкие человека.

Если аппарат ИВЛ обеспечивает вдох, создавая постоянное давление в дыхательных путях, то у релаксированного пациента максимальный для данного давления дыхательный объём будет доставлен за то же время (5τ).

При выдохе по истечении времени τ пациент успевает выдохнуть 63% дыхательного объёма, за время 2τ – 87%, а за время 3τ – 95% дыхательного объёма. При вдохе с постоянным давлением аналогичная картина.



Данный график показывает зависимость процентной величины дыхательного объема от времени при постоянном давлении вдоха или пассивном выдохе

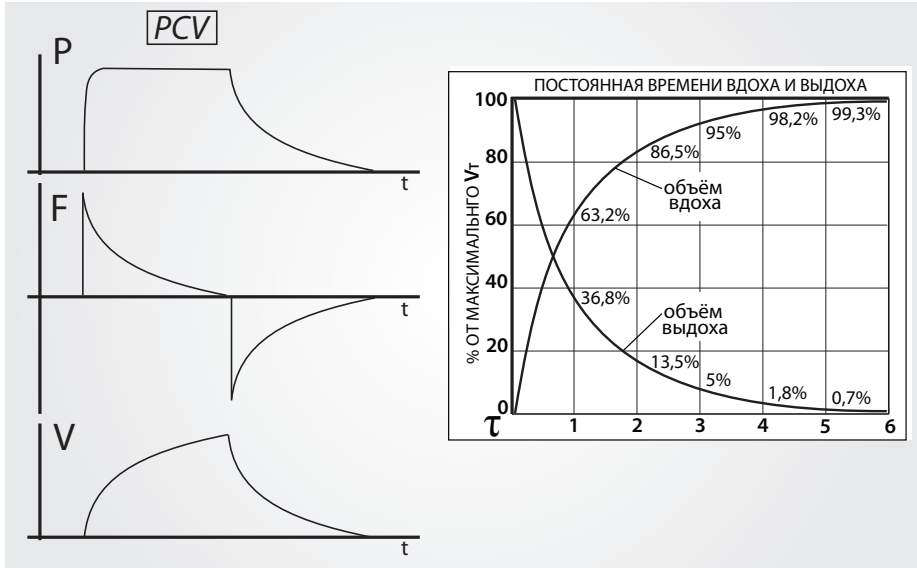
Практическое значение постоянной времени:

- Если время, предоставляемое пациенту для выдоха $< 3\tau$, то после каждого вдоха часть дыхательного объема будет задерживаться в легких пациента.
- Максимальный дыхательный объем при вдохе с постоянным давлением поступит за время 5τ .
- При математическом анализе графика кривой объема выдоха расчет постоянной времени позволяет судить о комплаинс и резистанс.



Данный график показывает, как современный аппарат ИВЛ рассчитывает постоянную времени по кривой выдоха.

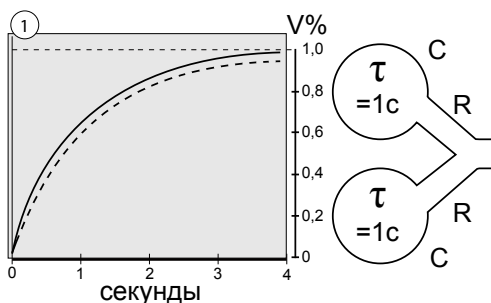
При ИВЛ по-давлению, если длительность вдоха обеспечивает снижение потока до нуля можно произвести расчет постоянной времени по кривым объема вдоха и выдоха.



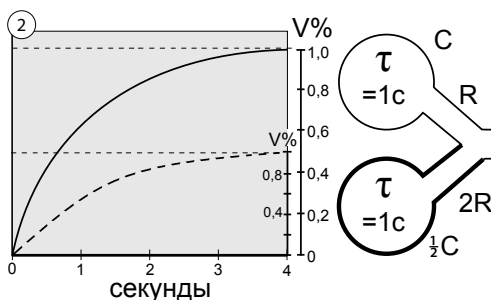
Когда аппарат ИВЛ поддерживает постоянное давление вдоха скорость заполнения респираторной системы зависит от резистанс и комплайнс. Объем заполнения, тоже зависит от резистанс и комплайнс. Длительность пассивного выдоха определяется теми же свойствами респираторной системы. Кривые выдоха на всех трёх графиках одинаковые. Кривые вдоха на графиках объема и потока зеркально симметричны.

Когда мы рассматриваем физиологию нормальных, однородных здоровых легких можно сделать допущение, что для разных участков респираторной системы постоянная времени практически одинаковая.

Когда мы обсуждаем пациента с заболеванием легких нужно учитывать неоднородность легочной ткани. Рассмотрим пять вариантов сравнения.

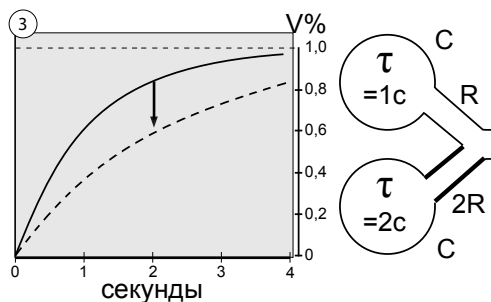


Первый вариант: Участки легочной ткани выбранные для сравнения не отличаются. В этом случае процессы заполнения легких и распределения воздуха в альвеолах происходят синхронно. Перетоков воздуха и перераспределения сил не наблюдается.



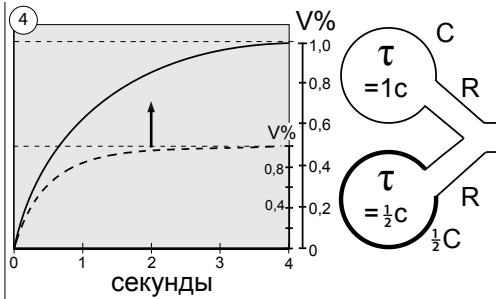
Второй вариант: Участки легочной ткани, выбранные для сравнения отличаются характеристиками, но имеют одинаковые постоянные времени. Это возможно. Если одновременно в равной степени уменьшить комплаинс и увеличить резистанс (или наоборот, уменьшить резистанс

и увеличить комплаинс). В этом примере в два раза увеличен резистанс и вдвое уменьшен комплаинс. То есть стенки альвеол более тугие, но и бронхи сужены. В этом случае время заполнения будет одинаковым, давление тоже будет везде одинаковым, а объем наполнения будет разным. Но никакого перетока не будет.



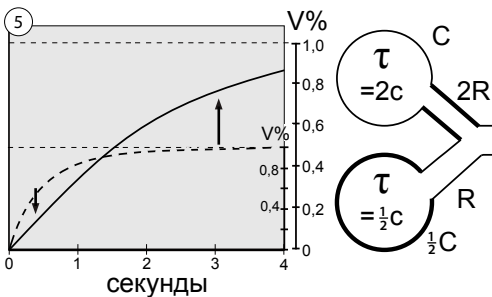
Третий вариант: Участки легочной ткани, выбранные для сравнения отличаются характеристиками, и имеют разные постоянные времени. В нижнем секторе сопротивление (резистанс) вдвое больше. В результате и постоянная времени и общее время заполнения системы в два раза больше.

В этом случае мы получим переток воздуха из быстрозаполняемой части в медленнозаполняемую. Если эти пути перетока открыты (поры Кона).



Четвертый вариант: Участки легочной ткани, выбранные для сравнения отличаются характеристиками, и имеют разные постоянные времени. В нижнем секторе податливость (комплаинс) вдвое меньше. То есть стенки альвеол более тугие. В результате и постоянная времени и общее время

заполнения системы в два раза меньше. В этом случае мы получим переток воздуха из быстрозаполняемой части в медленнозаполняемую. Если эти пути перетока открыты (поры Кона). Переток начинается, когда система в значительной степени заполнена.



Пятый вариант: Участки легочной ткани, выбранные для сравнения отличаются характеристиками, и имеют разные постоянные времени. В верхнем секторе сопротивление (резистанс) вдвое больше. В нижнем секторе податливость (комплаинс) вдвое меньше. Постоянные времени отлича-

ются в четыре раза. В данном примере мы видим, что переток из быстрозаполняемой части в медленнозаполняемую начинается значительно раньше и длится дольше, чем предыдущем примере.

В современной литературе можно столкнуться с терминами быстрые и медленные альвеолы или быстрые и медленные сектора. Эти сокращенные термины говорят о скорости заполнения (быстрозаполняемые и медленнозаполняемые). Соответственно быстрый – это укороченная постоянная времени, а медленный – это удлиненная постоянная времени

*Non nocere! (Не навреди!)**Гиппократ*

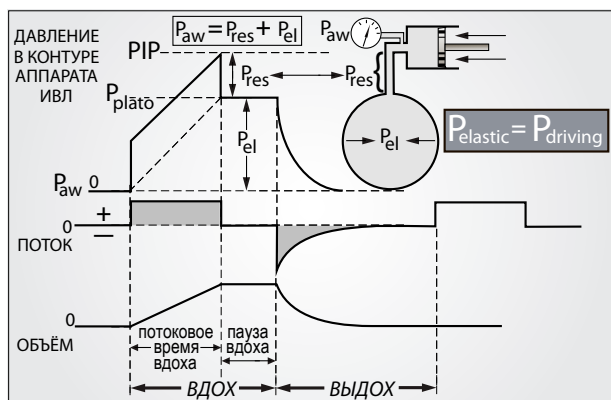
I - 6 Driving pressure

или Минимальное Давление Вдоха, МДВ

- **Кратко:** Driving pressure – это минимальное давление позволяющее доставить данный дыхательный объём.

Зачем это нужно? – Поскольку при ИВЛ давление может рассматриваться как повреждающий фактор (баротравма), проведение ИВЛ с минимальным-достаточным давлением – это вариант щадящей (протективной) ИВЛ. Эволюция представлений о протективной ИВЛ позволила сформулировать представление о протективной роли РЕЕР и ограничения дыхательного объёма. Сегодня протективная ИВЛ – это сочетание трёх параметров: подбор оптимального РЕЕР, безопасный дыхательный объём и минимальное давление вдоха (МДВ).

- **Подробно:** Когда мы рассматриваем конкретную респираторную систему пациента на ИВЛ меняя параметры вентиляции мы можем её протестировать и охарактеризовать. Вместе с характеристиками респираторной системы описанными выше (комплаинс, резистанс, постоянная времени и дыхательный объём) нам нужно рассмотреть Driving pressure или Минимальное Давление Вдоха, МДВ.

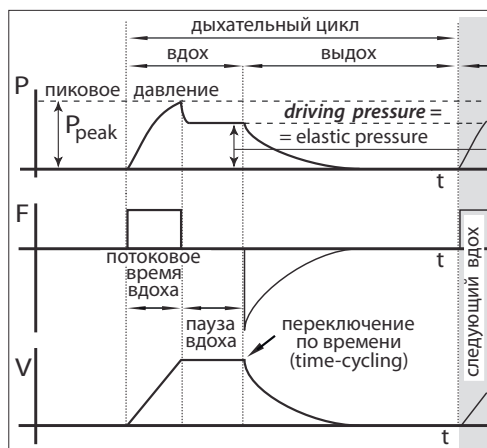


Эту схему, показывающую, как можно из пикового давления выделить давление необходимое для преодоления сопротивления дыхательных путей (P_{res}) и давление противодействующее упругим силам

респираторной системы (P_{el}) Вы уже видели в предыдущих главах (I-3; I-4).

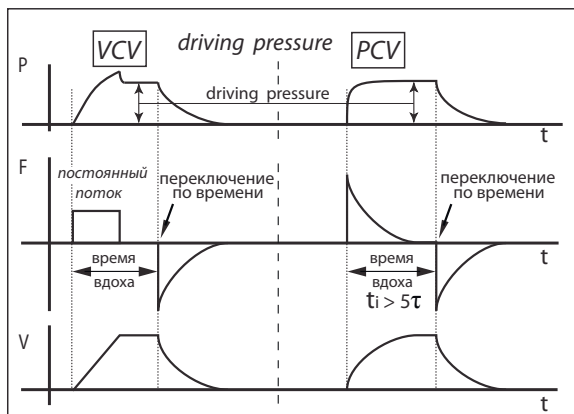
Если мы знаем дыхательный объём и давление в респираторной системе при остановленном потоке, мы можем рассчитать комплайнс ($V:P$). В формулу комплайнса входит объём и давление. Во время паузы вдоха, когда поток остановлен мы получаем пару (отношение) объём-давление, и таким образом, мы знаем минимальное давление необходимое для того, чтобы доставить данный дыхательный объём в легкие пациента.

Для закрепления материала предлагаем взглянуть на ту же схему, но более приближенную к тому, что мы видим на мониторе аппарата ИВЛ.



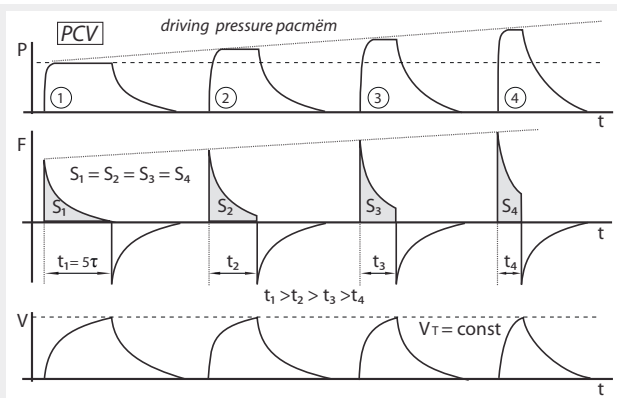
МДВ (driving pressure) для данного дыхательного объёма прямо связано с комплайнсом респираторной системы. Это значит, что если нам нужно определить МДВ (driving pressure, P_{dr}) для данного дыхательного объёма, нужно дыхательный объём разделить на комплайнс респираторной системы. $P_{dr} = V:C$, напомним $C = V:P$, поэтому, $P_{dr} = V:(V/P)$.

Когда мы знаем МДВ (driving pressure), мы можем переключиться из VCV (ИВЛ по-объёму) в режим PCV (ИВЛ по-давлению) и доставлять пациенту целевой дыхательный объём в более щадящем режиме.

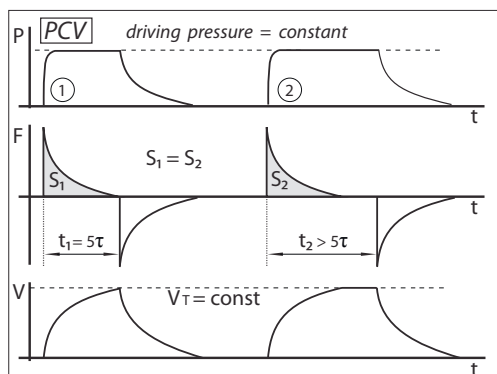


Но при этом мы должны учитывать, что для того чтобы доставить целевой дыхательный объём с минимальным driving pressure (МДВ) время вдоха в PCV должно быть достаточным. В теории это $5CR$ или 5τ , а в реальной практике не менее $3CR$ или 3τ .

Если мы будем сокращать время вдоха, то для того, чтобы доставить целевой дыхательный объём, мы должны увеличивать давление вдоха. Объём мы видим на графике объёма, но кроме того, объём — это площадь под кривой потока (S).



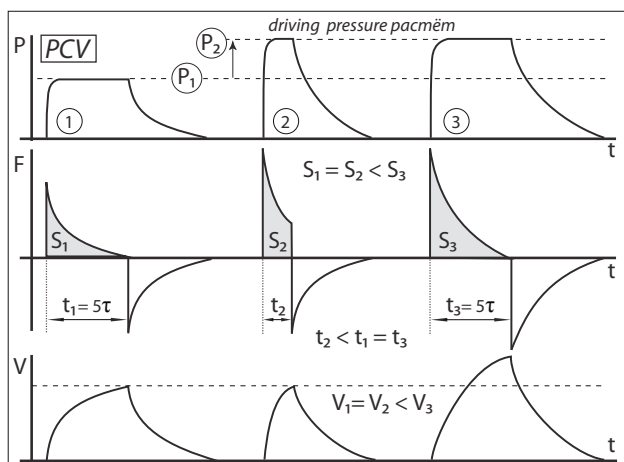
При увеличении давления вдоха увеличивается риск баротравмы. На данном графике дыхательный объём одинаковый и площадь под кривой потока одинаковая во всех вдохах. Чтобы доставить целевой дыхательный объём при сокращении времени вдоха мы должны повышать давление вдоха. Как следствие меняется и форма кривой потока. Только в первом вдохе дыхательный объём доставлен с минимальным driving pressure (МДВ). Во вдохах №2, №3 и №4 давление вдоха больше МДВ.



Если для данного давления при управлении по-давлению время вдоха уже составляет $5CR$ или 5τ , то мы доставили пациенту максимальный дыхательный объём для данного давления. Увеличение времени вдоха более $5CR$ или 5τ не приведет к увеличению дыхательного объёма.

Увеличение времени вдоха более 5τ не приведет к увеличению дыхательного объёма.

На схеме ниже: исходно (№1) время вдоха было $5CR$ или 5τ , а затем (№2) мы сократили время вдоха, и для того, чтобы доставить пациенту целевой дыхательный объём мы увеличили давление вдоха. Мы должны понимать, что это новое давление вдоха соответствует другому, большему дыхательному объёму.



Какой дыхательный объём соответствует данному давлению мы можем узнать если увеличим время вдоха до $5CR$ или 5τ (№3). Можно рассчитать дыхательный объём соответствующий данному давлению вдоха. Для этого нужно умножить комплаинс ($C=V/P$) респираторной системы пациента на давление вдоха. $V=Pdr \cdot C$ или $V=Pdr \cdot V/P$. Важно иметь в виду, что при данном давлении этому пациенту дыхательный объём будет доставлен полностью, только если время вдоха $5CR$ или 5τ . В практике ИВЛ нередко считают достаточным время вдоха в 3τ , поскольку за это время доставляется 95% дыхательного объёма. Подробнее о постоянной времени в предыдущей главе (I-5).

Чтобы доставить целевой дыхательный объём с минимальным driving pressure (МДВ) время вдоха в PCV должно быть не менее 3τ .

I - 7 Динамический комплайнс или динамическая характеристика

• **Кратко:** Ненадежный показатель, который бывает трудно интерпретировать.

• **Подробно:** Динамический комплайнс (Dynamic compliance) – это отношение объема к максимальному давлению.

Формула $CD = V_T / (PIP - PEEP)$. Измерение динамического комплайенса выполняется без достижения давления плато. Таким образом, данный показатель включает в себя две составляющих. Это давление, противодействующее упругости респираторной системы, плюс давление необходимое для продвижения воздуха через дыхательные пути. Динамический комплайнс зависит от величины потока. При разных способах управления вдохом для одной и той же респираторной системы и дыхательного объема динамический комплайнс разный. Синонимы динамического комплайенса: $CD = \text{Dynamic Characteristic} = \text{Dynamic effective compliance} = \text{Dynamic compliance}$. Больше всего сбивает с толку название – «динамический комплайнс», поскольку измерение происходит при неостановленном потоке и, следовательно, данный показатель включает и комплайнс, и резистанс. Нам больше нравится название «динамическая характеристика».

Этот показатель (динамический комплайнс) был введен в обиход, когда бортовые компьютеры аппаратов ИВЛ ещё не были оснащены датчиками и программами для вычисления комплайнс и резистанс при любом уровне спонтанной активности пациента. Для прямого измерения статического комплайенса должна отсутствовать спонтанная дыхательная активность и необходимо измерить давление плато.

Когда этот показатель снижается, это значит, что либо понизился комплайнс, либо возрос резистанс, либо и то и другое. (Или нарушается проходимость дыхательных путей, или снижается податливость легких.) Однако если одновременно с динамической характеристикой мы оцениваем по кривой выдоха постоянную времени, мы знаем ответ.

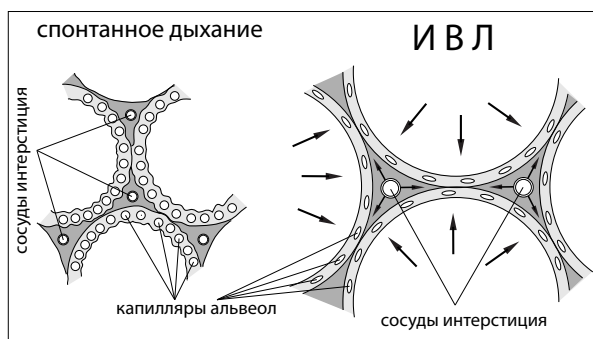
Если постоянная времени растёт, это обструктивный процесс, а если уменьшается, значит, лёгкие стали менее податливы. (пневмония?, интерстициальный отек?...)

I - 8 Чем отличается вдох ИВЛ от естественного дыхания

• **Кратко:** При естественном дыхании вдох происходит за счет расширения грудной клетки. В грудной полости создается давление ниже атмосферного. Таким образом, градиент давлений перемещает воздух в легкие. Снижение внутригрудного давления увеличивает приток крови к сердцу во время естественного вдоха. При аппаратном вдохе, повышается давление в грудной клетке, уменьшается приток крови к сердцу и сдавливаются капилляры альвеол. Существенно меняются параметры гемодинамики, перфузии капилляров, и вентиляции.

• **Подробно:** *Со стороны альвеол.*

При обычном спонтанном дыхании колебания давления в альвеолах незначительны, а среднее давление близко к атмосферному. При нарушении проходимости дыхательных путей всё меняется. Если появляется препятствие вдоху, то давление в альвеолах будет значительно ниже атмосферного. Если появляется препятствие выдоху, то давление в альвеолах будет значительно выше атмосферного. Но такие варианты уже нельзя назвать «обычным спонтанным дыханием».



При ИВЛ во время вдоха давление в альвеолах повышается существенно выше атмосферного. Создается давление, которое «заталкивает» в легкие пациента целевой дыхательный объем. Как побочный результат возникает внешнее давление на те легочные капилляры, которые проходят в стенках альвеол. Растет сопротивление в этой капиллярной сети и уменьшается перфузия. Если давление столь велико, что происходит перерастягивание альвеол, то одновременно со сдавливанием альвеолярных капилляров происходит расширение про-

светов мелких сосудов проходящих в интерстиции, в зонах примыкания нескольких альвеол. Для этих сосудов сопротивление снижается. В результате возникают изменения микроциркуляции нетипичные для обычных физиологических состояний.

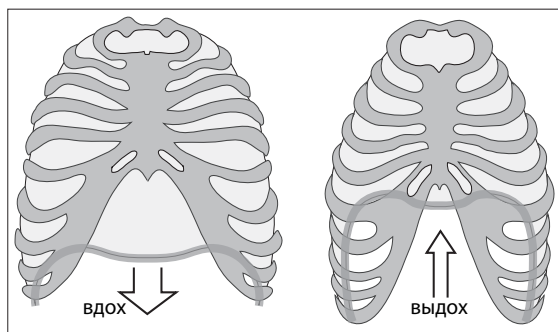
Три очень важных момента – это Гемодинамика, Вентиляция и Вентиляционно-перфузионные нарушения.

Гемодинамика.

При спонтанном дыхании внутригрудное давление на вдохе становится отрицательным. Это облегчает венозный возврат. Отрицательное внутригрудное давление передается на стенки верхней и нижней полых вен и при каждом вдохе «подкачивает» кровь к правому предсердию. При ИВЛ, повышение внутригрудного давления затрудняет венозный возврат. Чем «агрессивнее» проводится ИВЛ, и чем больше поднимается внутригрудное давление, тем больше влияние на гемодинамику. При ИВЛ снижается преднагрузка и повышается постнагрузка правых отделов сердца, а для левых отделов снижается и преднагрузка и постнагрузка.

Вентиляция.

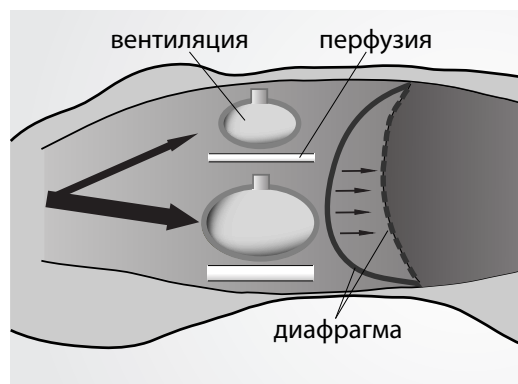
Ключом к пониманию различий вентиляции при спонтанном дыхании и при ИВЛ является представление о движении диафрагмы при дыхании. Диафрагма – это основная дыхательная мышца.



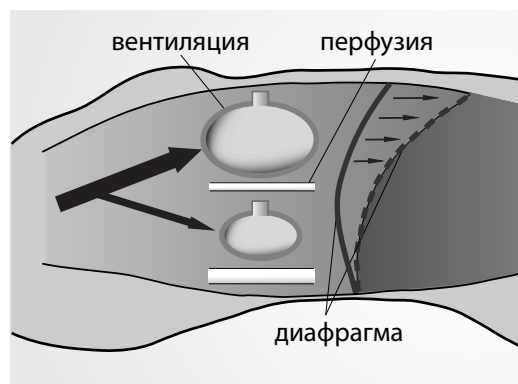
Одновременно диафрагму рассматривают, как подвижную стенку грудной полости. Главной особенностью диафрагмы является то, что диафрагма имеет форму купола, в центре находится сухожильный центр. К этой плотной сухожиль-

ной площадке прикрепляются мышечные волокна расположенные радиально. При сокращении мышц диафрагмы она равномерно сме-

щается каудально, как поршень в цилиндре. Мышечные структуры диафрагмы расположенные дорсально более мощные, чем передние. Такая конструкция обеспечивает равномерное поступательное движение даже в положении пациента на спине.



При спонтанном дыхании диафрагма смещается равномерно. В грудной клетке во время вдоха равномерно распределяется отрицательное давление. Равномерное распределение давления обеспечивает равномерность вентиляции всех отделов легких.



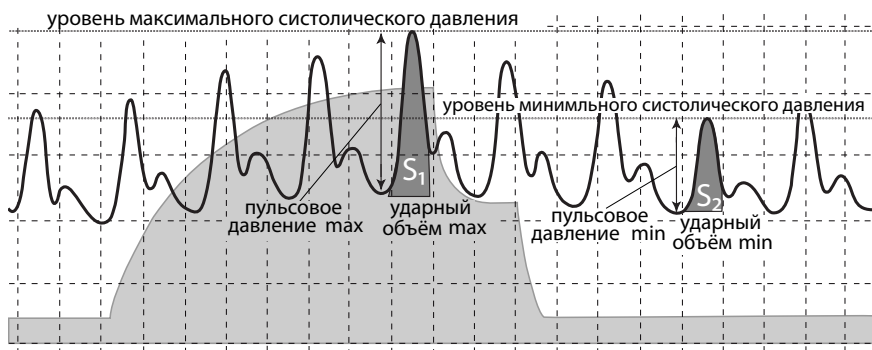
При ИВЛ поток воздуха идет по пути наименьшего сопротивления. Это приводит к тому, что передне-верхние отделы легких хорошо вентилируются, а задне-нижние отделы гиповентилируются и ателектазируются.

Вентиляционно-перфузионные нарушения.

Когда пациент лежит на спине, под действием земного притяжения кровенаполнение сосудов легких в дорсальных отделах увеличивается. При спонтанном дыхании активная работа диафрагмы обеспечивает вентиляцию адекватную кровотоку. При ИВЛ в положении на спине у пациента возникает несоответствие вентиляции и перфузии в дорсальных отделах легких. Такое несоответствие может приводить к ухудшению оксигенации крови.

I - 9 Оценка и трактовка гемодинамического ответа на ИВЛ.

При инвазивном мониторинге можно оценить насколько сильно аппаратные вдохи отражаются на параметрах гемодинамики. Оценивают вариабельность систолического АД (SPV), пульсового АД (PPV), ударного объема (SVV). Суть этого феномена в том, что в разные фазы дыхательного цикла венозный возврат, и, соответственно преднагрузка (наполнение камер сердца) отличаются. Это проявляется колебаниями ударного объема.



Очевидно, что систолическое и пульсовое АД тесно коррелируют с ударным объемом.



Этот же показатель является надежным предиктором увеличения сердечного выброса в ответ на инфузию. Чем выше вариабельность, тем надежнее ответ в виде увеличения сердечного выброса в ответ на инфузионную нагрузку.

Физиологический смысл в том, что мы видим, когда увеличение притока крови к сердцу приводит к увеличению ударного объема.

В момент аппаратного вдоха внутригрудное давление повышается, и венозный возврат снижается. Когда происходит аппаратный выдох внутригрудное давление снижается, и венозный возврат увеличивается. Кроме того, высокая вариабельность (SVV, SPV, PPV) является критерием относительной гиповолемии. Чем меньше наполненность русла (волемиа) тем больше колебания венозного возврата, и соответственно, ударного объема. Дополнительным подтверждением относительной гиповолемии (при этих настройках режима ИВЛ) является снижение АД. Вариабельность ударного объема обычно видна и при оценке амплитуды пульсоксиметрической кривой.

При использовании интеллектуального режима ITELLiVENT-ASV на аппаратах ИВЛ Гамильтон на основе анализа пульсоксиметрической кривой аппарат предупреждает врача об опасном гемодинамическом ответе на повышение внутригрудного давления и предлагает провести коррекцию параметров вентиляции и принять решение о целесообразности инфузионной терапии. На аппаратах ИВЛ Гамильтон для оценки воздействия ИВЛ на гемодинамику используется Heart-Lung index.

Критерии гемодинамического ответа на фоне ИВЛ на инфузию:

SPV systolic pressure variations	вариабельность систолического АД
PPV pulse pressure variations	вариабельность пульсового АД
SVV stroke volume variations	вариабельность ударного объема

ЧАСТЬ ВТОРАЯ II

Кривые объема, давления и потока и классификация режимов ИВЛ

(ОСНОВЫ ПОНИМАНИЯ)

Вступление ко второй части

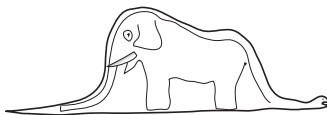
Я много раздумывал о полной приключений жизни джунглей и тоже нарисовал цветным карандашом свою первую картинку. Это был мой рисунок №1. Вот что я нарисовал:



Я показал моё творение взрослым и спросил, не страшно ли им.

- Разве шляпа страшная? - возразили мне.

А это была совсем не шляпа. Это был удав, который проглотил слона. Тогда я нарисовал удава изнутри, чтобы взрослым было понятнее. Им ведь всегда нужно всё объяснять. Вот мой рисунок №2:



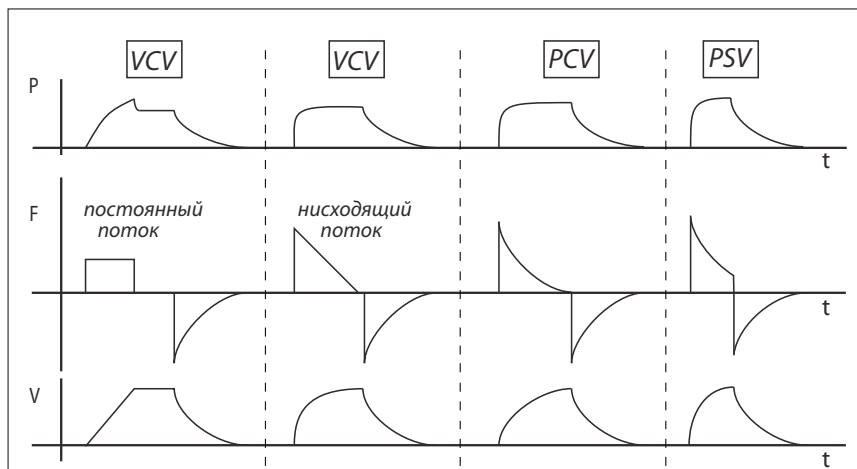
(«Маленький принц» Антуан де Сент-Экзюпери)

Разные режимы ИВЛ могут создавать разные графики на мониторе аппарата. Глядя на картинку можно сразу сказать чем, один режим отличается от другого. Но в некоторых случаях графики могут быть одинаковыми для разных режимов ИВЛ. Это значит, что используя настройки режима нам удастся добиться одинаковых параметров вентиляции для разных режимов. В этой главе мы рассмотрим **фазы дыхательного цикла, способы управления вдохом, переключение с вдоха на выдох, фазовые переменные и управляемые параметры. Мы разберем принципы классификации режимов ИВЛ.**

Для того чтобы понимать графику ИВЛ нужно знать, о чем она рассказывает. Нужно научиться видеть, что это не шляпа, а удав, который проглотил слона.

II - 1 Что мы видим на графиках

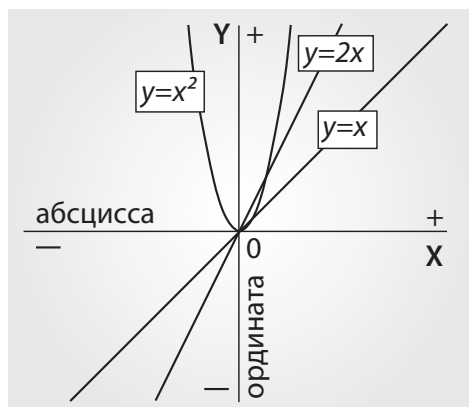
- **Кратко:** Графики показывают, как меняются давление, поток и объем заполнения в течение дыхательного цикла.



- **Подробно:** Для описания и оценки того как меняются давление, поток и объем используется прямоугольная система координат.

Горизонтальная ось, ось икс (X) или ось абсцисс – это синонимы. На этой оси время. Символ для обозначения времени «t».

Вертикальная ось, ось игрек (Y) называется осью ординат. На этой оси или давление (P), или объем (V), или поток (F).



Математики любят называть значения на вертикальной оси (Y) словом «функция». На кривой графика, каждая точка соответствует определенным значениям на осях «Y» и «X». Когда математики рассуждают о том, какому значению (X) соответствует значение (Y) используют выражение функция (Y) от (X). В простых (школь-

ных) задачках функция (Y) от (X) описывается незамысловатыми формулами. Например, $Y=kX$ это наклонная прямая где угол наклона зависит от значения коэффициента « k ». Если $Y=X^2$ – это парабола. Если $Y=\sin X$ – это синусоида. Когда мы не знаем, как описать зависимость (Y) от (X) формулой, мы используем таблицу с двумя рядами значений и в каждом столбце указываем, какому значению (Y) соответствует данное значение (X).

Время на графиках ИВЛ движется равномерно по горизонтальной оси X (абсцисс). В прошлом самописцы рисовали кривые на поверхности равномерно вращающегося цилиндра, затем на равномерно движущейся ленте. Экран современного монитора похож на «окно», через которое мы видим движущуюся ленту самописца. Графики давления (P), объема (V) и потока (F) по отношению к времени, имеют общее название «кривые».

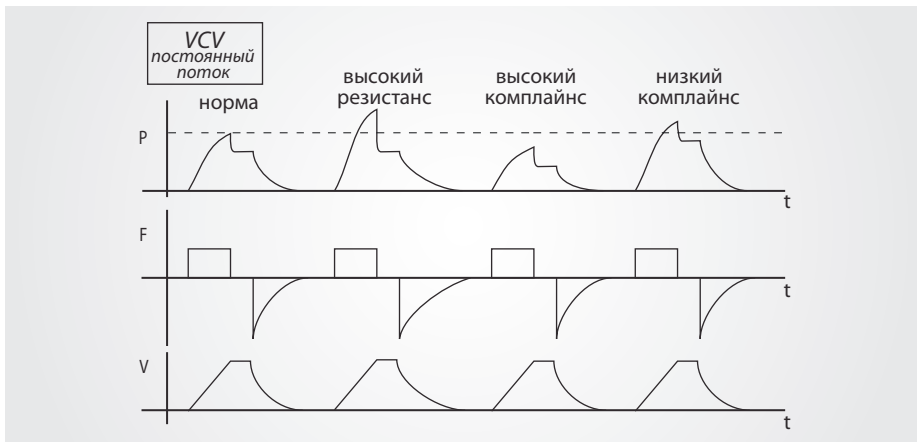
В такой же прямоугольной системе координат монитор аппарата может показывать нам соотношения любых двух механических параметров, из трех описывающих вдох – это давление (P), объем (V) и поток (F). На этих графиках время отсутствует. Поскольку вдохи и выдохи происходят циклично, на графике получается замкнутая фигура. Такие графики называют «петли». Отсутствие параметра «время» – это недостаток петель. Для того, чтобы разобраться в процессе нужно указать, какая часть петли описывает вдох, а какая выдох.

II - 2 От чего зависят формы кривых

- **Кратко:** Формы кривых зависят от состояния респираторной системы пациента и от того как работает аппарат ИВЛ (как доставляет вдох пациенту).

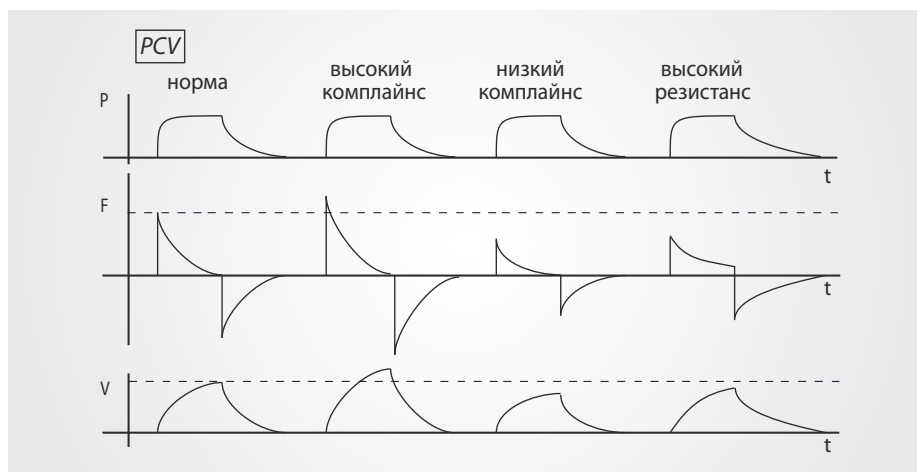
- **Подробно:** Прежде всего, форма кривой зависит от масштаба. Сколько миллиметров на графике составляет секунда и сколько миллиметров составляет единица измеряемого параметра давления (P), объема (V) и потока (F). Меняя масштабы параметров на осях координатной сетки можно увеличить или уменьшить величину картинки (сжать или растянуть по горизонтали и по вертикали). На большинстве современных аппаратов ИВЛ работает программа подгоняющая размеры графика под размеры экрана. Поэтому глядя на графики обращайте внимание на цену деления и размерность на осях «X» и «Y».

Если режим ИВЛ управляем по-объему, то графики объема и потока будут строго соответствовать настройкам аппарата ИВЛ. Более того эти графики будут одинаковыми для любого пациента (если настройки режима неизменны). При управлении вдохом по-объему, при изменениях состояния респираторной системы меняется график давления.



В режимах управляемых по-объему (VC) состояние респираторной системы отражается на графиках давления

Если режим ИВЛ управляем по-давлению, то график давления будет строго соответствовать настройкам аппарата ИВЛ. Более того этот график будет неизменным для любого пациента (если настройки режима неизменны). Единственное отличие на графике давления, это удлинение выдоха при увеличении резистанс (астма, ХОБЛ, бронхоспазм). При управлении вдохом по-давлению, при изменениях состояния респираторной системы меняются графики потока и объёма.

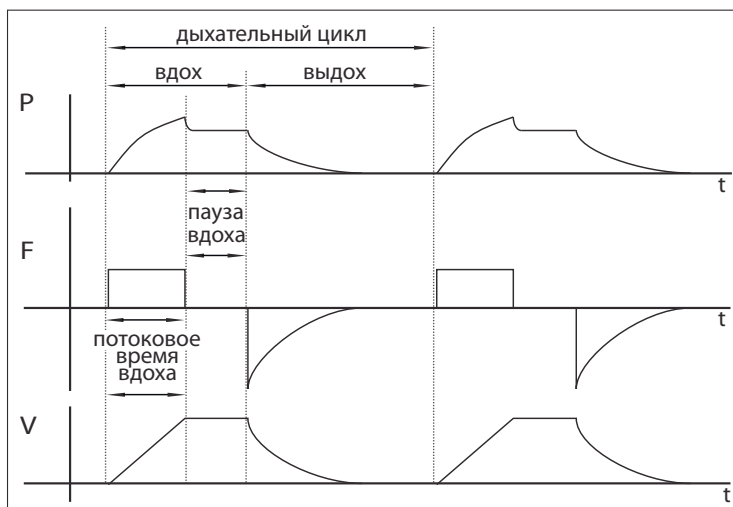


В режимах управляемых по-давлению (PC) состояние респираторной системы отражается на графиках потока и объёма

Резюме: Состояние респираторной системы пациента при ИВЛ по-объему (VC) отражается на графиках давления, а при ИВЛ по-давлению (PC) на графиках объема и потока.

II - 3 Время

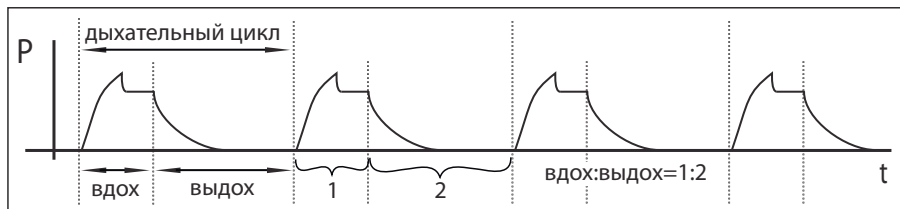
- **Кратко:** Время – это мера длительности и последовательности событий. Время вдоха – от начала вдоха до начала выдоха. При управлении вдохом по-объему, с переключением с вдоха на выдох по-времени, вдох делят на потоковое время вдоха и испираторную паузу. Время выдоха – от начала выдоха до начала вдоха. Дыхательный цикл – это вдох и выдох. Время дыхательного цикла – это время вдоха плюс время выдоха. Частота дыхания – это 1) количество дыхательных циклов в минуту; 2) количество вдохов в минуту. На графиках ИВЛ время располагается на горизонтальной оси X (абсцисс).



- **Подробно:** Время на графиках ИВЛ движется равномерно по горизонтальной оси X (абсцисс). В прошлом самописцы рисовали кривые на поверхности равномерно вращающегося цилиндра, затем на равномерно движущейся ленте. Экран современного монитора похож на «окно», через которое мы видим движущуюся ленту самописца.

Частота дыханий – это количество вдохов в минуту или количество дыхательных циклов в минуту.

Длительность дыхательного цикла – это время от начала одного вдоха до начала следующего вдоха.



Временная разбивка – это соотношение длительности вдоха и выдоха и частоты дыханий.

Для принудительных режимов ИВЛ возможно несколько вариантов временной разбивки:

1. Задается длительность вдоха и частота дыханий (при этом длительность выдоха получается так: $1\text{мин}/\text{ЧД}$ – длительность вдоха)

Например: длительность вдоха 1сек, а частота дыханий 12. Длительность выдоха – это: $60\text{сек}/12 - 1\text{сек} = 4\text{сек}$

2. Задается длительность вдоха и длительность выдоха (при этом частота получается так: $1\text{мин}/[\text{длительность вдоха} + \text{длительность выдоха}]$)

Например: длительность вдоха 1сек, а длительность выдоха 4сек. Частота дыханий – это $60\text{сек}/(1\text{сек} + 4\text{сек}) = 12$.

3. Задается соотношение длительности вдоха и длительности выдоха (вд:выд или вд/выд) и частота дыханий. При этом реальная длительность вдоха – это $1\text{мин}/[(\text{вд}+\text{выд})\cdot\text{чд}]\cdot\text{вд}$, а реальная длительность выдоха – это $1\text{мин}/[(\text{вд}+\text{выд})\cdot\text{чд}]\cdot\text{выд}$.

Например: соотношение длительности вдоха и длительности выдоха 1:4, а частота дыханий 12.

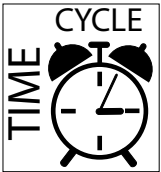
Длительность вдоха – это $60\text{сек}/[(1 + 4)\cdot 12]\cdot 1 = 1\text{сек}$.

Длительность выдоха – это $60\text{сек}/[(1 + 4)\cdot 12]\cdot 4 = 4\text{сек}$.

Других вариантов временной разбивки нет.



Триггер вдоха «по-времени» или time-trigger. Триггер – это пусковая схема, включающая вдох. Для включения вдоха могут быть использованы различные параметры (время, поток, давление и др.). Сейчас мы говорим о времени. Если в настройках режима ИВЛ присутствует временная разбивка, – это значит, что активирован time-trigger или триггер вдоха «по-времени». Когда наступает время делать вдох по расписанию, срабатывает time-trigger и аппарат ИВЛ вдыхает в пациента. Триггер вдоха «по-времени» или time-trigger – это единственный machine-trigger (из всех триггеров). Machine-trigger – это триггер включающий вдохи строго по расписанию. (Все остальные триггеры имеют общее название patient-trigger и включают аппаратный вдох в ответ на инспираторную попытку пациента.) Time-trigger есть, практически, на всех аппаратах ИВЛ. Time-trigger позволяет проводить ИВЛ при глубоком наркозе, использовании миорелаксантов, или отсутствии спонтанных вдохов по любой другой причине.

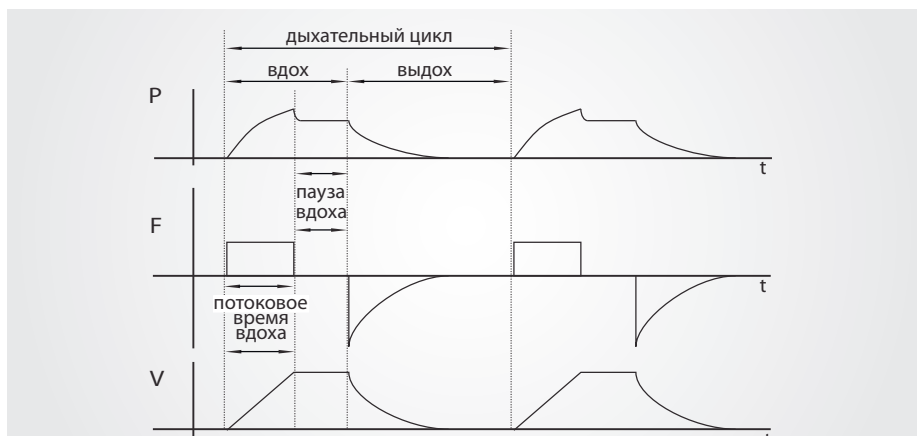


Переключение на выдох «по-времени» или time-cycling. Переключение с вдоха на выдох по-английски – это cycling*. (В русском языке пока такого термина нет). Если при установке параметров режима ИВЛ задается длительность вдоха или отношение вдоха к выдоху, то аппарат прекращает вдох и открывает клапан выдоха «по-времени». То есть когда время вдоха закончилось. Переключение на выдох «по-времени» или time-cycling обязательное свойство принудительных вдохов управляемых по-давлению (PC). При управлении вдохом по-объему (VC) возможно переключение на выдох «по-времени» (time-cycling) или «по-объему» (volume-cycling).

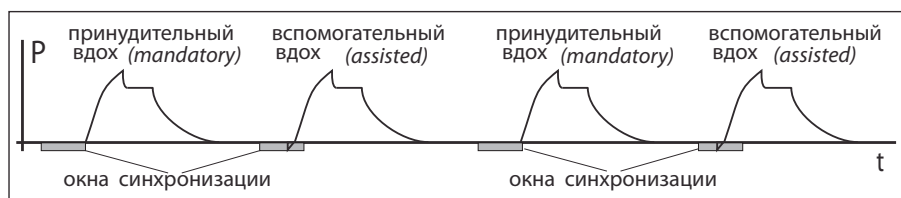
Потоковое время вдоха и инспираторная пауза. При управлении вдохом (VC) по-объему и переключении на выдох «по-времени» (time-cycling) вдох делится на две части. Это потоковое время вдоха и инспираторная пауза. Потоковое время вдоха – это начальная часть вдоха, когда аппарат ИВЛ подает в легкие пациента воздух (то

*To **cycle** means to end inspiration. A cycle variable always ends inspiration. Глагол cycle значит прекратить вдох. Cycle variable – следует понимать, как параметр, прекращающий вдох. [Robert L.Chatburn «Fundamentals of Mechanical Ventilation» p.31]

есть создает поток). Инспираторная пауза или пауза вдоха – это вторая часть вдоха, когда объём доставлен, поток остановлен, но клапан выдоха ещё закрыт.

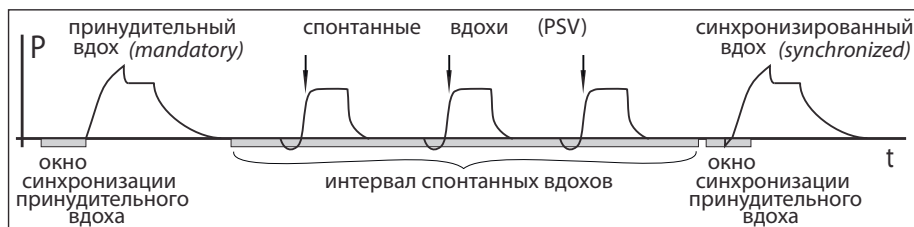


Окна синхронизации – это временные интервалы-допуски, позволяющие синхронизировать работу аппарата ИВЛ с дыхательной активностью пациента.

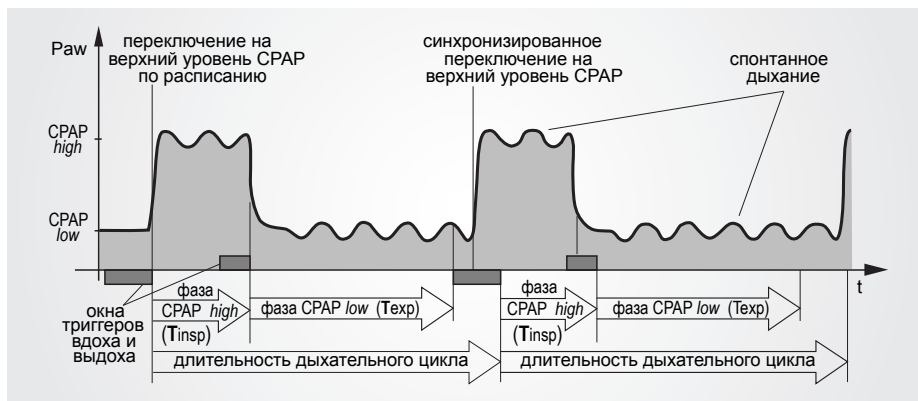


Окна синхронизации вдоха могут существовать для принудительных вдохов в режимах CMV и SIMV. Окна синхронизации вдоха – это временной интервал до начала вдоха «по-времени» когда активирован любой patient-trigger (триггер, который включает аппаратный вдох в ответ на инспираторную попытку пациента). Принцип работы двух триггеров: «come first – served first» то есть кто первым пришел того и обслуживаем. Если пациент инициирует вдох, когда открыто окно синхронизации вдоха, аппарат ИВЛ начнет принудительный вдох сразу, не дожидаясь того момента, когда наступит время вдоха по-расписанию. Такие вдохи в режимах CMV называются «assisted breath» по-русски – вспомогательный вдох.

В режимах SIMV – «synchronized breath» по-русски – синхронизированный вдох. (С технической точки зрения «assisted breath» и «synchronized breath» – это одно и то же).



В режимах SIMV в интервалах между окнами синхронизации принудительных вдохов лежит временной период спонтанных вдохов. Если попытка вдоха пациента попадает в окно синхронизации, то аппарат выполнит принудительный синхронизированный вдох. Если попытка вдоха пациента попадает в интервал между окнами синхронизации принудительных вдохов аппарат выполняет поддержку спонтанного вдоха. Окна синхронизации выдоха – это временной интервал до начала выдоха по-расписанию. Эти временные интервалы есть в двухуровневых режимах (BIPAP, BiLevel, DuoPAP, APRV и др.)



Эти окна работают при переходе с верхнего уровня давления на нижний. Когда «окно открыто»: 1) если пациент начнет выдох, то выдох начнется досрочно, то есть аппарат откроет клапан выдоха, и не будет мешать пациенту; 2) если пациент начнет дополнительный вдох с верхнего уровня, аппарат позволит ему завершить вдох, только после этого выполнит переход на нижний уровень давления.

II - 4 Объем на графиках

- **Кратко:** Объем – это мера пространства. Объем нередко используют для измерения количества вещества. Это не вполне точно, но удобно. Мера количества вещества – это моль. При ИВЛ нас интересует дыхательный объем (V_T) – это объем одного вдоха и минутный объем вентиляции (MV).

- **Подробно:** Дыхательный объем (V_T) по-английски Tidal volume – это величина одного обычного вдоха или выдоха.

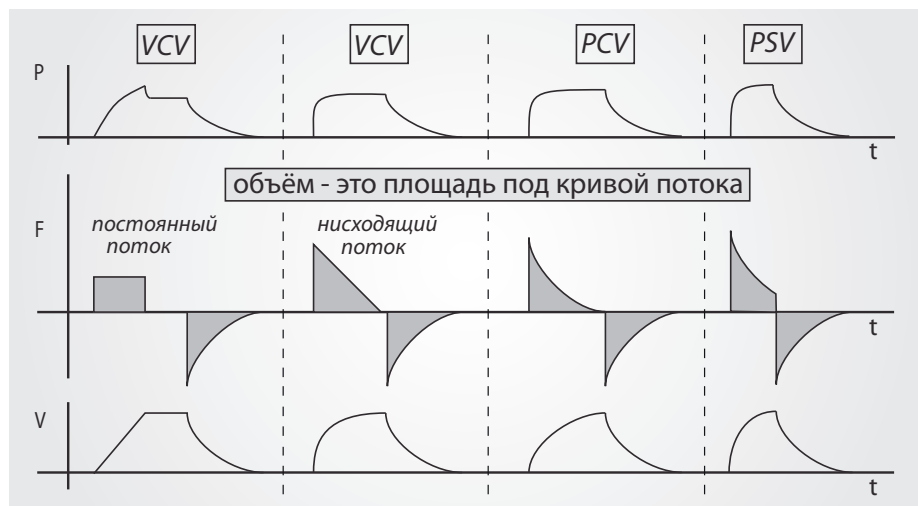
Минутный объем (MV) – по-английски Minute volume – это сумма дыхательных объемов за минуту. Если все дыхательные объемы в течение минуты равны, можно просто умножить дыхательный объем на частоту дыханий.

Мертвое пространство (DS) по-английски Dead* space – это суммарный объем воздухоносных путей (зона дыхательной системы, где нет газообмена).

*второе значение слова dead – бездыханный.

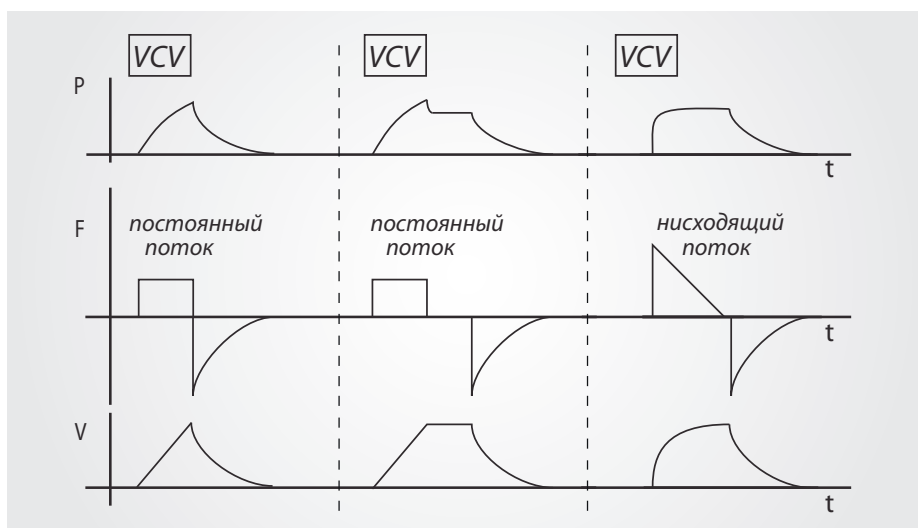
Что мы видим на графиках объема?

Графики объема наименее информативны. На графике видно, когда и какой дыхательный объем доставлен пациенту. По сравнению с цифровым значением дыхательного объема, графическое отображение большого преимущества не дает. Анализируя график объема можно определить поток в любой момент времени. Для того чтобы вычислить поток нужно взять тангенс угла кривой объема в данной точке к оси «X» (ось времени). Смысла в этом практически никакого нет, поскольку сам аппарат ИВЛ рассчитывает объем исходя из данных получаемых с датчика потока. (Объем – это площадь под кривой потока). Проще вывести на экран кривую потока и посмотреть, что намерил аппарат.

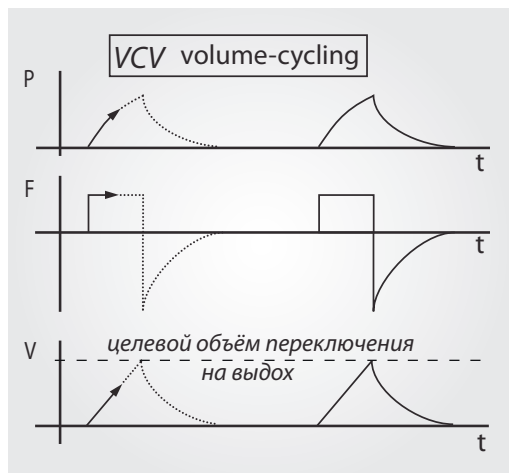


Управление вдохом по-объему volume-control (VC)

Управление вдохом по-объему – это способ управления вдохом при котором аппарату ИВЛ предписывается при каждом вдохе доставлять пациенту установленный врачом дыхательный объем. Управление по-объему возможно только для принудительных вдохов.



Переключение с вдоха на выдох по-объему (volume-cycling)



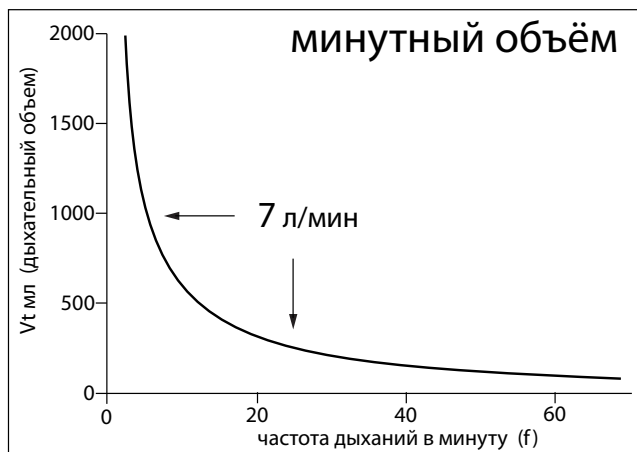
Переключение с вдоха на выдох по-английски – это cycling*. (В русском языке пока такого термина нет). Переключение на выдох по-объему – это управляющая программа прерывающая вдох и открывающая клапан выдоха. Сигнал для переключения с вдоха на выдох – это доставленный пациенту дыхательный объем. Как только целевой объем

доставлен аппарат останавливает поток вдоха и открывает клапан выдоха. Переключение с вдоха на выдох по-объему это «machine-cycling», то есть включение выдоха строго в соответствии с программой аппарата ИВЛ.

Минутный объём вентиляции как понятная цель ИВЛ

Наши представления о дыхании и газообмене построены на знании минутной вентиляции (MV). MV – это сумма дыхательных объемов за минуту. При ИВЛ перед врачом задача найти оптимальный дыхательный объем. Избыточный объем приведет к волюмотравме, а слишком маленький дыхательный объем приведет к увеличению вентиляции мертвого пространства. Соответственно, для заданного объема минутной вентиляции с маленьким дыхательным объемом будет связана высокая частота дыханий, а с избыточным дыхательным объемом – малая частота дыханий. Кроме того, при увеличении частоты дыханий уменьшается время выдоха. Для каждого объема минутной вентиляции существует определенный набор сочетаний дыхательного объема и частоты дыханий.

*To **cycle** means to end inspiration. A cycle variable always ends inspiration. Глагол cycle значит прекратить вдох. Cycle variable – следует понимать, как параметр, прекращающий вдох. [Robert L.Chatburn «Fundamentals of Mechanical Ventilation» p.31]



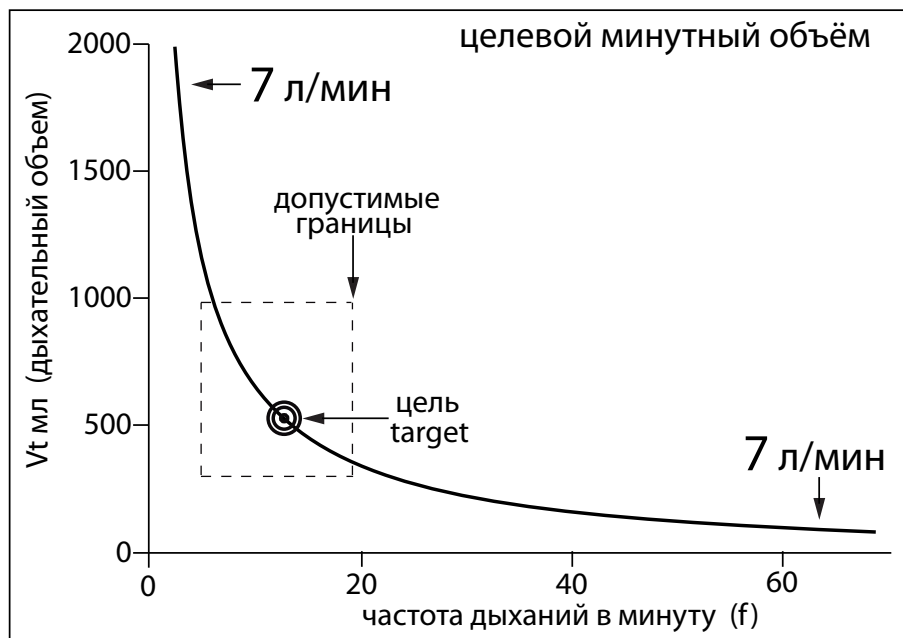
На приведенном графике показана зависимость дыхательного объема от частоты дыханий при минутной вентиляции семь литров.

В интеллектуальных режимах ASV (adaptive support ventilation) на аппаратах Gamilton-Medical и AVM (adaptive ventilation mode) на аппаратах Bellavista компьютер аппарата рассчитывает оптимальный минутный объем вентиляции, дыхательный объем и частоту дыханий.

При расчете целевых объемов минутной вентиляции вводится пол и рост пациента. Далее аппарат используя данные мониторинга и встроенные программы выбирает оптимальное сочетание дыхательного объема и частоты дыханий

Скорость выдоха определяется упругостью (elastance) дыхательной системы и сопротивлением (resistance) дыхательных путей. Аппараты ИВЛ в режимах «ASV» и «AMV» выбирают частоту дыханий таким образом, чтобы за время выдоха пациент успевал освободить легкие для следующего вдоха.

Аппарат рассчитывает комплайнс и резистанс, анализируя характеристики изменений давления на вдохе и на выдохе. В качестве промежуточных показателей для расчетов используется Time constant (постоянная времени выдоха или CR_{exp}) и Dynamic Characteristic (динамическая характеристика, CD, другое название – динамический комплайнс).



II - 5 Давление на графиках

- **Кратко:** Давление – это сила, приложенная к единице площади. Движущей силой перемещения вещества (воздуха, воды) является разница давлений (градиент). В ИВЛ давление измеряют в сантиметрах водного столба или в миллибарах. На графиках мы видим как меняется давление в дыхательных путях пациента.

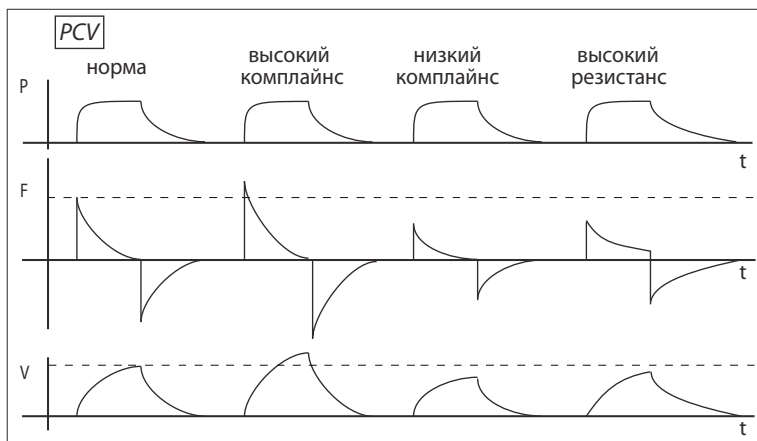
- **Подробно:** В этой главе мы должны понять, какие изменения давления мы можем видеть на мониторе аппарата ИВЛ.

Давление в дыхательных путях измеряют в сантиметрах водного столба (см H₂O) и в миллибарах (mbar или мбар). В практической работе миллибар равен см вод. ст. или см H₂O. (Разница между мбар и см H₂O меньше чем ошибка измерения датчиков давления)

Изменения на графиках давления

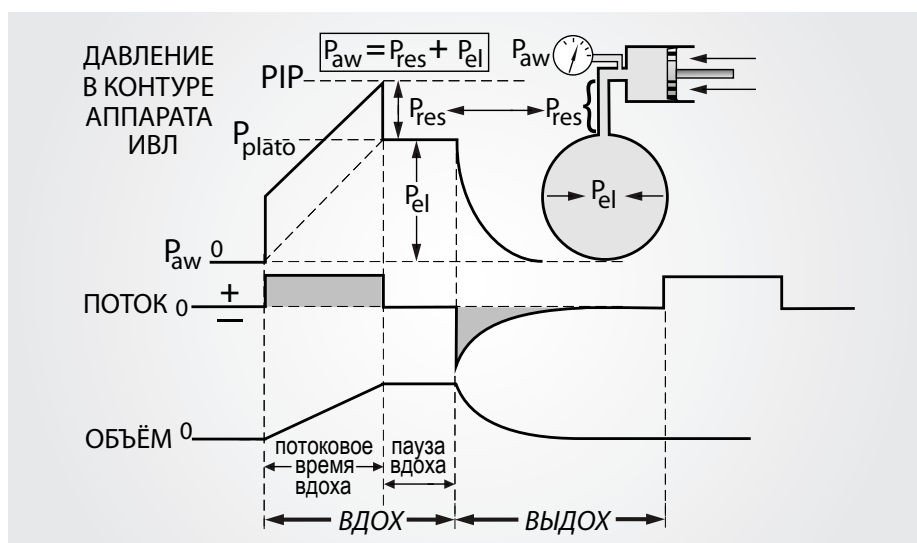
Здесь всё зависит от способа управления вдохом.

Если управление вдохом по-давлению (РС или pressure control), то на экране монитора, на графиках давления, мы видим картинку соответствующую установкам режима ИВЛ.

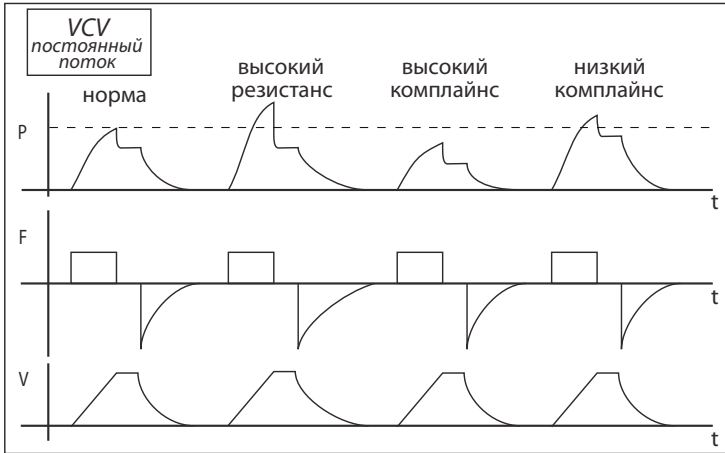


При управлении по-давлению информация о респираторной системе видна на графиках потока и объема. Высокий комплаинс позволяет при том же давлении вдоха доставить больший дыхательный объем. А для того, чтобы удерживать целевое давление аппарат ИВЛ создает больший поток. Высокий резистанс и/или низкий комплаинс приводят к уменьшению дыхательного объема при том же давлении вдоха.

Если управление вдохом по-объёму (VC или volume control), то на экране монитора, на графиках давления, мы видим картинку соответствующую состоянию респираторной системы пациента.



При управлении вдохом по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени на графике давления есть пик и плато. Давление плато определяется упругими свойствами легких (комплайнс). Разность между пиковым давлением и давлением плато зависит от сопротивления потоку (резистанс).



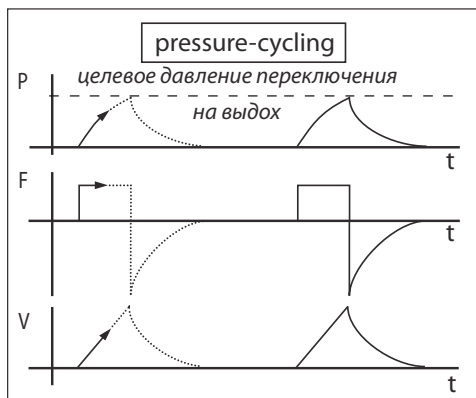
Если резистанс высокий, растет пиковое давление, а давление плато не меняется. Если легкие податливые (высокий комплайнс), давление плато снижается. Если легкие «жесткие» (комплайнс низкий), давление плато растёт.

Триггер по-давлению или pressure-trigger



Триггер – это пусковая схема, включающая вдох. Для включения вдоха могут быть использованы различные параметры (время, поток, давление и др.). Сейчас мы говорим о давлении. Триггер по-давлению включает аппаратный вдох в ответ на дыхательную попытку пациента то есть patient-trigger. Дыхательная попытка регистрируется, когда давление в дыхательном контуре аппарата ИВЛ снижается до заданного уровня.

Переключение с вдоха на выдох по-давлению или **pressure – cycling**



Переключение с вдоха на выдох по-английски – это **cycling***. (В русском языке пока такого термина нет). Переключение на выдох по-давлению – это управляющая программа прерывающая вдох и открывающая клапан выдоха. Сигналом для переключения работает давление. Как только достигается целевой уровень давления, начи-

нается выдох. Переключение с вдоха на выдох по-давлению это «patient-cycling», то есть включение выдоха в ответ на активность пациента. Переключение на выдох по-давлению используется в режиме СРАР.



*To **cycle** means to end inspiration. A cycle variable always ends inspiration. Глагол cycle значит прекратить вдох. Cycle variable – следует понимать, как параметр, прекращающий вдох. [Robert L.Chatburn «Fundamentals of Mechanical Ventilation» p.31]

II - 6 Поток

• Кратко:

1) Поток – это количество вещества, проходящее через определенное место пространства в единицу времени.

2) Поток – это скорость изменения объёма.

В респираторной механике и ИВЛ поток измеряется в литрах в минуту (л/мин).

• Подробно: 1) Поток – это скорость изменения объёма

Определение потока, для жидкости или газа, движущихся по трубе гласит: – это объем вещества проходящий через сечение трубы в единицу времени. Часто говорят: поток – это объемная скорость. Когда мы рассуждаем о вдохе и выдохе, для нас важно, как быстро данный объем воздуха входит в легкие или выходит из них. В этом случае удобно определение: поток – это скорость изменения объёма.

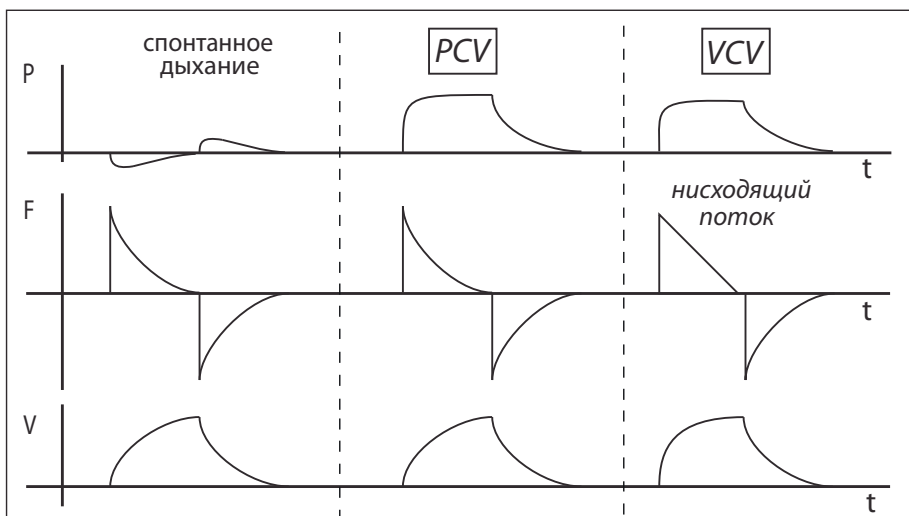
Пример:

мы заполняем 5-литровую емкость, если поток 1л/мин время заполнения – 5 минут; если поток 2,5л/мин время заполнения – 2 минуты.

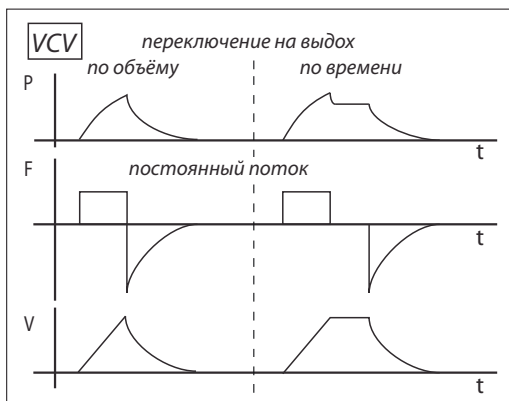
2) Неравномерный поток

Живые организмы не создают постоянных равномерных потоков ни при дыхании, ни при кровообращении. В живой природе и вдох, и выдох начинается с максимального потока и, постепенно снижается до нуля. При спонтанном дыхании на вдохе давление в грудной клетке снижается, а на выдохе повышается. На графиках такой поток по форме похож на треугольник. При ИВЛ управляемой по-давлению (РС) аппарат ИВЛ в течение вдоха удерживает давление на заданном уровне. При этом естественным образом возникает снижение потока. В начале вдоха в респираторной системе много «свободного пространства» и для удержания давления на заданном уровне нужен большой поток. По мере заполнения для поддержки целевого давления поток снижается. Таким образом, при ИВЛ управляемой по-давлению (РС) аппарат ИВЛ на вдохе естественным образом создает физиологичный тип потока.

ИВЛ управляемая по-объему (VCV) при использовании нисходящего потока по своим параметрам очень близка к ИВЛ управляемой по-давлению (PCV).



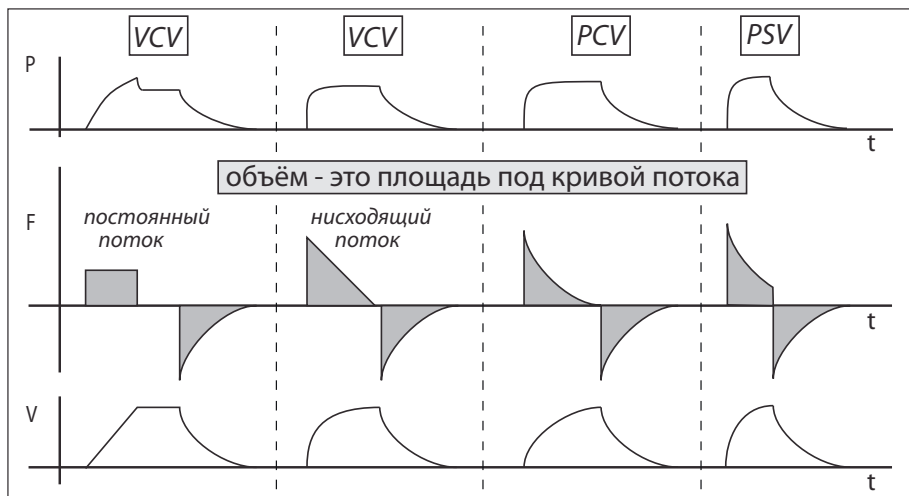
3) Равномерный (постоянный) поток



Существует архаичный вариант режима принудительной вентиляции управляемый по-объему (CMV-VC) где используется постоянный поток. На наш взгляд это наименее физиологичный режим вентиляции. В начале вдоха аппарат часто «не добавляет» пациенту воздуха.

Существует термин «air hunger» - воздушный голод, отражающий ситуацию, когда пациент стремится вдохнуть больше, чем ему дает аппарат ИВЛ. В конце вдоха при постоянном потоке возникает избыточное повышение давления, более того, когда пространство уже заполнено аппарат продолжает нагнетать воздух, не снижая потока.

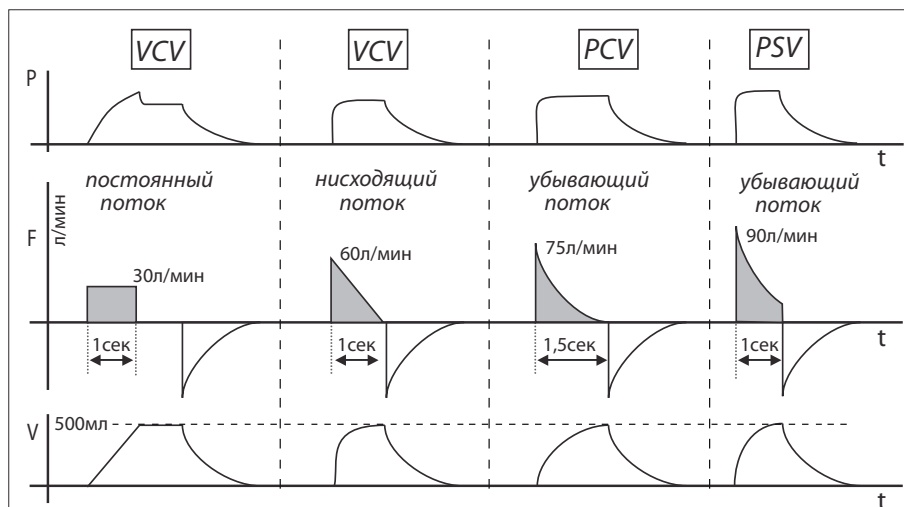
4) Дыхательный объём – это площадь под кривой потока



Мы используем определение: поток – это скорость изменения объёма, поэтому очевидно, что произведение потока на время – это объём. Объём вдоха или выдоха – это площадь под кривой потока.

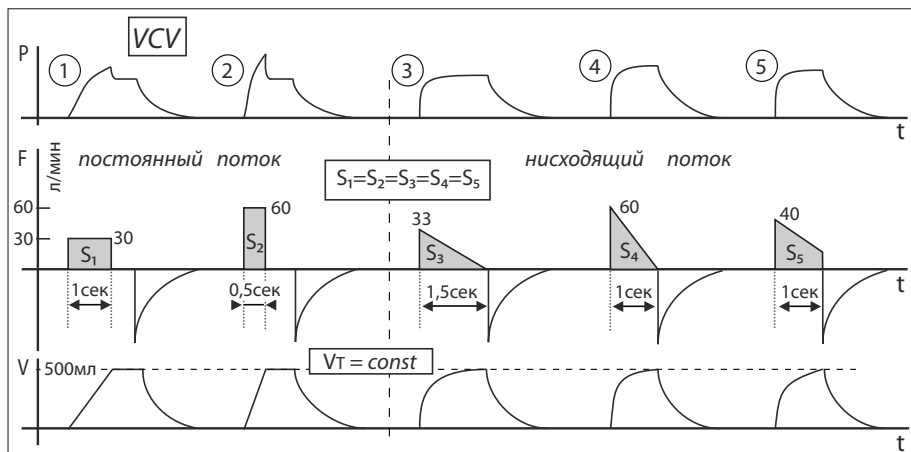
5) Максимальный поток при разных режимах ИВЛ

Сравним кривые потока при управлении вдохом по-объёму и по-давлению



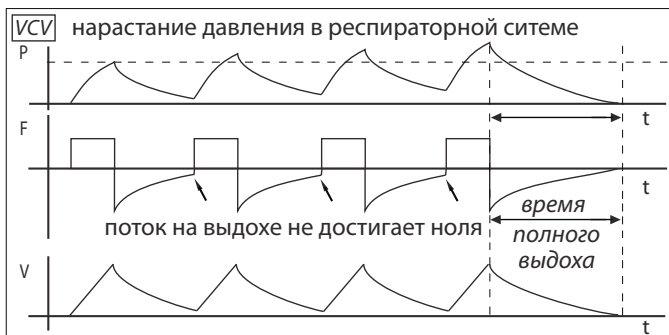
При управлении по давлению максимальный поток выше, а снижение потока происходит быстрее. При PCV максимальный поток 90л/мин не редкость.

В этих пяти примерах режимы ИВЛ управляемые по-объёму.



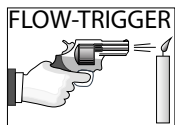
Аппарат ИВЛ строит из кривой потока геометрическую фигуру. Основанием является потоковое время вдоха. Высота – это максимальный поток. Площадь фигуры равна дыхательному объёму. Форма фигуры определяется формой кривой потока и выбирается врачом при настройке режима. Во всех примерах дыхательный объём 500мл. В первых двух примерах постоянный поток и прямоугольная форма. В 3 и 4 примерах треугольная, а в 5 примере трапециевидная форма кривой потока. Во втором и четвертом примерах максимальный поток 60 литров в минуту. Не пугайтесь, при постоянном потоке за время вдоха 0,5 секунды – это всего лишь 500мл. При потоке треугольной формы и максимальном потоке 60 литров в минуту пациент получит дыхательный объём в 500мл за секунду.

6) Если на выдохе поток не доходит до нуля



Если на выдохе поток не доходит до нуля то следующий вдох начинается до завершения предыдущего выдоха. В ряде клинических ситуаций это опасно. При ИВЛ по-объёму формируется перераздувание легких и растет давление в респираторной системе. Так возникает угроза баро- и волюмотравмы. При ИВЛ по-давлению, предельное давление в системе остается в границах установленного, но снижается дыхательный объём. Во всех случаях недостаточное время для выдоха приводит к формированию autoPEEP.

7) Триггер по-потoku flow-trigger

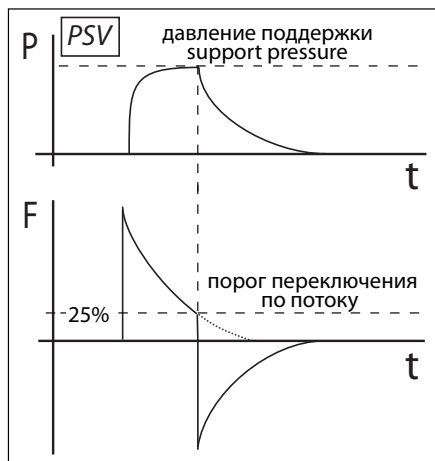


Триггер – это пусковая схема, включающая вдох. Для включения вдоха могут быть использованы различные параметры (время, поток, давление и др.). Сейчас мы говорим о потоке. Триггер по-потoku включает аппаратный

вдох в ответ на дыхательную попытку пациента, то есть это – patient-trigger. Дыхательная попытка пациента регистрируется, когда датчик потока «чувствует», что пациент начал вдох. После этого аппарат поддерживает вдох пациента.

8) Переключение с вдоха на выдох flow-trigger

Переключение с вдоха на выдох по-английски – это cycling*. (В русском языке пока такого термина нет). Переключение на выдох по-потoku – это управляющая программа прерывающая вдох и открывающая клапан выдоха. Сигналом для переключения работает улавливаемое датчиком потока снижение потока в легкие пациента.



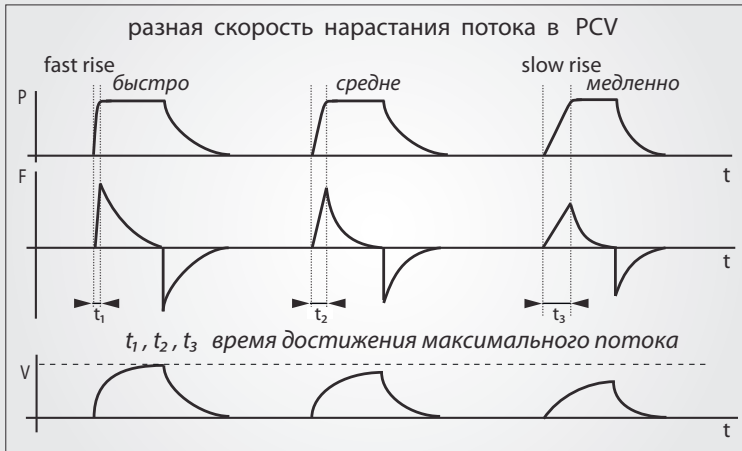
Как только величина потока снижается до установленного уровня (в процентах от максимального потока для данного вдоха), начинается выдох. В приведенном примере порог переключения – 25% от максимального потока в данном вдохе. Переключение с вдоха на выдох по-потоку это «patient-cycling», то есть включение выдоха в ответ на активность пациента. Этот тип переключения

на выдох используется в режиме Pressure Support Ventilation (PSV). На современных аппаратах ИВЛ этот параметр можно настраивать в границах от 5% до 70% от максимального потока.

*To **cycle** means to end inspiration. A cycle variable always ends inspiration. Глагол cycle значит прекратить вдох. Cycle variable – следует понимать, как параметр, прекращающий вдох. [Robert L.Chatburn «Fundamentals of Mechanical Ventilation» p.31]

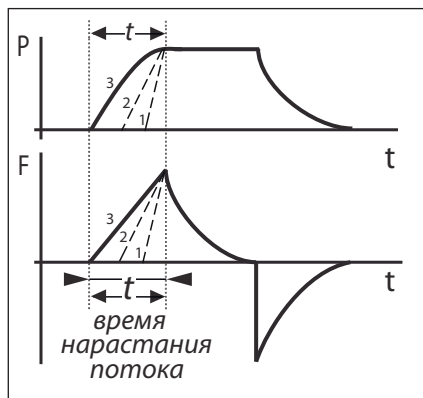
II - 7 Скорость нарастания потока

- Кратко:



Скорость нарастания потока указывает, за какое время при аппаратном вдохе поток достигает максимального значения. При настройке режима ИВЛ врач может менять скорость нарастания потока. На разных аппаратах ИВЛ используются разные названия: «Inspiratory rise time», «Time ramp», «Pressure ramp», «Rise time factor», «Flow acceleration factor», «Slope». Наиболее часто указывается временной интервал, за который поток на вдохе достигает максимального значения. Обычно настройки аппарата ИВЛ предлагают выбор от 50мсек до 300мсек (здесь используется термин время, time). Есть вариант, когда предлагается выбор в процентах от максимальной скорости (здесь используется термин множитель, factor). Различия для разных скоростей нарастания потока наиболее четко видны на графиках потока и давления.

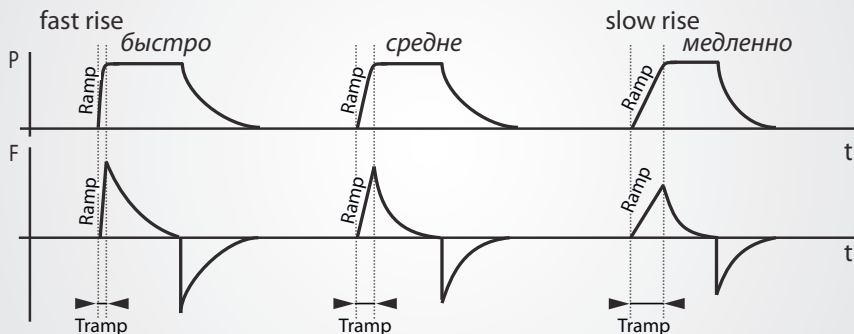
• Подробно:



На современных аппаратах ИВЛ, при настройке режима можно менять скорость нарастания потока. Это значит, что врач при настройке режима ИВЛ может задавать временной интервал за который поток от нулевого доходит до максимального. Целевая величина максимального потока определяются настройками режима ИВЛ. То, каким будет максимальный поток во

время вдоха «решает» управляющая программа аппарата ИВЛ. Для каждого режима есть свои особенности. Для режимов управляемых по-объёму динамика потока программируется до начала вдоха и зависит от целевого дыхательного объёма, длительности вдоха и заданной формы кривой потока. Для режимов управляемых по-давлению динамика потока меняется аппаратом ИВЛ в зависимости от целевого давления, свойств респираторной системы пациента и того насколько активно пациент участвует в процессе ИВЛ. Для того, чтобы определить сколь быстро поток достигает максимального значения настраивают скорость нарастания потока. Термин «fast rise» соответствует быстрому достижению максимального потока. Термин «slow rise» соответствует медленному достижению максимального потока.

разная скорость нарастания потока в PCV

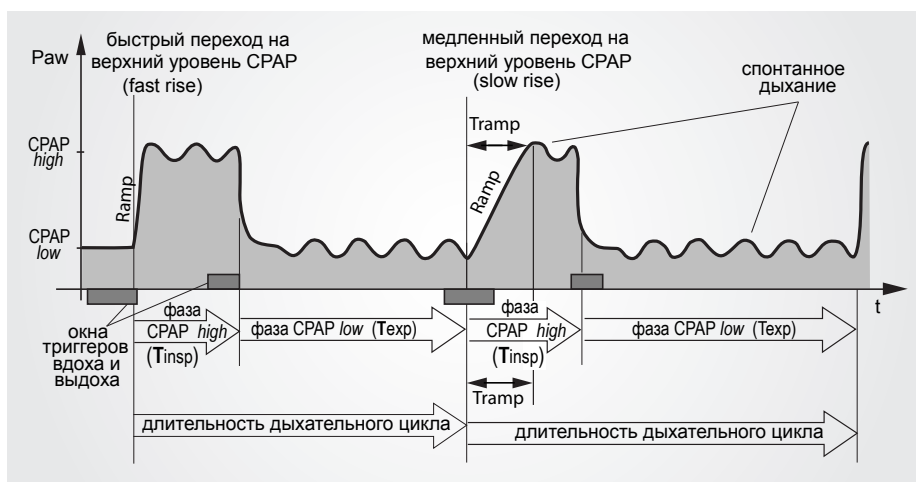


Перевод английского слова *ramp* – наклонная плоскость соединяющая две горизонтальные поверхности. При рассмотрении графиков давления и потока этот термин используют для названия наклонного отрезка. На представленном графике давления *Ramp* – это отрезок кривой, описывающей изменение давления или потока при переходе с нижнего уровня давления на верхний. Термин «*time ramp*» обозначает длительность временного интервала за который поток от нулевого уровня достигает максимального. На панели управления аппаратов ИВЛ «*time ramp*» часто обозначается как «*Tramp*». На аппаратах Гамильтон-Медикал вместо «*Tramp*» используется «*Pramp*» – это сокращение «*Pressure ramp*».

Flow acceleration factor (ускорение потока). Такой термин использован на аппаратах ИВЛ «*Puritan Bennet*» 740, 760 и 840. Используя настройку этого параметра можно менять скорость нарастания потока или, иначе говоря, задавать временной интервал за который поток от нулевого доходит до максимального. Настройка скорости нарастания потока есть во всех режимах управляемых по-давлению (PSV, PC-CMV, BiLevel). Слово «*factor*» переводится с английского как «множитель» или «коэффициент». Здесь нужно понять и запомнить, что скорость перехода с уровня РЕЕР на уровень давления поддержки задаётся с помощью коэффициента или множителя (*factor*), выраженного в процентах. То есть если скорость умножаем на 100% получается максимальная скорость перехода и, соответственно самый короткий временной интервал перехода. Чем меньше *factor*, тем меньше скорость перехода и, соответственно, больше временной интервал перехода. По-английски называется *Rise Time Factor* или *Flow acceleration factor* (ускорение потока). Главное запомнить, чем больше этот коэффициент, (чем ближе к 100%) тем круче подъём кривой давления. Выбор от 1% до 100%. При настройке режима аппарат предлагает выбрать 50%. В инструкции к «РВ-840» на русском языке этот коэффициент назван так: «процент времени роста». Тоже красиво.

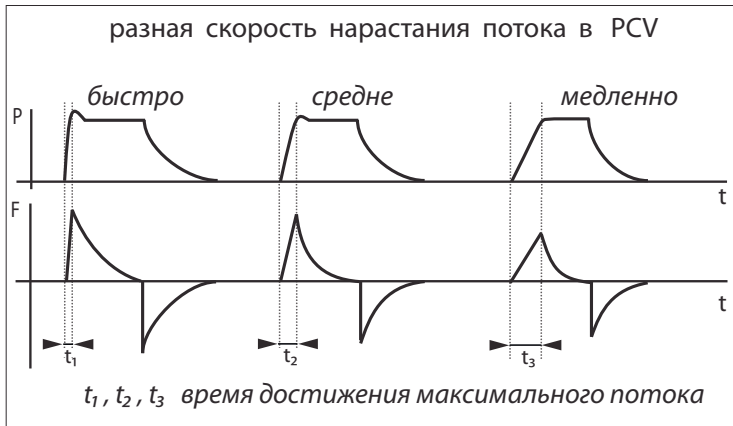
Изменение скорости перехода с уровня CPAP low на уровень CPAP high в двухуровневых режимах на примере режима «BIPAP» Дрегер

Перевод английского слова ramp – наклонная плоскость, соединяющая две горизонтальные поверхности. При рассмотрении графиков давления, потока или объёма этот термин используют для названия наклонного отрезка. На представленном ниже графике давления Ramp – это отрезок кривой, описывающей изменение давления при переходе с нижнего уровня на верхний.



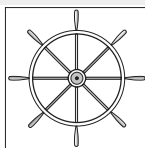
Скорость перехода с уровня CPAP low на уровень CPAP high определяется временем Tramp (ramp time), другое название этого временного интервала - Rise time. Чем больше Tramp, тем более плавно аппарат ИВЛ переходит с уровня CPAP low на уровень CPAP high. Длительность Tramp не может превышать T_{insp} (длительность фазы CPAP high).

Для чего это нужно?



Для каждого состояния респираторной системы пациента существует оптимальная динамика потока. Если поток недостаточный, пациент испытывает нехватку воздуха по-английски, «air hunger». Если поток избыточный и превышает пропускную способность дыхательных путей, на графике давления мы наблюдаем пик выше установленного давления вдоха. Подбирая оптимальную скорость нарастания потока и меняя интервал времени достижения максимального потока (time ramp), мы улучшаем параметры вентиляции и повышаем комфорт пациента.

II - 8 Способы управления вдохом



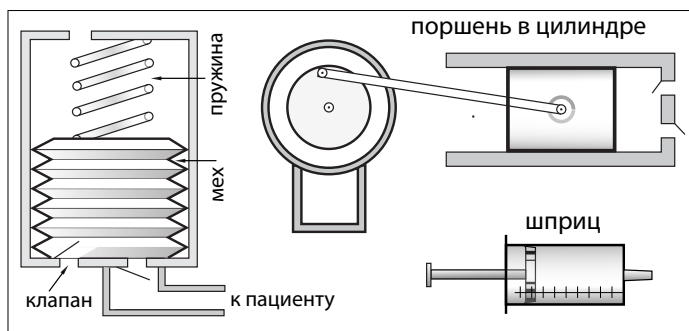
Кратко: Способов управления вдохом (control) три. По-Объему (Volume control или VC), по-давлению (Pressure control или PC) и двойное управление (Dual control или DC). Термин «способ управления» указывает параметр, который устанавливается врачом при настройке

данного режима ИВЛ. При управлении по-объему устанавливается дыхательный объем, который доставляется пациенту за один вдох. При управлении по-давлению устанавливается давление, которое поддерживает аппарат во время вдоха.

• **Подробно:** Слово «control» переводится как – управление.

1) По-объему (Volume control или VC)

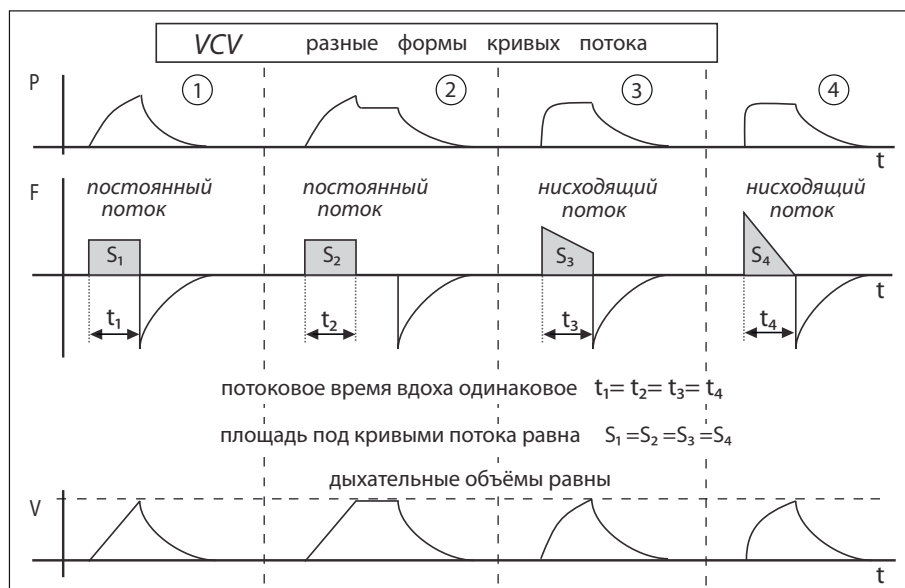
При настройке режимов управляемых по-объему врач устанавливает дыхательный объем (V_T). Это просто и понятно. Во второй половине прошлого века в аппаратах ИВЛ для подачи дыхательного объёма пациенту использовался поршень в цилиндре или цилиндрический мех. Похоже на шприц. Удобно мерить объём.



В ту эпоху некоторые аппараты ИВЛ имели управление по-потoku. Врачу для того чтобы узнать объём приходилось умножать поток на время вдоха. Использование постоянного потока несколько облегчало жизнь, но то что поток в л/мин, а время вдоха в секундах усложняло задачу. Для удобства и простоты термина «управление по-потoku» на панели управления аппарата сегодня нет. Поскольку управление по-потoku предполагает использование времени вдоха в конечном счете врач всё равно работает с дыхательным объёмом.

Произведение потока на время – это объём

Аппарат ИВЛ во время вдоха вдует в пациента дыхательный объём. То есть создаёт поток воздуха в лёгкие пациента. Объём – это произведение потока на время. Объём – это площадь под кривой потока.



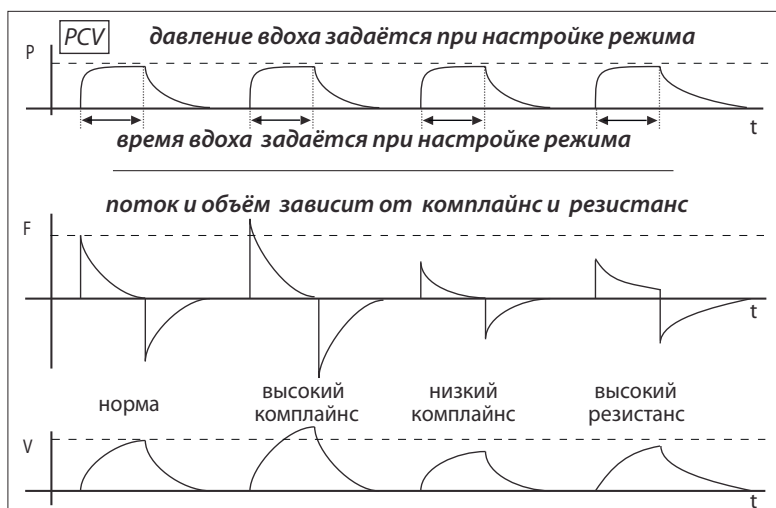
В первом примере постоянный поток и переключение на выдох по объёму, во втором примере постоянный поток и переключение на выдох по времени, в третьем примере нисходящий поток (трапеция) и переключение на выдох по объёму, в четвертом примере нисходящий поток (треугольник) и переключение на выдох по объёму. Во всех примерах дыхательный объём одинаковый. Площади фигур под кривыми потока равны. Основания фигур образуемых кривой потока равны, так как во всех примерах одинаковое потокное время вдоха. Сегодня современные аппараты ИВЛ получив вводные: дыхательный объём, время вдоха и форму кривой потока сами рассчитывают динамику потока. Для этого используется бортовой компьютер аппарата, турбины-воз-

духодувки или другие сложные системы управления потоком. Современные аппараты ИВЛ могут создавать поток до 200л/мин.

В режимах по-объёму всегда используется триггер по-времени. Возможно использование двух триггеров. Если одновременно активированы два триггера, работает принцип «come first – served first» это значит, что тот триггер, который сработал первым, включит вдох. Наиболее частое сочетание – это триггер, работающий по-времени (time-trigger) плюс любой триггер, улавливающий дыхательную попытку пациента (patient-trigger). Переключение с вдоха на выдох (cycle) при управлении вдохом по-объёму возможно двумя способами: по-объёму (volume-cycling) и по-времени (time-cycling). Все варианты вдохов управляемых по-объёму являются принудительными.

2) По-давлению (Pressure control или PC)

При настройке режимов управляемых по-давлению врач устанавливает давление, которое поддерживает аппарат во время вдоха. Управление вдохом по-давлению возможно для принудительных и для спонтанных вдохов.



Для **принудительных** вдохов по-давлению используется триггер по-времени. Возможно использование двух триггеров. Наиболее частое сочетание – это триггер, работающий по-времени (time-trigger) плюс любой триггер, улавливающий дыхательную попытку паци-

ента (patient-trigger). Переключение с вдоха на выдох (cycle) при управлении вдохом по-давлению для принудительных вдохов только по-времени (time-cycling).

Для **спонтанных** вдохов управляемых по-давлению может быть использован любой триггер, улавливающий дыхательную попытку пациента (patient-trigger). Переключение с вдоха на выдох (cycle) для спонтанных вдохов при управлении по-давлению возможно двумя способами: по-давлению (pressure-cycling) и по-потоку (flow-cycling). Давление вдоха, создаваемое аппаратом ИВЛ считается от уровня РЕЕР.

3) Двойное управление (Dual control или DC)

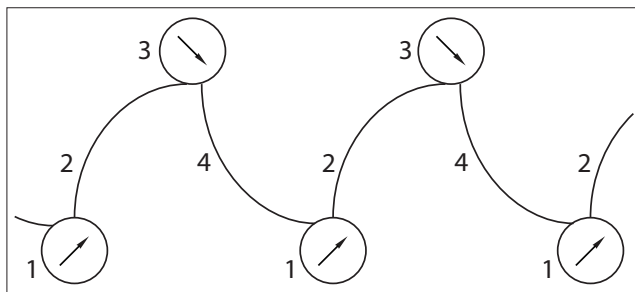
Это интеллектуальный режим ИВЛ. Врач устанавливает целевой дыхательный объем. Аппарат ИВЛ управляет вдохом по-давлению и оценивает доставленный пациенту дыхательный объем. Если доставленный объем оказался меньше целевого аппарат повышает давление вдоха. Если доставленный объем оказался больше целевого аппарат снижает давление вдоха.

Слово «control» переводится как – управление

II - 9 Фазы дыхательного цикла

Кратко: Специалисты по ИВЛ выделяют четыре фазы дыхательного цикла.

1. Включение вдоха или триггирование (trigger)
2. Вдох
3. Переключение с вдоха на выдох (cycle)
4. Выдох.



• **Подробно:** Дыхательный цикл считается от начала одного вдоха до начала следующего. При ИВЛ цикл делят на четыре фазы по предложению Mushin M, et al.(1980г)*.

В *физиологии* при описании спонтанного дыхания обычно обсуждают только особенности вдоха и выдоха. Для описания особенностей механики дыхания этого вполне достаточно. Описание того как пациент начинает и заканчивает вдох рассматриваются при обсуждении работы дыхательного центра.

При *обсуждении режимов* ИВЛ и синхронизации аппарата с дыханием пациента без первой и третьей фаз не обойтись. Первая и третья фазы – это включение вдоха или триггирование (trigger) и переключение с вдоха на выдох (cycle). Эти фазы очень краткие (несколько миллисекунд).

*Mushin M, et al. Automatic Ventilation of the Lungs. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1980; 162-166



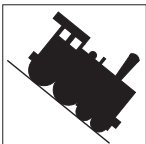
Первая фаза – это триггирование (trigger). Обсуждая эту фазу, мы выбираем тип триггера (по-давлению, по-потоку, по-времени и др.) и чувствительность триггера. Триггер носит имя того параметра на который откликается, например: триггер по-давлению (pressure-trigger).



Вторая фаза – это вдох. Мы рассматриваем давление на вдохе, объем вдоха, поток на вдохе, а так же ограничения, устанавливаемые для этих параметров. Вдох считается с того момента как поток начал поступать в легкие пациента, а заканчивается, когда открывается клапан выдоха. Инспираторная пауза является частью вдоха.



Третья фаза – это переключение с вдоха на выдох (cycle). Мы определяем, какой способ переключения с вдоха на выдох используется в данном режиме. Программа, прекращающая вдох и открывающая клапан выдоха откликается на изменение одного из четырех параметров. Это или время, или объем, или давление, или поток. Переключение с вдоха на выдох (cycle) носит имя того параметра на который откликается, например: переключение по-объему (volume-cycling).



Четвертая фаза – это выдох. Выдох считается от конца вдоха (когда открылся клапан выдоха) до начала следующего вдоха. Выдох происходит пассивно. Давление в дыхательном контуре снижается до уровня PEEP.

II - 10 Фазовые переменные (Phase Variables); Включение вдоха – триггер (Trigger); Переключение на выдох (Cycle)

- **Кратко:** Фазовые переменные – это параметры, которые используются управляющими программами аппарата ИВЛ в качестве сигнала к действию.



Программа включающая вдох – это триггер (Trigger)



Программа переключения с вдоха на выдох (Cycle)

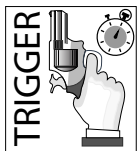
Фазовые переменные – это время, поток, давление или объём, когда эти параметры используются программами «trigger» и «cycle» (включение вдоха и переключение с вдоха на выдох)

- **Подробно:**

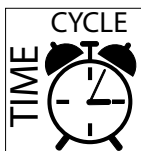
Время как фазовая переменная



В большинстве аппаратов ИВЛ есть таймер (timer) – управляющие часы, как в стиральной машине или в микроволновой печи.



Триггер по-времени (time-trigger). Если мы установили частоту дыханий 12 в минуту, каждые 5 секунд аппарат будет начинать очередной вдох. Это значит, что активен триггер вдоха, срабатывающий по-времени.



Переключение на выдох по-времени (time-cycling). Если мы установили длительность вдоха 1 секунду, то через секунду после начала вдоха произойдет переключение с вдоха на выдох. Это значит, что происходит переключение с вдоха на выдох по-времени.

Давление как фазовая переменная

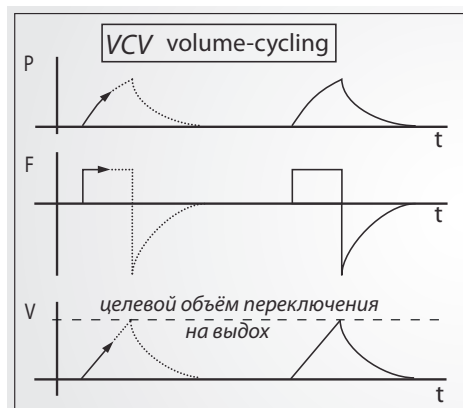


Триггер по-давлению (pressure-trigger). Падение давления в дыхательном контуре может использоваться как сигнал для включения аппаратного вдоха в ответ на дыхательную попытку пациента. Для этого активируется триггер по-давлению и устанавливается чувствительность триггера (например 5мбар). Пациент начинает вдох, и давление в дыхательном контуре снижается. Как только давление снизится на установленную величину (5мбар), аппарат включит вдох.



Переключение на выдох по-давлению (pressure-cycling). Достижение предписанного давления может использоваться как сигнал переключения с вдоха на выдох.

Объём как фазовая переменная



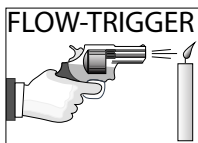
Переключение на выдох по-объёму (volume-cycling).

Объём используется как сигнал переключения с вдоха на выдох.

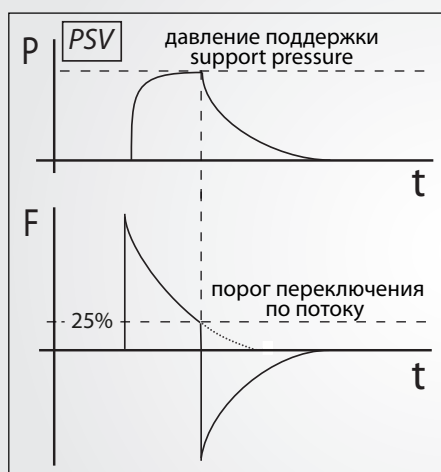
Когда пациенту доставлен предписанный дыхательный объём, аппарат останавливает поток и открывает клапан выдоха.

Триггер, работающий по-объёму (volume-trigger). Некоторые педиатрические и неонатальные аппараты ИВЛ имеют volume-trigger. Это оправдано тем, что у детей до года нередко наблюдаются движения типа «вздрагивания». При этом возможно срабатывание триггеров «по-давлению» или «по-потoku». Но это ложное триггирование. Использование триггера, работающего по-объёму, позволяет решить эту проблему.

Поток как фазовая переменная



Триггер по-потoku (flow-trigger). Изменение потока может использоваться как сигнал для включения аппаратного вдоха в ответ на дыхательную попытку пациента. Когда пациент начинает вдох, аппарат регистрирует поток, направленный в легкие пациента. Когда величина потока, создаваемая вдохом пациента достигает целевого значения, включается аппаратный вдох.



Переключение на выдох по-потoku (flow-cycling).

Снижение потока на вдохе может использоваться как сигнал для переключения с вдоха на выдох.

Этот способ переключения с вдоха на выдох используется в режиме Pressure Support Ventilation (PSV). В этом режиме врач устанавливает давление поддержки.

Для того, чтобы выполнить задачу аппарат создаёт поток.

Вдох в этом режиме начинается с максимального потока, и по мере заполнения респираторной системы пациента поток снижается. Величина потока задается не в литрах в минуту, а в процентах от максимального значения. Как только поток снизился до целевого значения, аппарат остановит вдох и откроет клапан выдоха.

II - 11 Триггер (trigger) с чего начинается вдох



• **Кратко:** Первая фаза дыхательного цикла – это триггирование (trigger, triggering). Программа, включающая вдох – это триггер (Trigger). Сигналом для включения вдоха может быть или время, или любой из параметров мониторинга пациента указывающий, что пациент начинает вдох. Если триггер работает по-времени – это принудительное начало вдоха (machine trigger). Если для включения вдоха используется любой из параметров пациента указывающий, что пациент начинает вдох – это вдох инициированный (триггированный) пациентом (patient trigger).

• Подробно:



1) Machine trigger Триггер срабатывающий по-времени имеет два равноценных названия «time-trigger» и «machine trigger». При настройке принудительных вдохов в режимах CMV и IMV создается временная разбивка и строгое расписание, когда аппарат ИВЛ

должен начинать очередной вдох. Термин «machine trigger» используется потому, что в данном случае активность пациента, или отсутствие дыхательной активности никак не влияют на то, когда аппарат ИВЛ выполнит вдох. Триггирование вдоха по-времени используется у релаксированных пациентов во время операции и наркоза, при глубокой седации или, когда дыхательная активность отсутствует из-за тяжести состояния пациента.



2) Patient trigger Триггер срабатывающий в ответ на инспираторную попытку пациента называется «patient-trigger». Начало вдоха аппарат ИВЛ должен почувствовать. Аппарат ИВЛ улавливает вдох пациента с помощью датчиков-сенсоров. Самый древний

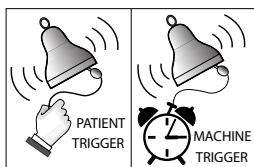
patient-trigger – это триггер, срабатывающий по-давлению по-английски pressure-trigger. Когда пациент начинает вдох, он начинает втягивать в себя воздух из дыхательного контура. Давление в дыхательном контуре падает, это падение давления регистрирует датчик. Наиболее чувствительный из широко распространенных, – это три-

ггер, срабатывающий по-поток, по-английски flow-trigger. Когда пациент начинает втягивать в себя воздух, датчик потока регистрирует поток, направленный из контура к пациенту. В любом случае, если аппарат ИВЛ чувствует вдох пациента, включается вдох.

Настройка чувствительности триггера. Выполняется индивидуально. Триггер должен точно улавливать начало вдоха пациента.

Если чувствительность триггера избыточна аппарат будет начинать вдох в ответ на колебания воздуха в контуре не связанные с вдохом пациента, например икание или движение пациента. Это ложное триггирование. Термин «автотриггирование» используют когда ложное триггирование приобретает ритмическую повторяемость и связано с работой аппарата ИВЛ или ошибочными настройками режима вентиляции и неоправданно высокой чувствительностью триггера. Автотриггирование – это вариант ложного триггирования.

Если чувствительность триггера недостаточна аппарат не будет улавливать часть вдохов пациента. Аппарат ИВЛ будет пропускать эти вдохи. Если работает триггер по-давлению, то чувствительность триггера устанавливается в см H₂O или миллибарах (мбар). 1миллибар=0,9806379 см водного столба. Для практики – это одно и то же. Если работает триггер по-поток, то чувствительность триггера устанавливается в литрах в минуту (л/мин).



3) Два триггера могут быть активированы одновременно. Эта опция используется, когда мы ожидаем, что аппарат ИВЛ подхватит вдох пациента в ответ на срабатывание чувствительного триггера, но если этого не произойдет, сработает более простой триггер. Здесь работает принцип:

«Come first – served first». Это значит, что аппарат ИВЛ начнет вдох в ответ на срабатывание любого из активированных триггеров. (Как в ресторане, – первым обслуживают того, кто первым сделал заказ.)

В режимах принудительной вентиляции (CMV) на современных аппаратах ИВЛ, обычно, по умолчанию, работают два триггера
1) триггер работающий по-времени (time-trigger, он же machine

trigger) и 2) любой из триггеров откликающийся на вдох пациента. Для time-trigger создается временная разбивка и если пациент не инициирует вдох, аппарат ИВЛ делает вдох по расписанию. Перед «вдохом-по-расписанию» выделяется «временное окно», когда может сработать patient-trigger. Если в течение этого временного окна пациент инициирует вдох, time-trigger пропускает свой ход. Те принудительные вдохи, которые инициируются пациентом в этих режимах (CMV) называются «assisted» или «вспомогательные». Этот вариант CMV часто называют Assist-Control (Assisted-Control Mechanical Ventilation).

В режимах IMV принудительные вдохи (mandatory) выполняются строго по расписанию и включаются с помощью time-trigger. Спонтанные вдохи (spontaneous) происходят в интервалах между принудительными и включаются с помощью patient-trigger.

В режимах SIMV для принудительных вдохов используются два триггера time-trigger и patient-trigger. Если в этих режимах принудительный вдох состоялся по-времени он называется «mandatory» а если инициирован с помощью patient-trigger он называется «synchronized» или синхронизированный. Для принудительных вдохов в SIMV всё также как в Assist-Control. Спонтанные вдохи (spontaneous) происходят в интервалах между принудительными и включаются с помощью patient-trigger. В режимах SIMV сложнее временная разбивка. Интервалы (временные окна) выделенные для принудительных-синхронизированных и для спонтанных вдохов чередуются. Если patient-trigger ловит вдох пациента в «принудительном» окне, аппарат ИВЛ включает принудительный-синхронизированный вдох. Если patient-trigger ловит вдох пациента в «спонтанном» окне, аппарат ИВЛ включает поддержку спонтанного вдоха.

Два триггера в режимах спонтанной вентиляции. Постоянно активированы два patient-trigger. Тот триггер который уловил вдох пациента включает аппаратную поддержку спонтанного вдоха.

4) Другие триггеры. Любая мониторинговая система распознающая вдох пациента, с технической точки зрения, может быть использована для триггирования аппаратного вдоха. Сигнал с внутривенно-

водного датчика давления. Сигнал получаемый за счёт изменения импеданса (электрического сопротивления) грудной клетки при начале вдоха, пьезоэлектрический датчик способный почувствовать движение дыхательной мускулатуры и т.д.

Volume trigger – Триггер срабатывает на прохождение заданного объёма в дыхательные пути пациента. (Используется на аппарате Dräger Babylog, сенсор датчика располагается максимально близко к дыхательным путям пациента. По мнению конструкторов аппарата, такой способ позволяет добиться наиболее чёткой работы Триггера).

NAVA. Фирма «MAQUET» на аппарате ИВЛ Servo-I выпускает триггерную систему, которая улавливает нервный импульс, проходящий по диафрагмальному нерву к диафрагме. Датчик-электрод заключён в стенке желудочного зонда и соединён тонким проводом с блоком управления аппарата ИВЛ. Таким образом, аппарат ИВЛ начинает вдох в ответ на сигнал, исходящий непосредственно из дыхательного центра. Такой способ позволяет добиться максимальной синхронизации аппарата ИВЛ с пациентом, поскольку все остальные триггеры срабатывают в ответ на сокращение дыхательной мускулатуры. Данная система называется NAVA (Neurally Adjusted Ventilatory Assist). К сожалению это дополнительная опция, которая повышает стоимость аппарата.

II - 12 Лимит (limit) ещё одна фазовая переменная

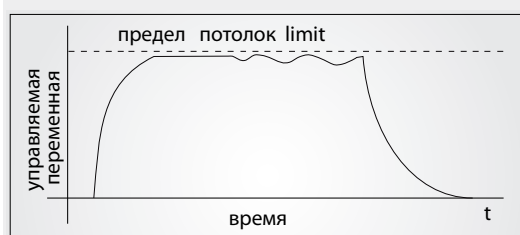


• **Кратко:** Лимит (limit) переводится «предел». Опция «лимит» устанавливает максимальную величину параметра во время вдоха. Limit variable – параметр с устанавливаемой максимальной величиной во время вдоха. Этими параметрами могут быть давление, поток и объём. После достижения предельного установленного значения вдох продолжается.

• **Подробно:** Самое главное помнить, что опция лимит не останавливает вдох.

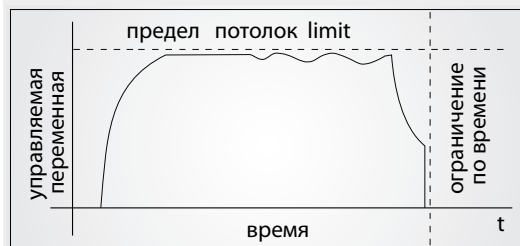


Похоже на ограничение скорости. Когда водитель видит такой знак, он не прекращает движения, но понимает, что двигаться быстрее 60 км в час запрещено.



Предел (limit) похож на потолок в коридоре: можно бегать и прыгать как хочешь, но не выше потолка. Это значит, например, что если установлен pressure limit, вдох будет продолжаться установленное время, но давление вдоха не превысит установленную величину.

Время не входит в группу параметров для которых может быть установлен предел.



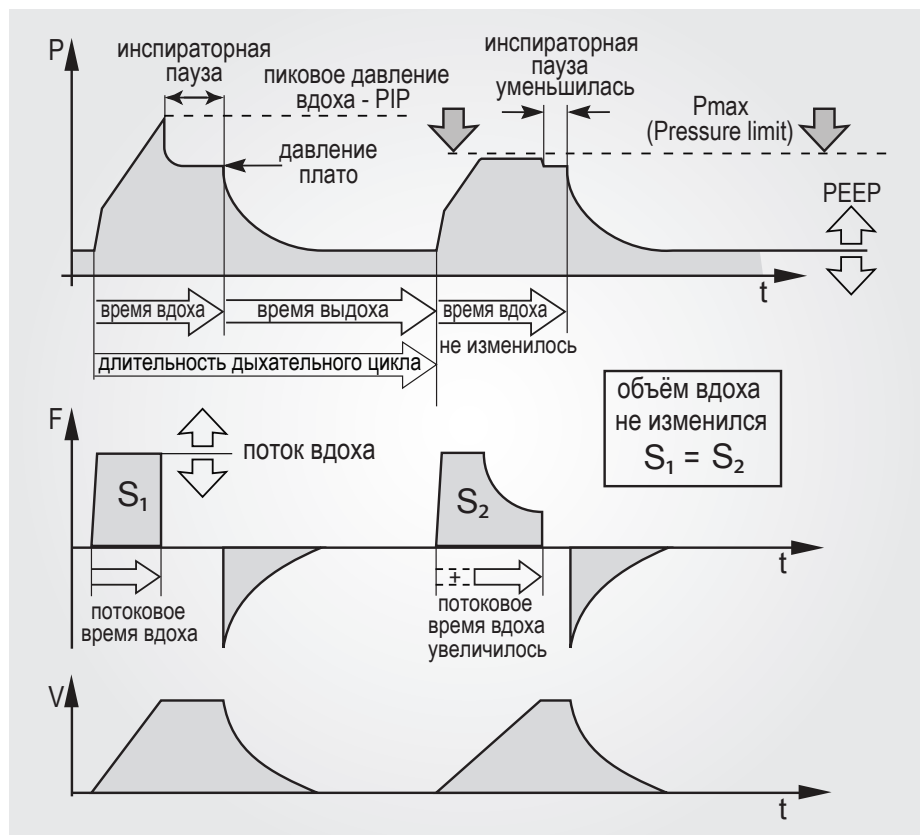
Время движется по оси «X». Если ввести ограничение по времени это приведёт к тому, что вдох остановится. Остановка вдоха и переключение с вдоха на выдох – это третья фаза дыхательного цикла, которая называется «cycle».

1. Pressure limit Ограничение вдоха по-давлению (pressure limit) – это часто встречающийся термин. Опция «ограничение вдоха по-давлению» может быть обозначена как «pressure limited ventilation (PLV)». Название не меняет сути. Прежде всего, любой режим ИВЛ управляемый по-давлению является режимом с ограничением по-давлению. Это естественно, и само собой разумеется. Если аппарату ИВЛ предписано выполнять вдох, поддерживая определенное давление, аппарат не выйдет за границы предписанного. Поэтому PCV и PSV – это всегда PLV. Если Вы где-то встретите «Pressure Control Pressure Limited Ventilation» не волнуйтесь, это банальность, и по-другому не бывает.

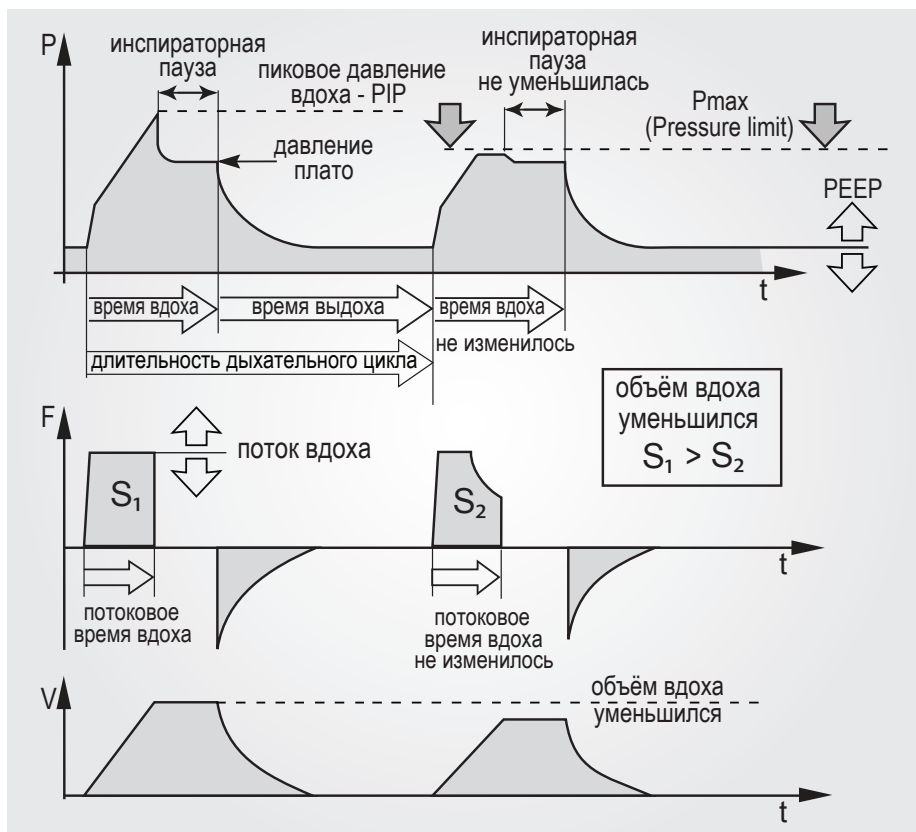
Pressure limit в режимах с двойным управлением (Dual Control). К этим режимам относят PRVC, VG, APV, ASV, VS. Общий смысл, в том, что интеллектуальная программа аппарата ИВЛ проводит пациенту ИВЛ управляемую по-давлению, при этом цель аппарата ИВЛ, доставлять пациенту определенный дыхательный объем. Если у пациента будет снижаться комплайнс, но аппарат ИВЛ, стремясь во что бы то ни стало доставить целевой дыхательный объем дойдет до уровня pressure limit данная опция не позволит дальше поднимать давление в дыхательных путях. При этом умный аппарат ИВЛ начнет выдавать сообщение, о том, что ему не удастся доставить целевой дыхательный и минутный объем. Например: «Tidal volume is not delivered» – не удастся доставить целевой дыхательный объем. Но чаще аппарат ИВЛ лаконичен: «Low tidal volume» – низкий дыхательный объем или «Low minute volume» – низкий минутный объем.

Pressure limit в режимах управляемых по-объему. Этот вариант CMV относится к группе режимов Dual Control Within a Breath. Представлен на аппаратах ИВЛ фирм Dräger и General Electric. Напомним, способ управления вдохом Volume control обеспечивает доставку предписанного дыхательного объема. Для аппарата ИВЛ дыхательный объем – это цель (target). Давление в дыхательных путях зависит от сопротивления потоку (resistance) и податливости (compliance), а объем – это произведение потока на время. Аппарату ИВЛ поставлена задача: доставить дыхательный объем, не превышая Pressure limit. Единственное решение – уменьшить поток и увеличить потоковое

время вдоха. В результате, сокращается инспираторная пауза, но время вдоха не меняется. Дыхательный объём не меняется, на схеме это площадь под кривой потока, $S_1=S_2$.



Есть несколько худший вариант этой опции, когда поток «срезается» но поток время вдоха не увеличивается, при этом уменьшается дыхательный объём, а длительность вдоха не меняется на аппаратах GE.



2. Volume limit Этот термин экзотический и мало кто его встретит. Термин используется для описания режимов управляемых по-объему, с переключением с вдоха на выдох по-времени. Это значит, что дыхательный объем доставлен, поток остановился, но время вдоха продолжается до тех пор, пока не откроется клапан выдоха. На графике объема мы видим, как объем достигает целевого значения и выходит на плато. Это плато держится до конца вдоха. Плато на кривой объема по времени совпадает, с инспираторной паузой, с плато на кривой давления и полной остановкой потока.

3. Flow limit Этот термин почти нигде не встречается и обычно относится к ИВЛ управляемой по-объему с постоянным потоком.

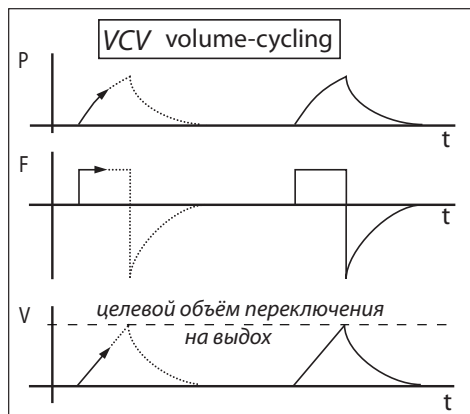
II - 13 Переключение с вдоха на выдох «Cycle»*



• **Кратко:** Программа, выполняющая переключение с вдоха на выдох по-английски – Cycle*. Если бы не было переключения с вдоха на выдох (Cycle) вдох продолжался бы до тех пор, пока не выключат аппарат ИВЛ. Возможны два варианта переключения 1) управляющей программой аппарата ИВЛ (machine cycling) 2) инициированное пациентом (patient cycling). Machine cycling – это по-времени и по-объему. Patient cycling – это по-давлению и по-потоку.

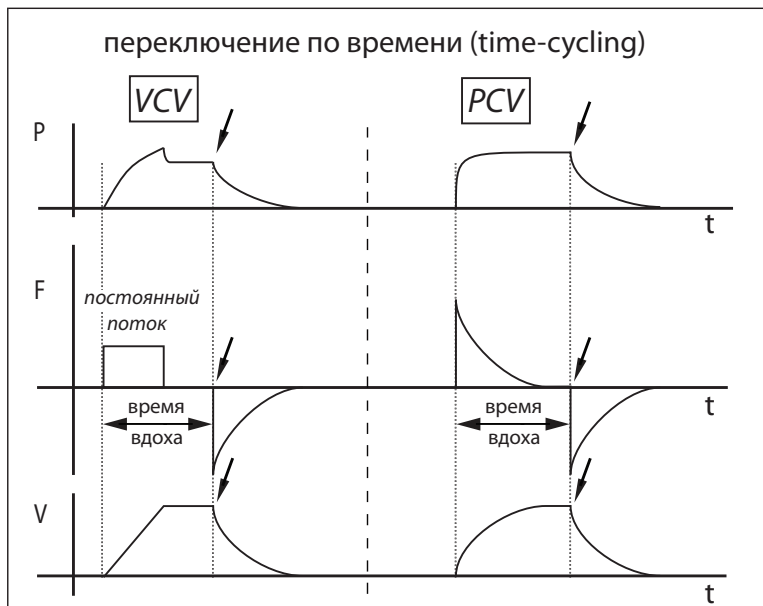
*To **cycle** means to end inspiration. A cycle variable always ends inspiration. Глагол cycle значит прекратить вдох. Cycle variable – следует понимать, как параметр, прекращающий вдох. [Robert L.Chatburn «Fundamentals of Mechanical Ventilation» p.31]

• **Подробно: 1. Machine cycling** Аппаратное переключение с вдоха на выдох. Возможны два варианта. По-объёму и по-времени.



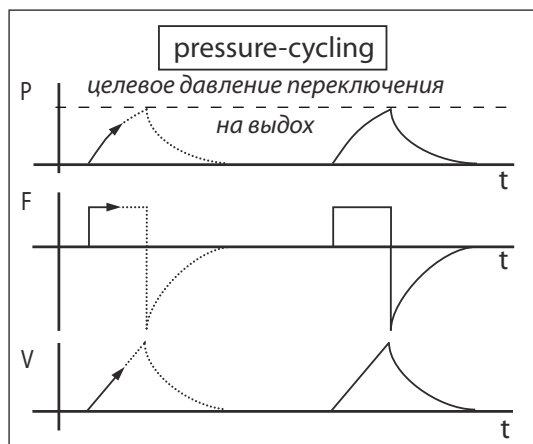
По-объёму – как только аппарат ИВЛ доставил дыхательный объём, начинается выдох.

По-времени переключение на основе временной разбивки – истекло время вдоха и начинается выдох. Термин «machine cycling» используется потому, что и при переключении по-объёму и при переключении по-времени активность пациента, или отсутствие дыхательной активности никак не влияют на то, когда аппарат ИВЛ выполнит переключение с вдоха на выдох.

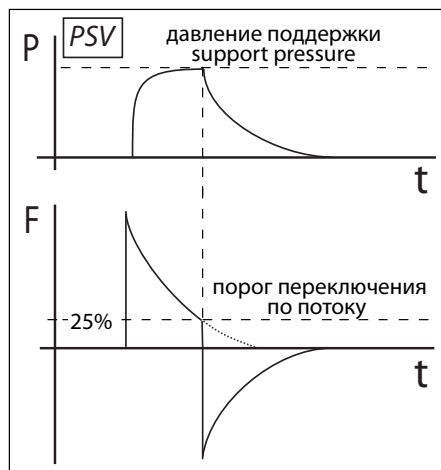


2. Patient cycling Пациент инициирует переключение с вдоха на выдох. Patient cycling – может быть или по-давлению, или по-потoku.

Если используется переключение с вдоха на выдох по-давлению, то, как только давление в дыхательных путях достигнет порогового значения, аппарат ИВЛ прекратит вдох и начнет выдох. Как только пациент начинает выдыхать или оказывать сопротивление аппа-

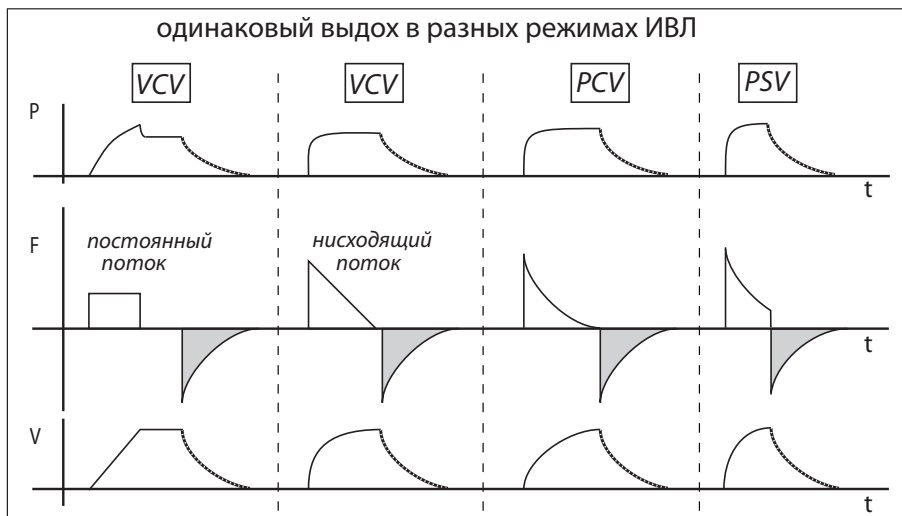


ратному входу давление в дыхательном контуре повышается. Повышение давления в контуре до порогового значения – это приказ остановить вдох и открыть клапан выдоха. Этот способ сегодня встречается на самых простых аппаратах ИВЛ и отличается большой нестабильностью.



При переключении с вдоха на выдох по-поток аппараты ИВЛ прекращают вдох, когда поток снижается по отношению к максимальному до целевого значения. Порог переключения по-поток устанавливается в процентах от максимального. Обычно порог переключения на выдох по умолчанию 25%, но на всех современных аппаратах ИВЛ предусмотрена регулировка переключения по-поток. Очевидно, что при переключении по-поток аппарат ИВЛ реагирует на выдох пациента.

II - 14 Выдох одинаков для всех режимов ИВЛ



Выдох начинается, когда управляющая программа останавливает поток направленный в дыхательные пути пациента и открывает клапан выдоха. Выдох происходит пассивно. При выдохе давление снижается до уровня baseline pressure или РЕЕР (это синонимы). Если времени недостаточно для полноценного выдоха, после каждого вдоха часть воздуха остается в легких пациента и формируется дополнительное давление в дыхательных путях, – это АутоПДКВ (AutoРЕЕР Intrinsic РЕЕР). Для полного выдоха необходимо время более трех τ_{au} (постоянная времени τ).

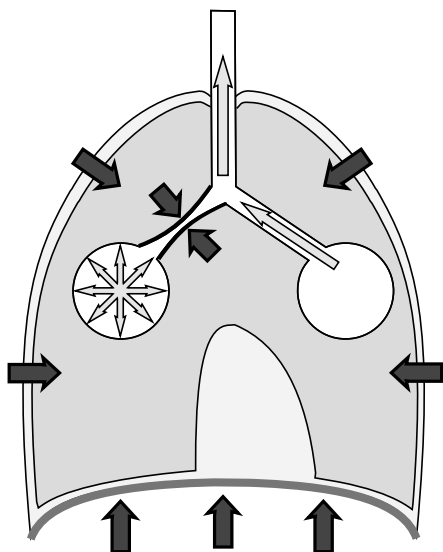
II - 15 ПДКВ, РЕЕР, baseline pressure и CPAP



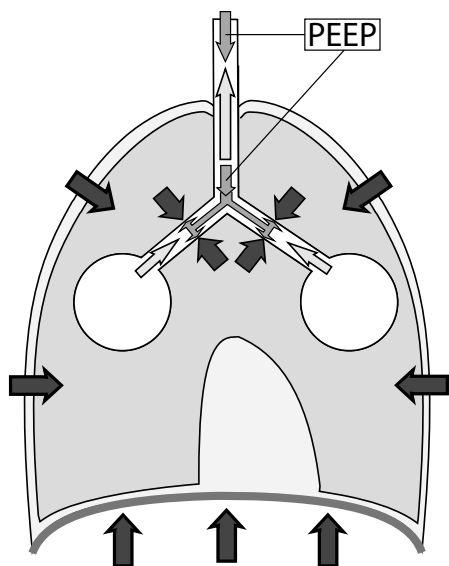
• **Кратко:** ПДКВ – это положительное давление конца выдоха. Английский термин РЕЕР – positive end expiratory pressure. Это давление в дыхательном контуре после того как поток на выдохе остановился. За ноль в ИВЛ принимается атмосферное давление. Если при выдохе давление в дыхательном контуре снижается до уровня атмосферного говорят: «ПДКВ (РЕЕР) отсутствует». ZEER zero end expiratory pressure нулевое давление конца выдоха. Термин baseline pressure по смыслу соответствует РЕЕР – это тот уровень давления в дыхательных путях, с которого начинается вдох и заканчивается выдох. CPAP constant positive airway pressure (постоянное положительное давление в дыхательных путях). С конструктивной точки зрения РЕЕР, CPAP и baseline pressure, для аппарата ИВЛ одно и то же.

• **Подробно:** Что такое РЕЕР (positive end expiratory pressure), и для чего оно нужно?

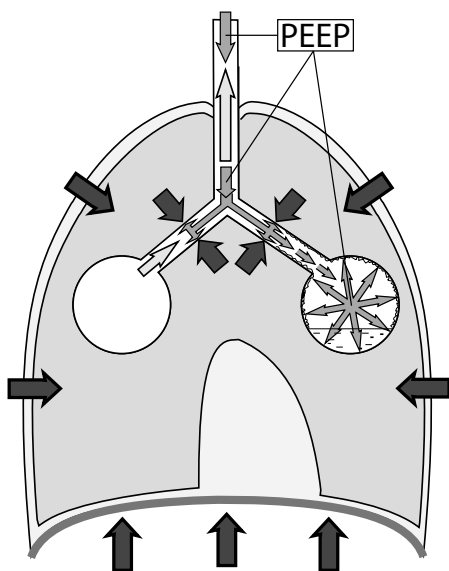
РЕЕР (ПДКВ – положительное давление конца выдоха) было придумано для борьбы с ЭЗДП (экспираторное закрытие дыхательных путей) по-английски Air trapping (дословно – воздушная ловушка).



У пациентов с ХОБЛ (хроническая обструктивная болезнь легких), или COPD – chronic obstructive pulmonary disease, просвет бронхов уменьшается за счет отека слизистой оболочки. При выдохе мышечное усилие дыхательной мускулатуры через ткань легких передается на внешнюю стенку бронха, ещё больше уменьшая его просвет. Часть бронхиол, не имеющих каркаса из хрящевых полуколец, пережимается полностью. Воздух не выдыхается, а запирается в легких, как ловушке (происходит Air trapping). Последствия – нарушения газообмена и перерастяжение (hyperinflation) альвеол.



Было замечено, что индийские йоги и другие специалисты по дыхательной гимнастике при лечении пациентов с бронхиальной астмой широко практикуют медленный выдох с сопротивлением (например с вокализацией, когда на выдохе пациент поёт «и-и-и-и» или «у-у-у-у», или выдыхает через трубку, опущенную в воду). Таким образом, внутри бронхиол создается давление, поддерживающее их проходимость. В современных аппаратах ИВЛ РЕЕР создается с помощью регулируемого или даже управляемого клапана выдоха.

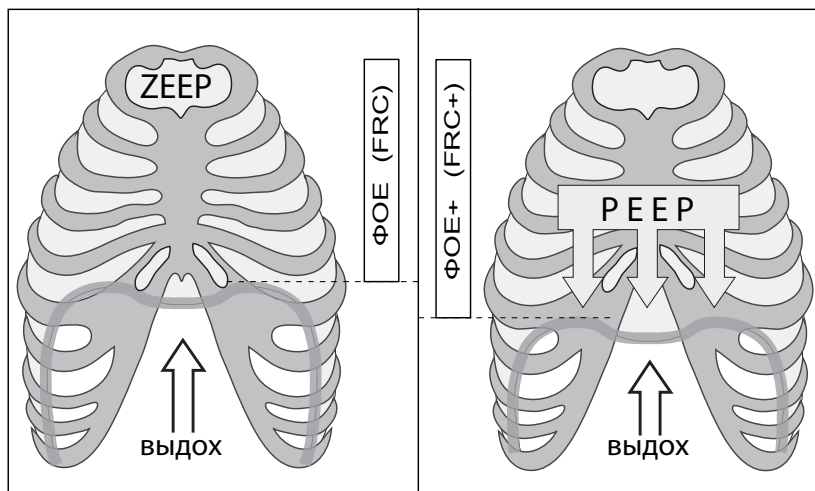


В дальнейшем выяснилось, что у РЕЕР может быть ещё одно применение: Recruitment (мобилизация спавшихся альвеол).

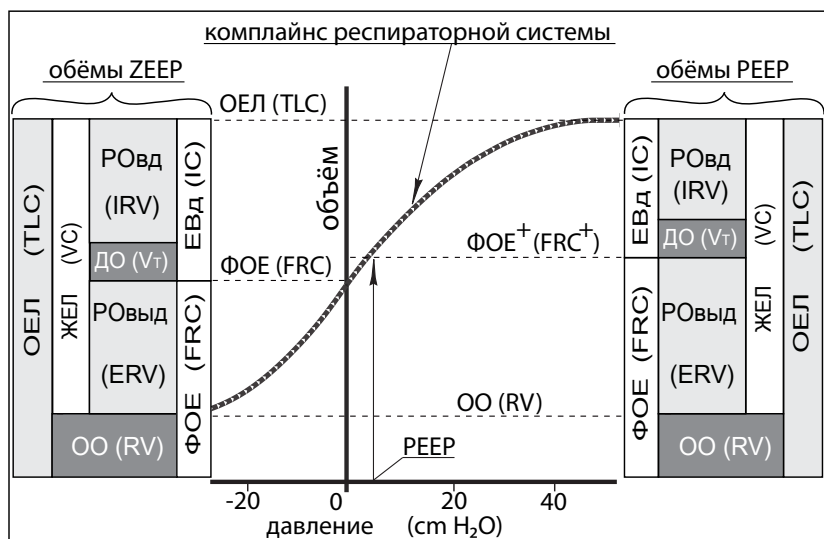
При ОРДС (острый респираторный дистресс-синдром, ARDS – acute respiratory distress syndrome) часть альвеол находится в «слипшемся» состоянии и не участвует в газообмене. Это слипание происходит из-за нарушения свойств легочного сурфактанта и патологической экссудации в просвет альвеол. Recruitment – это такой маневр управления аппаратом ИВЛ, при котором за счет правильного подбора давления на вдохе, длительности вдоха и повышения РЕЕР добиваются расправления слипшихся альвеол. После завершения Recruitment maneuver (маневр мобилизации альвеол) для поддержания альвеол в расправленном состоянии, ИВЛ продолжается с использованием РЕЕР.

РЕЕР и ФОЕ

Когда используется РЕЕР функциональная остаточная ёмкость легких увеличивается. При ИВЛ вместо термина ФОЕ обычно используют термин «конечный экспираторный объем» EEV End-expiratory volume.



или так



АутоПДКВ (AutoPEEP Intrinsic PEEP) возникает, когда настройки аппарата ИВЛ (частота дыханий, объём и длительность вдоха) не соответствуют возможностям пациента. В этом случае пациент до начала нового вдоха не успевает выдохнуть весь воздух предыдущего вдоха. Соответственно давление в конце выдоха (end expiratory pressure) оказывается значительно более positive, чем хотелось бы. Когда сформировалось представление об АутоПДКВ (Auto PEEP, Intrinsic PEEP или iPEEP), договорились под понятием PEEP понимать то давление, которое создает в конце выдоха аппарат ИВЛ, а для обозначения суммарного ПДКВ введен термин Total PEEP.

Total PEEP=AutoPEEP+PEEP

АутоПДКВ в англоязычной литературе может быть названо:

Inadvertent PEEP	– непреднамеренное ПДКВ,
Intrinsic PEEP	– внутреннее ПДКВ,
Inherent PEEP	– естественное ПДКВ,
Endogenous PEEP	– эндогенное ПДКВ,
Occult PEEP	– скрытое ПДКВ,
Dynamic PEEP	– динамическое ПДКВ.

На современных аппаратах ИВЛ существует специальный тест или программа для определения величины AutoPEEP.

ПДКВ (PEEP) измеряют в сантиметрах водного столба и в миллибарах. В настоящее время существует большое количество приспособлений для респираторной терапии и создания PEEP, не являющихся аппаратами ИВЛ (например: дыхательная маска с пружинным клапаном).

PEEP – это опция, которая встраивается в различные режимы ИВЛ.

CPAP constant positive airway pressure (постоянное положительное давление в дыхательных путях). Constant – это физический или математический термин: «всегда одинаковый». Аппарат ИВЛ, виртуозно работая клапанами вдоха и выдоха, поддерживает в дыхательном контуре постоянное одинаковое давление. Опция CPAP работает в соответствии с сигналами с датчика давления.

Если пациент вдыхает, аппарат ИВЛ добавляет необходимое количество воздуха в дыхательный контур, чтобы поддержать давление на заданном уровне. При выдохе, приоткрывается клапан выдоха, чтобы выпустить из дыхательного контура избыточный воздух. Принцип создания РЕЕР и CPAP с конструктивной точки зрения один и тот же. Часто на панели управления аппарата ИВЛ написано РЕЕР/CPAP. Если единственной задачей аппарата ИВЛ остается поддержание постоянного давления в дыхательном контуре – это CPAP. Если аппарат ИВЛ совершает вдохи повышая давление в дыхательном контуре или доставляя объём пациенту – это РЕЕР или baseline pressure.

II - 16 Этапный эпикриз или почувствуйте разницу между фазовыми и управляемыми переменными

В зависимости от того какими программами используются параметры: время, поток, давление и объём, эти параметры называются управляемыми переменными (программа «Control») или фазовыми переменными (программы «Trigger», «Cycle» и «Limit»). Программа «Limit» не может использовать время. Программа «Baseline» использует только давление.

В зависимости от того какими программами используются параметры: **время, поток, давление и объём**, эти параметры называются управляемыми переменными (программа «Control») или фазовыми переменными (программы «Trigger», «Cycle» и «Limit»). Программа «Limit» не может использовать **время**. Программа «Baseline» использует только **давление**.

Программы или логические схемы «Trigger»



и «Cycle»



используют **время, поток, давление и объём** как сигнал к действию.
ЭТО ПРОГРАММЫ-ПЕРЕКЛЮЧАТЕЛИ.

Программы или логические схемы «Limit»



и «Baseline»



обеспечивают соблюдение заданных границ
ЭТО ПРОГРАММЫ-ПОГРАНИЧНИКИ.

Программа «Control»



управляющая вдохом использует **время, поток, давление или объём** как средство для достижения поставленной цели. ЭТО ПРОГРАММА-ИСПОЛНИТЕЛЬ включается когда сработает «Trigger» и выключается программой «Cycle».

Выдох  происходит пассивно. Начинается, когда сработает программа «**Cycle**» и продолжается до тех пор пока не сработает «**Trigger**».

Давление в контуре аппарата ИВЛ на выдохе снижается до уровня

«**Baseline**» 

Этапный эпикриз:

Программа «**Trigger**»  включает программу «**Control**» .

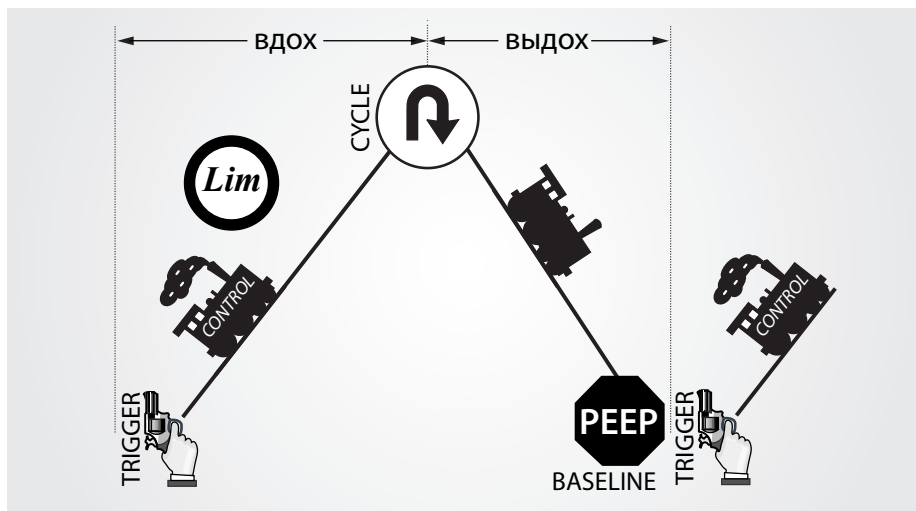
Программа «**Limit**»  устанавливает границы параметров вдоха.

Программа «**Cycle**»  завершает вдох и включает выдох.

Выдох  происходит пассивно.

Программа «**Baseline**»  поддерживает нижний уровень давления на выдохе

Можно представить дыхательный цикл так



II - 17 Два типа вдохов

• **Кратко:** Современная классификация режимов ИВЛ разработанная Робертом Чатбурном* выделяет только два типа вдохов. Спонтанный (spontaneous) и принудительный (mandatory). В основе определения лежит то, как инициирован вдох и как происходит переключение с вдоха на выдох. То есть, какой trigger и какой cycle. Спонтанный вдох начат и завершён пациентом (patient trigger и patient cycling). Принудительный (mandatory) вдох – это вдох, который завершается аппаратом ИВЛ (machine cycling). Важно, что принудительным вдох считается вне зависимости от того какой сработал триггер. Принудительный вдох, инициированный пациентом, в режиме CMV, называется вспомогательным (assisted). Уточняем, для тех, кто не уловил, вспомогательный вдох – это принудительный вдох, инициированный пациентом. Синхронизированный вдох (synchronized) в режиме SIMV тоже является принудительным. На экране монитора графически вспомогательный (assisted), синхронизированный (synchronized) и принудительный (mandatory) вдох выглядят одинаково.

* Chatburn R.L. Fundamentals of Mechanical Ventilation: A Short Course on the Theory and Application of Mechanical Ventilators by Robert L. Chatburn 2nd Edition 2004.

• **Подробно:** Для того чтобы все разложилось по полочкам нужно проработать две главы «II - 11 Триггер» и «II - 13 Переключение с вдоха на выдох».

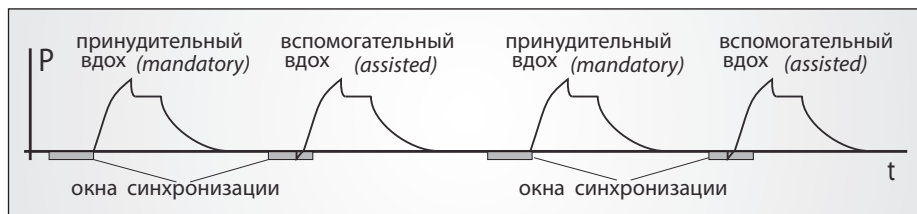
Спонтанный вдох начат и завершён пациентом (patient trigger и patient cycling). Это значит, что спонтанный вдох может включаться любым триггером, кроме триггера по-времени. Спонтанный вдох завершается пациентом, значит переключение на выдох только по-давлению или по-потоку. Особенностью спонтанного вдоха является то, что пациент может увеличивать или уменьшать длительность каждого вдоха и менять дыхательный объём.

Главной характеристикой принудительного вдоха является то, что независимо от того какой триггер включил этот вдох, дальше всё происходит одинаково. Переключение на выдох по-объёму возможно только для вдоха управляемого по-объёму. Если переключение на выдох происходит по-объёму, то аппарат ИВЛ доставит пред-

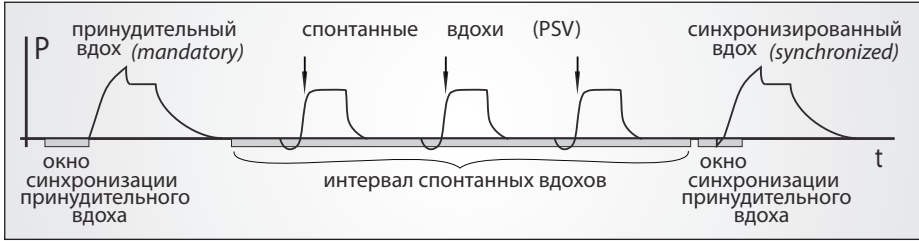
писанный дыхательный объем за фиксированное время, при этом будет использован предписанный поток. Переключение на выдох по-времени, возможно при управлении вдохом и по-давлению и по-объему. Если переключение на выдох происходит по-времени то длительность вдоха фиксированная. При управлении по-объему поддерживается постоянный дыхательный объем, а при управлении по-давлению постоянное давление вдоха. Особенностью любого принудительного вдоха является то, что пациент не может увеличивать или уменьшать длительность каждого вдоха и менять дыхательный объем.

Вдохи управляемые по-объему не могут быть спонтанными.

Принудительные (mandatory) и вспомогательные (assisted) вдохи.



Здесь есть терминологическая неловкость. Термин «принудительный вдох» (mandatory breath) меняет свое значение в зависимости от контекста. Когда мы рассматриваем режимы CMV, мы говорим, что в этих режимах все вдохи принудительные (mandatory) и вместе с тем, когда нам нужно указать различие между вдохами включаемыми пациентом и аппаратом ИВЛ мы используем термины вспомогательный (assisted) и принудительный (mandatory). Обратите внимание, что на графике вспомогательный (assisted) и принудительный (mandatory) вдохи неотличимы, они одинаковые по всем параметрам, кроме триггера.

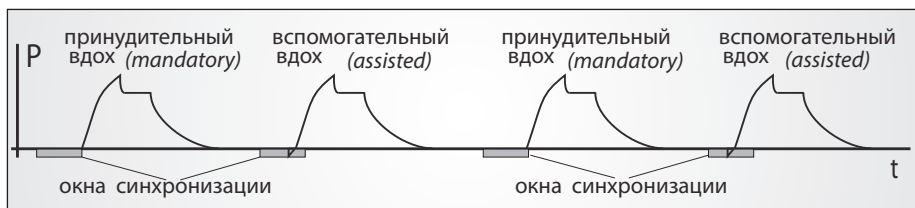


Несколько сложнее в режиме SIMV здесь есть спонтанные вдохи, начатые – и завершённые пациентом. В режиме SIMV принудительные вдохи, начатые аппаратом ИВЛ носят название принудительные (mandatory), а те принудительные вдохи, которые инициирует пациент называются синхронизированными (synchronized). Обратите внимание, что на графике синхронизированный (synchronized) и принудительный (mandatory) вдохи неотличимы, они одинаковые по всем параметрам, кроме триггера.

Вдохи управляемые по-объему не могут быть спонтанными

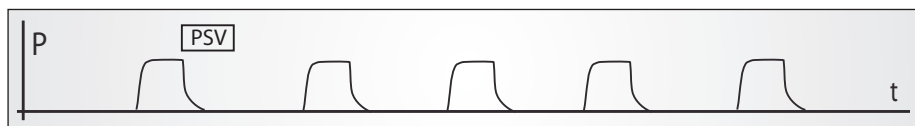
II - 18 Три варианта согласования вдохов

1) Если режим ИВЛ включает в себя только принудительные вдохи – это **CMV** (continuous mandatory ventilation). Часто используется название «control ventilation».

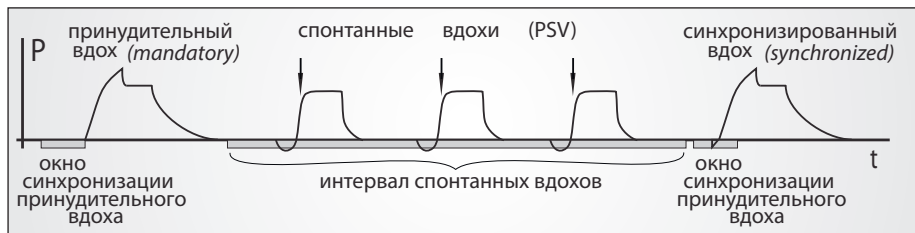


Напомним и «принудительный» и «вспомогательный» вдохи по классификации Роберта Чатбурна являются принудительными (mandatory). Графически эти вдохи не отличаются. В данном примере вдохи управляемые по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени.

2) Если режим ИВЛ включает в себя только спонтанные вдохи – это **CSV** (continuous spontaneous ventilation). Часто используется название «spontaneous ventilation».



3) Если режим ИВЛ включает в себя и принудительные и спонтанные вдохи – это **IMV** (intermittent mandatory ventilation).



В данном примере принудительные вдохи управляемые по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени, а спонтанные вдохи в PSV.

«...животные делятся на: принадлежащих Императору, набальзамированных, прирученных, сосунков, сирен, сказочных, отдельных собак, включенных в эту классификацию, бегающих как сумасшедшие, бесчисленных, нарисованных тончайшей кистью из верблюжьей шерсти, прочих, только что разбивших цветочную вазу, похожих издали на мух.»

(Борхес)

II - 19 Классификация режимов ИВЛ

Режимов ИВЛ много и без классификации не обойтись. Сложность в том, что разные фирмы производители аппаратов ИВЛ нередко называют одинаковые режимы по-разному, а режимы отличающиеся почти одинаково. В книге «Основы ИВЛ» приводится классификация режимов ИВЛ профессора Кливлендского университета Роберта Чатбурна (Robert L. Chatburn).

Эта классификация режимов ИВЛ впервые опубликована в 1991 [Respir Care; 36(9):1123-1155]. В 2001 году в 46 томе того же журнала на стр. 604-621 под заголовком «A new system for understanding modes of mechanical ventilation» опубликован финальный вариант этой классификации. Эта классификация режимов ИВЛ подробно описана и разобрана в книге «Основы ИВЛ». Книга «Основы ИВЛ» в формате pdf в свободном доступе на сайте **nsicu.ru**, скачивайте и читайте.

По существу:

Характеристика режима ИВЛ включает в себя способ управления вдохом плюс вариант согласования вдохов. Существует только два типа вдохов спонтанный и принудительный. Два типа вдохов – это три возможных сочетания.

1. Все вдохи принудительные – это CMV,
2. Все вдохи спонтанные – это CSV или спонтанное дыхание (на ИВЛ),
3. Принудительные вдохи чередуются со спонтанными – это IMV.

Три способа управления вдохом: по-объему, по-давлению и двойное управление. Исходя из этого можно охарактеризовать почти любой

режим ИВЛ, для точности указав, какой триггер и переключение на выдох. Остаются двухуровневые (типа ВІРАР). Максимально просто: два уровня СРАР, и через заданные интервалы времени выполняются переходы с нижнего уровня на верхний и обратно.

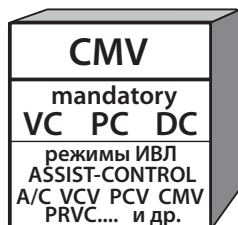
Для того, чтобы описать режим ИВЛ корректно и исчерпывающе нужно указать тип триггера, способ управления вдохом, способ согласования вдохов и способ переключения с вдоха на выдох. В режимах группы ІМV нужно охарактеризовать подробно и принудительные и спонтанные вдохи.

Начинаем классифицировать по Роберту Чатбурну. Все режимы разделим на четыре группы. Группы сформированы на основе способов согласования вдохов (Breath Sequence).

- 1. Группа режимов на основе CMV.**
- 2. Группа режимов на основе CSV.**
- 3. Группа режимов на основе ІМV.**
- 4. Группа режимов на основе ВІРАР.**

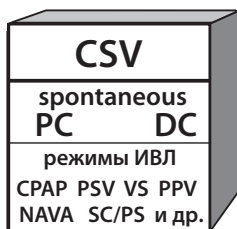
Первая группа режимов сформирована на основе способа согласования вдохов **CMV**, и может быть уложена в такую коробочку. На коробке мы указали способ согласования вдохов, способ управления вдохом и часть названий режимов ИВЛ.

В этой коробке лежат:



1. «Controlled mandatory ventilation» («CMV»)
2. «Continuous mechanical ventilation» («CMV»)
3. «Controlled mechanical ventilation» («CMV»)
4. «Control mode»
5. «Continuous mandatory ventilation + assist»
6. «Assist control» («AC»)
7. «Assist/control» («A/C»)
8. «Assist-control ventilation» («ACV») («A-C»)
9. «Assisted mechanical ventilation» («AMV»)
10. «Assisted controlled mechanical ventilation»
11. «Assist control mechanical ventilation»
12. «Volume controlled ventilation» («VCV»)
13. «Volume control» («VC»)
14. «Volume control assist control»
15. «Volume cycled assist control»
16. «Ventilation + patient trigger»
17. «Assist/control + pressure control»
18. «Pressure controlled ventilation» («PCV»)
19. «Pressure controlled ventilation + assist»
20. «Pressure control» («PC»)
21. «Pressure control assist control»
22. «Time cycled assist control»
23. «Intermittent positive pressure ventilation» («IPPV»)
24. «Pressure-regulated volume control» «PRVC»
25. «Volume targeted pressure control» «VTPC»
26. «Adaptive pressure ventilation» «APV»
27. «IPPV-AutoFlow»
28. «Volume control+» «VC+»

Вторая группа режимов может быть уложена в такую коробочку. На ней мы опять указали способ согласования вдохов, – это **CSV**, способ управления вдохом и основные режимы ИВЛ относящиеся к режимам спонтанной вентиляции.



В данной группе режимов ИВЛ общей характеристикой является спонтанное дыхание. Каждый вдох начат и завершен пациентом.

К этой группе режимов отнесены:

1. «Pressure cycled ventilation»

2. Другие имена режима «CPAP»

- «Positive end-expiratory pressure» («PEEP»).
- «End-expiratory pressure» («EEP»).
- «Expiratory positive airway pressure» («EPAP»).
- «Continuous distending pressure» («CDP»).
- «Continuous positive pressure breathing» («CPPB»)

3. Другие имена режима «Pressure support ventilation» «PSV»

- «Inspiratory assist» («IA»).
- «Inspiratory pressure support» («IPS»).
- «Spontaneous pressure support» («SPS»).
- «Inspiratory flow assist» («IFA»).
- «Assisted spontaneous breathing» («ASB»)

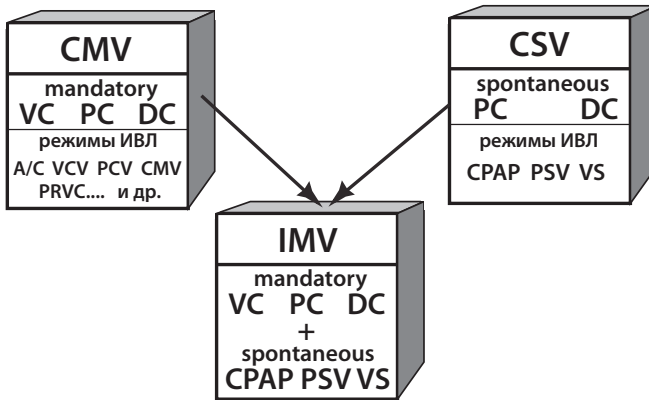
4. Режимы спонтанной вентиляции с двойным управлением

«Volume targeted pressure support», «VTPS», «Volume Support», «VS»

5. Режимы спонтанной вентиляции с интеллектуальными программами

«PPV», «PAV», «SmartCare/PS»

Третья группа режимов – IMV, получена в результате гибридизации CMV и CSV. В этой группе спонтанные вдохи чередуются с принудительными.



Для полного описания режимов, использующих согласование вдохов **IMV**, нужно отдельно представить параметры принудительных и спонтанных вдохов.

Если учитывать только возможные способы управления вдохом получаются уже девять вариантов сочетаний:

1. VC-IMV + CPAP
2. VC-IMV + PC-CSV
3. VC-IMV + DC-CSV
4. PC-IMV + CPAP
5. PC-IMV + PC-CSV
6. PC-IMV + DC-CSV
7. DC-IMV + CPAP
8. DC-IMV + PC-CSV
9. DC-IMV + DC-CSV

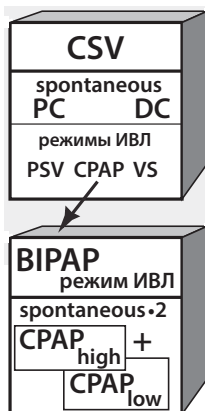
Если давать исчерпывающую характеристику режиму, нужно ещё указать, какие используются триггеры, способы переключения на выдох и какие параметры вдоха ограничены (trigger, cycle и limit). Но это не сложно!

Можно представить варианты IMV в виде таблицы-матрицы.

Принудительные вдохи	Спонтанные вдохи		
	CPAP	PSV	VS (DC PSV)
VCV	VCV+CPAP	VCV+PSV	VCV+VS
PCV	PCV+CPAP	PCV+PSV	PCV+VS
DCV (PRVC)	PRVC+CPAP	PRVC+PSV	PRVC+VS

Четвёртая группа режимов – это режимы спонтанного дыхания с периодическим переключением с одного уровня CPAP на другой.

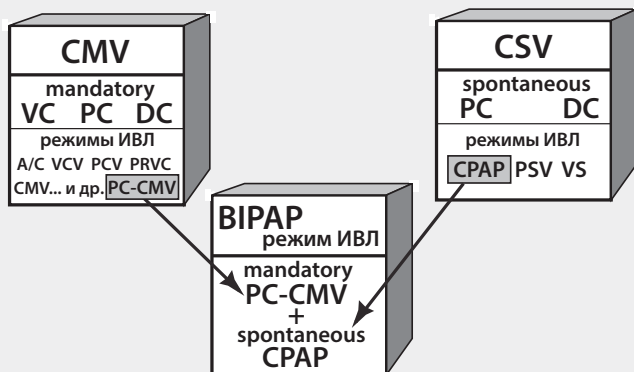
Существуют два равноценных определения этого режима.



1. «BIPAP» – это режим спонтанной вентиляции на двух уровнях CPAP с переключением с одного уровня давления на другой через заданные временные интервалы.

Пациент дышит спонтанно, а аппарат ИВЛ не нарушая спонтанный ритм дыхания пациента переходит с одного уровня CPAP на другой.

2. «BIPAP» – это «Pressure control ventilation» с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла. Иными словами, спонтанное дыхание, совмещенное со стандартным режимом «PCV».



Приводим имена режимов на основе двух уровней CPAP:

1. Имена, принадлежащие фирмам

- 1.1 «Biphasic positive airway pressure» («BIPAP») Dräger
- 1.2 «Duo-PAP» Hamilton Medical
- 1.3 «ARPV/ Biphasic» Viasys Avea
- 1.4 «BiVENT» «Bi-vent» MAQUET Servo-s, Servo-i
- 1.5 «Bilevel» Puritan Bennett 840
- 1.6 «SPAP» E-Vent Inspiration LS

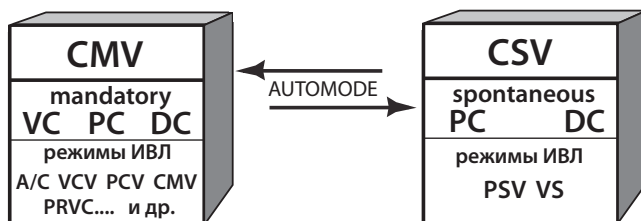
2. Имена, доступные всем

2.1 «Airway pressure release ventilation» («APRV»)

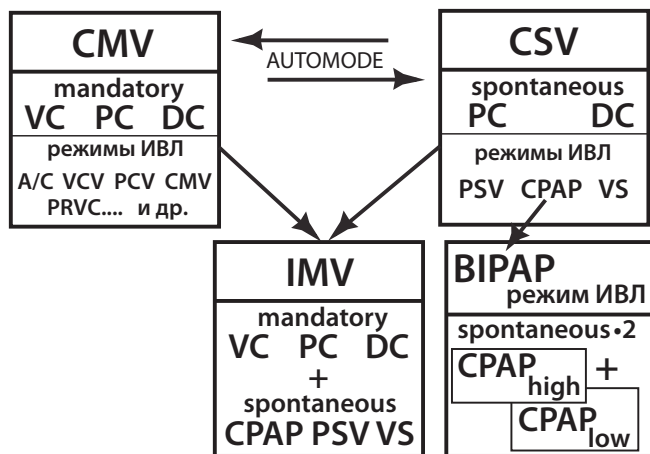
2.2 «Intermittent CPAP».

2.3 «CPAP with release».

Остаётся только режим «Automode», который является автоматическим переключением из CMV в CSV и обратно.



И, наконец, схема ради которой написана эта глава:



Внимательный читатель может спросить: А как же «Smartcare» и «Adaptive support ventilation»?

«Smartcare» – это вариант PSV, а «Adaptive support ventilation» – это вариант IMV. Всё дело в тонкостях. В ИВЛ мелочей нет.

Бонус: Фирма Dräger на новых аппаратах ИВЛ использует обновленную номенклатуру режимов ИВЛ. В основу классификации положен способ управления вдохом.

По-объёму, по-давлению, и группа режимов спонтанного дыхания. Ниже приводим эту номенклатуру:

УПРАВЛЕНИЕ ПО-ОБЪЁМУ	УПРАВЛЕНИЕ ПО-ДАВЛЕНИЮ	СПОНТАННОЕ
Volume-controlled	Pressure-controlled	Spontaneous
VC-CMV	PC-CMV	SPN-CPAP
VC-AC	PC-AC	SPN-CPAP/PS
VC-IMV	PC-IMV	SPN-CPAP/VS
VC-MMV	PC-BIPAP	SPN-PPS
	PC-APRV	SPN-SmartCare/PS
	PC-PSV	
	PC-MMV	
	PC-HFO	

Об этих режимах, кроме PC-HFO прочтёте в третьей части книги.

В этой таблице приведены прежние и новые названия режимов ИВЛ на аппаратах фирмы Dräger.

Volume-controlled modes		Управление по-объёму				
прежние названия	IPPV/CMV		IPPV _{assist} /CMV _{assist}		SIMV	MMV
новые названия	VC-CMV		VC-AC		VC-IMV	VC-MMV
Pressure-controlled modes		Управление по-давлению				
прежние названия	BIPAP _{assist} /PCV _{assist} +			BIPAP/PCV+	APRV	
новые названия	PC-CMV	PC-AC	PC-IMV	PC-BIPAP	PC-APRV	PC-PSV
Spontaneous ventilation modes		Спонтанное дыхание на ИВЛ				
прежние названия	CPAP		CPAP/ASB			PPS
новые названия	SPN-CPAP		SPN-CPAP/PS		SPN-CPAP/VS	SPN-PPS

ЧАСТЬ ТРЕТЬЯ III

Кривые объема давления и потока разных режимов ИВЛ

Для удобства поиска и осмысления материала в этой части книги в названии главы в скобках включен способ согласования вдохов: (CMV) – все вдохи принудительные; (IMV) – принудительные вдохи перемежаются спонтанными; (PSV) – группа режимов в основе которых режим PSV; (BiLevel) – режимы построенные на переходах с одного уровня CPAP на другой.

Вступление к третьей части

Римский полководец и государственный деятель Марк Порций Катон Старший заканчивал все свои речи словами «Carthago delenda est», что означает «Карфаген должно сравнять с землёй» или «Карфаген должен быть разрушен». В конечном счёте он своего добился....

Мы, вдохновлённые античным примером, во многих главах этой части книги напоминаем Вам:

Объём – это площадь под кривой потока

Мы это делаем намеренно, чтобы постоянно обращать Ваше внимание именно на кривые потока. В отличие от объёма и давления, которые являются параметрами статическими (объём – это мера пространства, а давление – это сила приложенная к единице площади), поток – это скорость изменения объёма. То есть поток показатель динамический. Именно поток характеризует динамику вдоха и выдоха.

Симуляторы. Если Вы хотите быстрее и лучше усвоить материал этой книги, мы настоятельно рекомендуем Вам установить на свой компьютер электронный симулятор аппарата ИВЛ. Они есть на официальных сайтах фирм Дрегер www.draegr.com и Гамильтон-Медикал www.hamilton-medical.com Эти симуляторы позволят Вам дома, не торопясь, за чашкой ароматного чая моделировать разные состояния респираторной системы пациента и пробовать разные настройки режимов ИВЛ.

Что значит (CMV) перед названием главы?

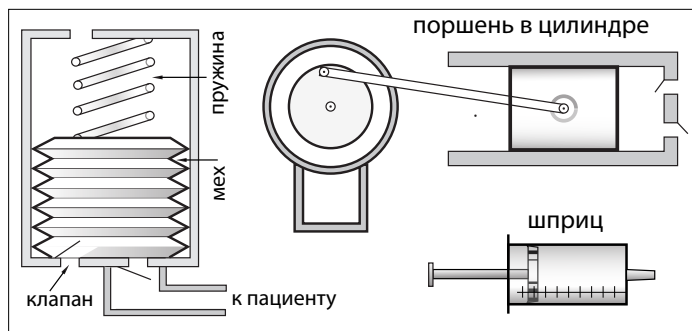
Если перед названием главы стоит (CMV) значит, что мы будем разбирать один из многих режимов ИВЛ построенных на принципе согласования вдохов CMV или Continuous Mandatory Ventilation. Все вдохи в этом режиме однотипные и принудительные. Способ управления (control) и способ переключения с вдоха на выдох (cycle) у всех вдохов в этих режимах одинаковые. Отличаться вдохи могут только способом триггирования. Режимы CMV в которых возможно триггирование вдоха пациентом часто имеют названия AC-CMV, Assist-Control-CMV или просто Assist-Control (AC). Те вдохи, которые аппарат ИВЛ сделал по-расписанию называются «принудительные» или «mandatory», а те вдохи которые инициировал пациент – «вспомогательные» или «assisted». При графическом отображении на мониторе аппарата ИВЛ такие вдохи не отличаются.

(CMV) III - 1 Самый старинный способ ИВЛ VC-CMV-Volume-cycling (управление по-объёму с переключением на выдох по-объёму)

При ИВЛ по-объёму наиболее информативен график давления

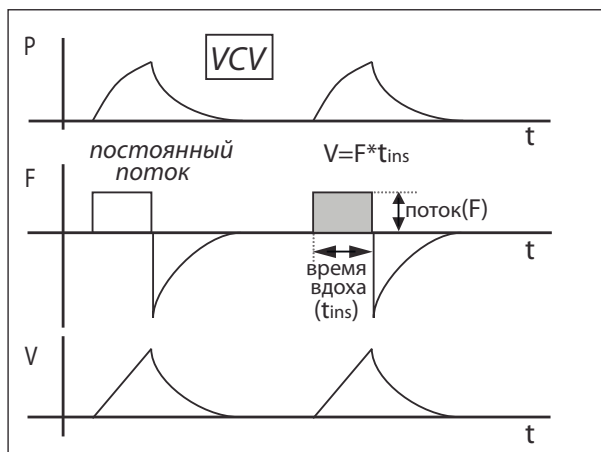
Этот режим обычно называют так: CMV (continuous mandatory ventilation), VCV (volume control ventilation), VC-CMV (volume control continuous mandatory ventilation). Более полное название: volume control volume cycling continuous mandatory ventilation.

С этого режима начиналась ИВЛ во второй половине прошлого века. Механизм аппарата, чаще всего был либо поршень в цилиндре, либо цилиндрический мех. При создании первых аппаратов ИВЛ, инженерная задача была такой: сделать механический привод к дыхательному меху. Эти аппараты ИВЛ могли создавать только постоянный поток.



У этих аппаратов скорость сжатия меха или движения поршня в цилиндре не менялась. Настройка режима была предельно проста: устанавливались дыхательный объём и частота дыханий. Вскоре были созданы аппараты ИВЛ с большими возможностями. Теперь, при настройке режима, устанавливался не только дыхательный объём, но и длительность вдоха. **Очень важно**, что с этого момента **врач, проводящий ИВЛ начал думать о потоке**. Поток – это объём в единицу

времени. Если дыхательный объем разделить на время вдоха – это поток. Нам больше нравится определение: «поток – это скорость изменения объема».

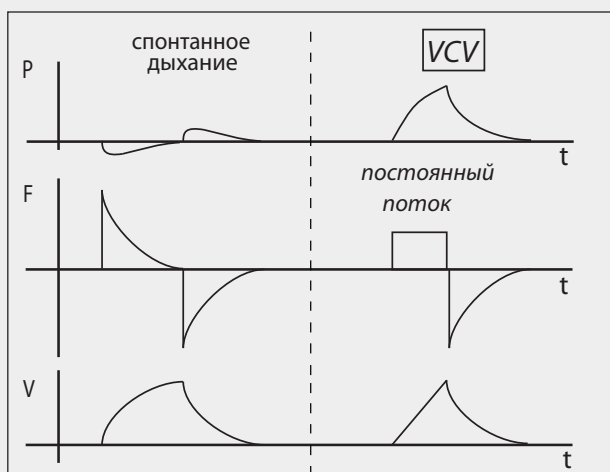


Объем – это площадь под кривой потока. В данном случае площадь прямоугольника, основание которого – это длительность вдоха, а высота скорость потока. Некоторые фирмы даже выпускали аппараты, где устанавливался поток и время вдоха. Этот вариант управления вдохом назывался «управление по-поток» или «flow-control». Такие аппараты не нравились врачам, поскольку врачу проще размышлять о вентиляции представляя дыхательный объем (V_T) и минутный объем (MV). Для того, чтобы оценить дыхательный объем врач должен был умножать поток на время вдоха, но поток в литрах в минуту, а длительность вдоха в секундах. Когда нужно было побыстрее настроить режим вентиляции, а приходилось решать задачки по арифметике с переводом из одной размерности в другую – это раздражало. Сегодня от термина «flow-control» отказались, его поглотил термин «volume-control». Это понятно и удобно, поскольку объем – это произведение потока на время вдоха, или, площадь под кривой потока.

Объем – это площадь под кривой потока

При настройке этого режима врач устанавливает дыхательный объем и частоту вдохов; или дыхательный объем и соотношение длительности вдоха и выдоха; или дыхательный объем частоту вдохов и длительность вдоха. От этого суть не меняется. У аппарата ИВЛ есть целевой дыхательный объем, и временная разбивка, то есть длительность вдоха и частота дыханий.

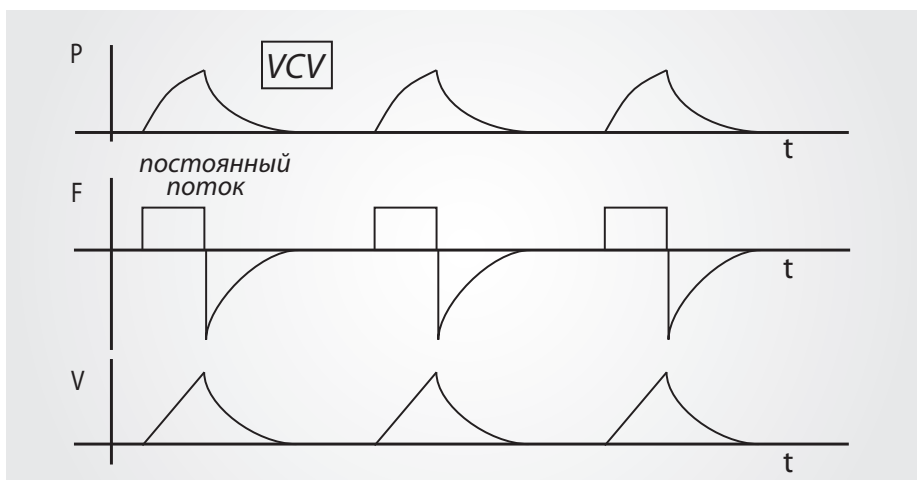
Для того, чтобы продолжить размышление о потоке, прямо сейчас попробуйте почувствовать как Вы вдыхаете и выдыхаете.



При естественном дыхании и на вдохе и на выдохе поток начинается с максимального и постепенно сходит на нет. Постоянный поток, создаваемый аппаратом ИВЛ нефизиологичен. Так никто не дышит. В этом режиме поток на вдохе сильно отличается от естественного спонтанного дыхания.

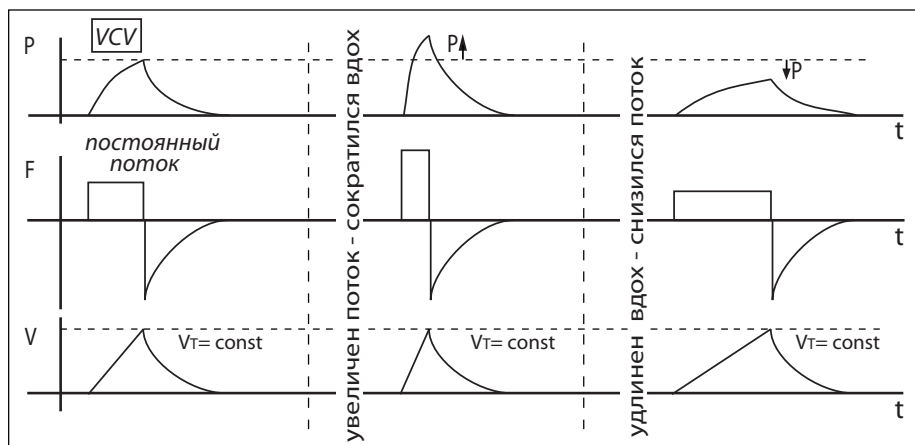
В этом режиме ИВЛ в начале вдоха пациенту может не хватать потока. Этот феномен по-английски называется «air hunger» (нехватка воздуха, буквально «воздушный голод»). В конце вдоха поток оказывается избыточным. Избыточный поток, который аппарат ИВЛ «вталкивает» в пациента в конце вдоха, приводит повышению давления в дыхательных путях.

Это увеличивает риск баротравмы. При постоянном потоке происходит неравномерное распределение воздуха в легких.



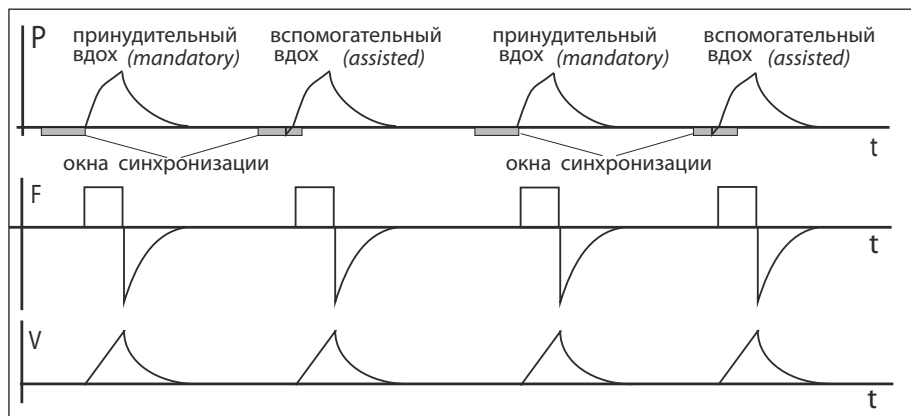
Часть альвеол перерастягивается. Для пациента на спине – это передне-верхние отделы легких. Это зоны где меньше сопротивление потоку. В задне-нижних отделах формируются ателектазы. При этом, чем больше поток и короче вдох, тем больше неравномерность распределения. Выдох начинается сразу после того как объём доставлен. В респираторной системе в этот момент максимальное давление. Все упруго-эластичные структуры натянуты (коллагеновые и эластиновые волокна легочной ткани, связки, сухожилия и мышцы грудной клетки). Такие вдох и выдох не дают времени для естественного перераспределения воздуха в легких. Воздух из перерастянутых зон сразу выдыхается. Ателектазирование усиливается. Подобрать наилучший вариант очень трудно.

Если мы увеличиваем поток и сокращаем время вдоха, нивелируется дефицит потока в начале вдоха, но растёт пиковое давление, повышается риск баротравмы и меньше времени на равномерное распределение воздуха в легких. За счет этого расширяются и зоны перерастяжения альвеол, и зоны ателектазов. Если вдох удлиняется то поток уменьшается, но эффект малого потока (air hunger) в начале вдоха усиливается. Зато снижается риск баротравмы.



Триггер пациента

Есть варианты этого режима ИВЛ, где активированы два триггера. Триггер по-времени и триггер откликающийся на вдох пациента.



Вдохи инициированные пациентом называют вспомогательными (assisted). На графике видно, что все вдохи в этом режиме ИВЛ не отличаются ничем, кроме способа триггирования. Вне зависимости от триггера все эти вдохи принудительные. Вариант режима ИВЛ, где используется триггер пациента, может называться «Assist-control» или «Assist-control-VCV».

Режимы ИВЛ управляемые по-объёму наиболее опасные и нефизиологичные. Это связано с тем, что аппарат ИВЛ имеет задачу вдуть в пациента целевой дыхательный объем за предписанное время. Ему не важно, какое при этом будет давление в системе. Если мощность компрессора позволит, то он и вдует. На современных аппаратах ИВЛ, чтобы защитить пациента есть система тревог и надежных клапанов сброса. В прошлом веке, на древних аппаратах ИВЛ был простой клапан сброса избыточного давления. К сожалению иногда случалось, что этот клапан не срабатывал.

В данном режиме можно менять дыхательный объём, поток, частоту дыханий и длительность вдоха. Между длительностью вдоха и потоком обратная связь. При настройке режима задаётся объём, а объём – это произведение потока на время вдоха, или площадь под кривой потока. Чем короче вдох тем больше поток и, наоборот, чем меньше поток тем длиннее вдох.

Резюме: это один из самых нефизиологичных режимов ИВЛ. Если увеличиваем поток, то сокращается время вдоха, если увеличиваем время вдоха, то уменьшается поток.

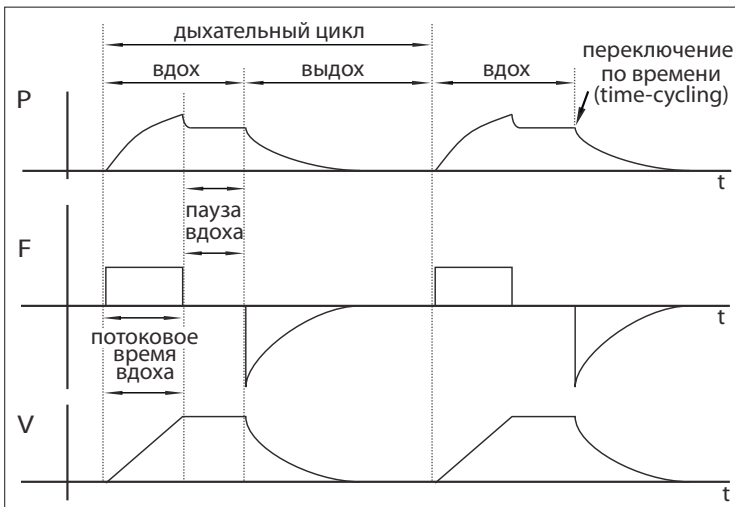
(CMV) III - 2 Классика жанра VC-CMV-Time-cycling (ИВЛ по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени)

При ИВЛ по-объёму наиболее информативен график давления

Этот режим обычно называют так: CMV (continuous mandatory ventilation), VCV (volume control ventilation), VC-CMV (volume control continuous mandatory ventilation). Более полное название: volume control time cycling continuous mandatory ventilation.

Отличие от названия режима описанного в предыдущей главе только в способе переключения на выдох. Там volume control *volume cycling*, здесь volume control *time cycling*. На старых аппаратах Dräger этот режим называется IPPV.

Этот режим ИВЛ – важный этап развития режимов управляемых по-объёму. О недостатках режима с управлением по-объёму с переключением на выдох по-объёму подробно в предыдущей главе. Чтобы улучшить режим, добавлена инспираторная пауза, а переключение на выдох происходит *по-времени* (time-cycling).



Теперь вдох состоит из двух частей. Это потоковое время вдоха и инспираторная пауза. Это позволяет начать вдох большим потоком и дать достаточно времени для распределения воздуха в легких. Начинается вдох, аппарат ИВЛ вдвухает в пациента дыхательный объём, поток остановлен, но клапан выдоха закрыт. Время от момента, когда поток остановился до открытия клапана выдоха – это инспираторная пауза (пауза вдоха). За время этой паузы происходит более равномерное распределение воздуха в легких, улучшается газообмен. Инспираторная пауза – это часть времени вдоха. Время выдоха начинается с открытия клапана выдоха и длится до начала следующего вдоха. Максимальное давление вдоха называется пиковым давлением. Если во время инспираторной паузы давление стабилизируется – это давление плато.

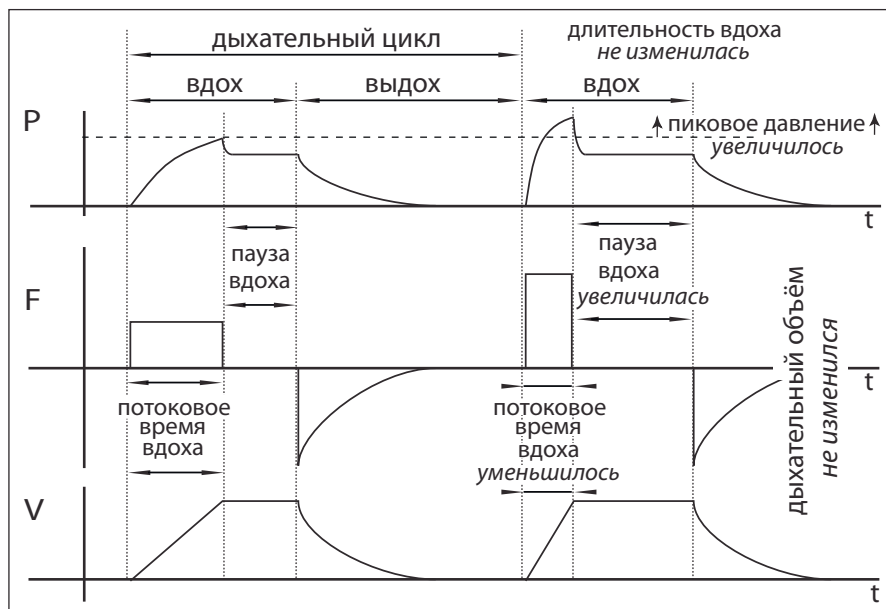
Временная разбивка: В данном режиме ИВЛ все делается по расписанию. При настройке режима врач устанавливает частоту дыханий и длительность вдоха, или частоту дыханий и отношение вдоха к выдоху. Все действия аппарата ИВЛ расписаны по времени. Как в автоматической стиральной машине.

Потоковое время вдоха и продолжительность инспираторной паузы

Возможны два варианта (на разных аппаратах ИВЛ по-разному). В любом случае уже задана длительность вдоха. Первый вариант – задаётся длительность инспираторной паузы в процентах от времени вдоха. Поскольку дыхательный объём – это площадь под кривой потока, как только основание прямоугольника уменьшается, увеличивается высота. А высота – это скорость потока. Поэтому, при одном и том же дыхательном объёме, чем больше инспираторная пауза, тем меньше потоковое время и тем больше поток.

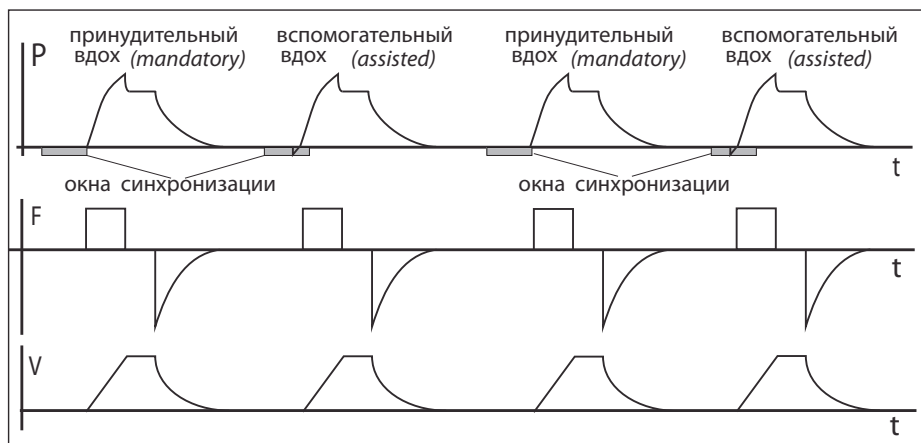
Второй вариант – задаётся скорость потока. То есть высота прямоугольника, площадь которого – дыхательный объём. Чем больше поток, тем короче потоковое время вдоха и длиннее инспираторная пауза.

Объём – это площадь под кривой потока



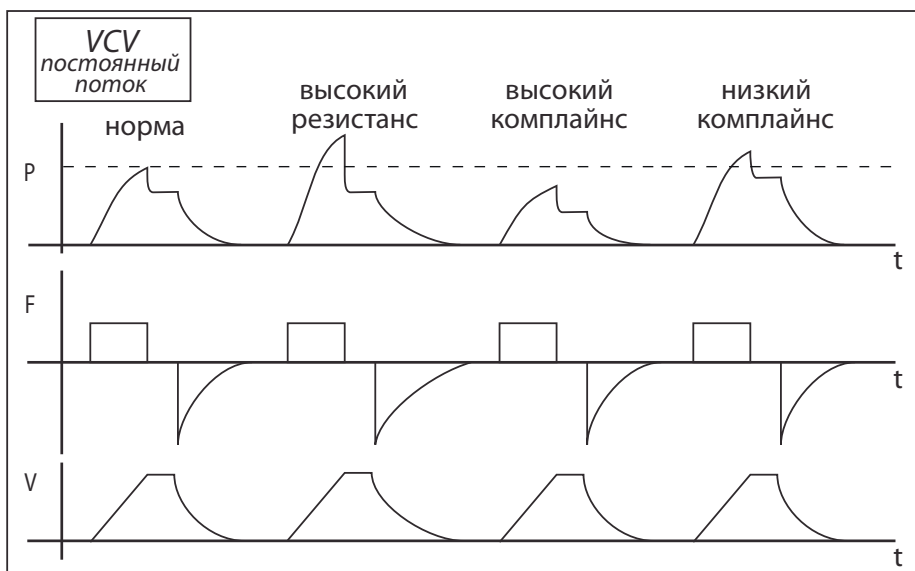
Этот режим – большое достижение в эволюции ИВЛ. Начальный поток и длительность вдоха больше не зависят друг от друга. При тщательной настройке можно преодолеть проблему нехватки начального потока «air hunger», и предоставить респираторной системе достаточно времени для равномерного распределения воздуха в легких.

Триггер пациента



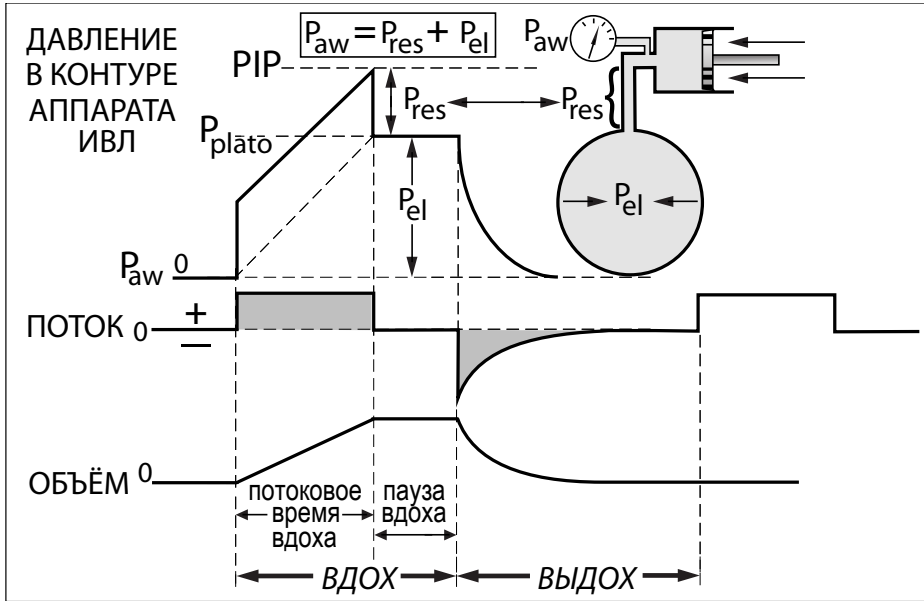
Есть варианты этого режима ИВЛ, где активированы два триггера. Триггер по-времени и триггер откликающийся на вдох пациента. Вдохи инициированные пациентом называют вспомогательными (assisted). На графике видно, что все вдохи в этом режиме ИВЛ ничем не отличаются кроме способа триггирования. Вне зависимости от триггера все эти вдохи принудительные (по классификации Р. Чатбурна). Такой вариант режима ИВЛ может называться «Assist-control» или «Assist-control-VCV». Для триггера пациента выделяют специальные временные интервалы (окна синхронизации) до срабатывания триггера по-времени.

Графика этого режима позволяет врачу по форме кривой давления в один взгляд составить представление о сопротивлении и податливости респираторной системы пациента.



В этом режиме ИВЛ аппарату довольно просто измерить и рассчитать резистанс и комплаенс респираторной системы.

Мы знаем какой дыхательный объем мы установили при настройке режима.



Во время инспираторной паузы мы регистрируем давление плато. В этот момент поток остановлен. Разделив объём на давление получаем податливость респираторной системы (compliance). Если от пикового давления отнять давление плато мы узнаем ту часть (дельту) давления вдоха, которая тратится для преодоления сопротивления дыхательных путей. Разделив дельту давления ($\Delta P = P_{max} - P_{plat}$) на поток мы получаем сопротивление дыхательных путей (resistance).

В данном режиме можно менять дыхательный объём, поток, частоту дыханий, длительность вдоха, потоковое время вдоха и время инспираторной паузы. Между потоковым временем вдоха и потоком обратная связь.

Резюме: В режиме принудительной ИВЛ управляемом по-объёму (VC-CMV) с переключением на выдох по-времени врач устанавливает дыхательный объём, РЕЕР, длительность вдоха и частоту дыханий. В этом режиме напрямую или опосредованно врач устанавливает величину потока и длительность инспираторной паузы (пауза вдоха). Пиковое давление вдоха зависит от величины потока, сопротивления дыхательных путей (резистанс), податливости респираторной системы (комплаинс) и от степени «сотрудничества»

пациента и аппарата ИВЛ. Давление плато зависит только от податливости респираторной системы (комплаинс). Дыхательный объем и минутный объем вентиляции зависят только от настройки аппарата ИВЛ. Увеличение времени вдоха не приводит к увеличению дыхательного объема но способствует лучшему распределению воздуха в легких и лучшему газообмену. Данный режим может быть опасен для пациента при недостаточной длительности выдоха, это приводит к формированию autoPEEP. С позиций недопущения формирования autoPEEP идеальная длительность выдоха 5τ (в реальной практике $> 3\tau$). Длительность выдоха $< 5\tau$ (в реальной практике $< 3\tau$) приводит к формированию autoPEEP, вследствие неполного выдоха и грозит баротравмой. Вдох пациента, совпадающий с аппаратным вдохом, аппарат ИВЛ «воспринимает» как повышение податливости респираторной системы (комплаинс) и снижение сопротивления дыхательных путей (резистанс). При этом давление вдоха снижается.

(CMV) III - 3 Принудительная ИВЛ по-давлению (PC-CMV)

Этот режим ИВЛ называется: PC-CMV (pressure control continuous mandatory ventilation). Более полное название: pressure control time cycling continuous mandatory ventilation. Самый короткий вариант названия: PCV (pressure control ventilation).

**При ИВЛ по-давлению врач настраивает
давление и время вдоха**

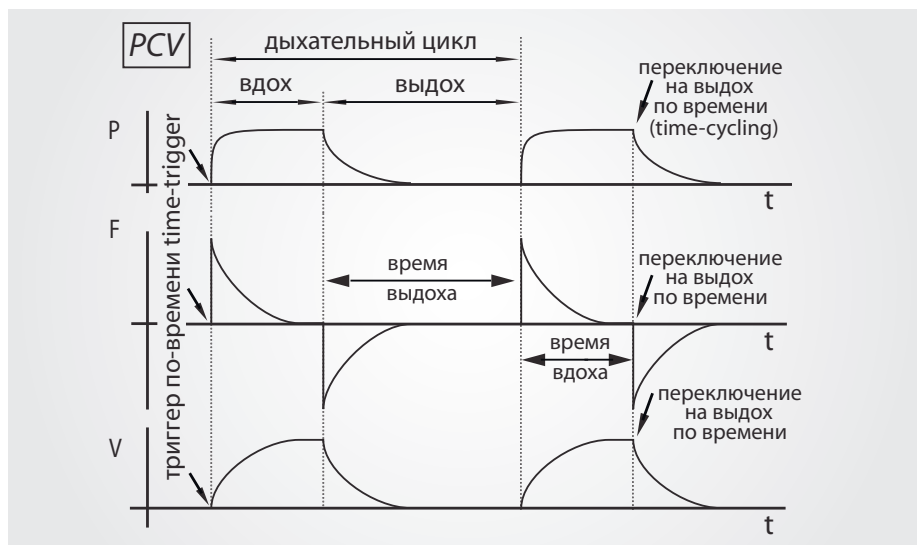
Аппараты ИВЛ, управляемые по-давлению (РС), впервые появились в педиатрии. Это произошло потому, что приспособлений, точно измеряющих количество воздуха, доставляемого маленькому пациенту, не было. Поэтому для ИВЛ у детей использовали управление по-давлению и просто смотрели, как в момент вдоха расширяется грудная клетка, и анализировали газовый состав крови и аускультативную картину.

О том, что происходит с респираторной системой малыша, врач только догадывался. Основным, а иногда и единственным прибором, подсказывающим врачу, в какую сторону крутить ручки аппарата ИВЛ, был манометр. Накопление клинического опыта показало, что РС безопаснее ВС, поскольку способ управления РС, заставляет врача думать, в первую очередь, о том, под каким давлением и за какой промежуток времени воздух будет входить в легкие.

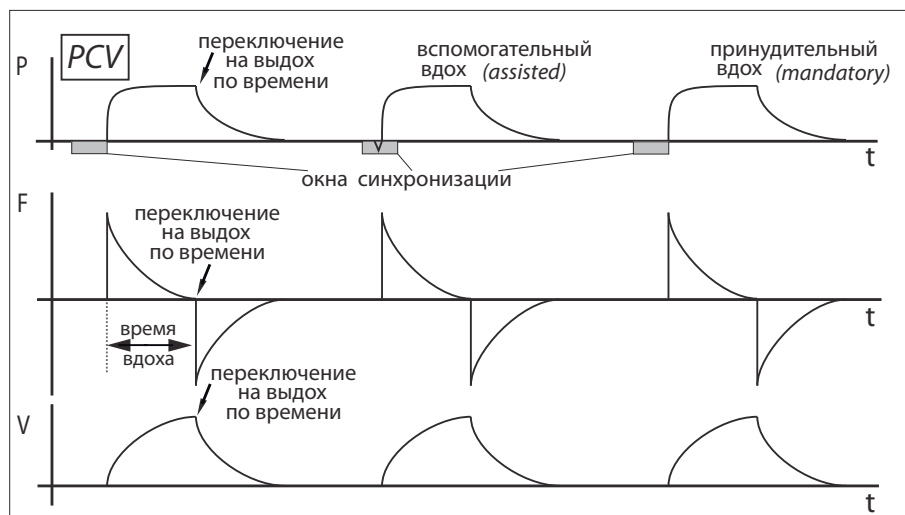
Современные аппараты ИВЛ оснащены точными датчиками и мониторами, поэтому мы знаем и дыхательный объём (V_T) и минутный объём вентиляции, а графический мониторинг открывает нам дополнительные возможности.

Временная разбивка: Как и во всех остальных вариантах CMV, в PC-CMV задаётся жёсткая разбивка по времени. При настройке режима устанавливается длительность вдоха и выдоха, частота дыханий и длительность дыхательного цикла. Поскольку задана частота дыханий, активирован триггер по-времени (time-trigger или

machine-trigger). Переключение на выдох в режиме PC-CMV происходит только по-времени (time-cycling).



Триггер пациента



Есть варианты этого режима ИВЛ, где активированы два триггера: триггер по-времени и триггер откликающийся на вдох пациента. Вдохи инициированные пациентом называют вспомогательными (assisted).

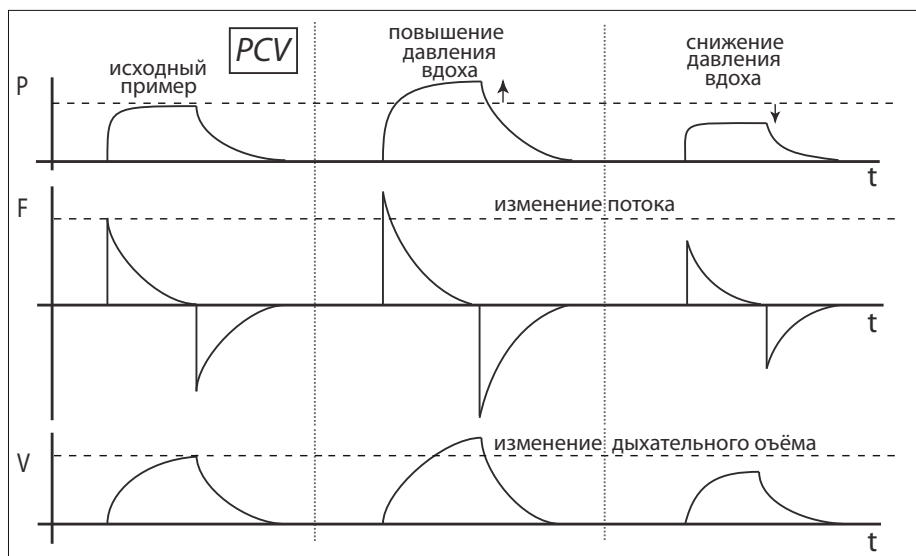
На графике видно, что все вдохи в этом режиме ИВЛ ничем не отличаются кроме способа триггирования. Все эти вдохи, вне зависимости от триггера по классификации Р. Чатбурна, принудительные (mandatory). Такой вариант режима ИВЛ может называться «Assist-control» или «Assist-control-PCV». Для триггера пациента выделяются специальные временные интервалы (окна синхронизации) до срабатывания триггера по-времени.

При настройке такого варианта режима ИВЛ врач выбирает триггер пациента (чаще всего по-давлению или по-потоку) и устанавливает чувствительность триггера. Оптимальная чувствительность триггера подбирается индивидуально.

Использование триггера пациента (patient-trigger) было важным этапом в развитии режимов ИВЛ. Синхронизация работы аппарата ИВЛ с ритмом дыхания пациента стала проще и качественнее. Когда в режиме ИВЛ активирован только триггер по-времени (time-trigger он же machine-trigger) синхронизация достигается одним из трех способов: 1) углубляется седация пациента, вплоть до введения в наркоз с использованием релаксантов; 2) подавление активности дыхательного центра за счёт гипервентиляции (МОД) и больших дыхательных объёмов; 3) очень талантливый и опытный врач, на основе клинических проявлений и инструментальных данных (в том числе капнометрии, анализов КОС и газов крови) подбирает дыхательный объём и частоту дыханий, оптимальных для данного пациента. Очевидно, что третий вариант встречается не так часто как хотелось бы. Самое печальное, что при ИВЛ с использованием только триггера по-времени мы игнорируем, а зачастую и блокируем системы ауторегуляции пациента.

Качество триггирования вдоха пациентом зависит от двух составляющих. Первое – это чувствительность триггера. К сожалению ещё можно встретить аппараты ИВЛ у которых чувствительность триггера по-давлению или по-потоку не соответствует заявленной. Второе – это настройка чувствительности триггера. Слишком высокая чувствительность триггера приведет к ложному триггированию, а слишком низкая, приведет к тому, что аппарат ИВЛ пропустит часть попыток вдоха пациента.

Давление вдоха и дыхательный объём в режиме ИВЛ (PC-CMV)



На большинстве аппаратов давление вдоха (P_{insp}) считается от уровня РЕЕР. На аппаратах Dräger P_{insp} задается от нуля. Давление вдоха – это способ управления в данном режиме ИВЛ (PC-CMV). При настройке этого режима врач задает аппарату ИВЛ частоту дыханий, длительность вдоха и давление, которое аппарат поддерживает во время вдоха. Вы видите как при изменении давления вдоха меняется кривая потока и дыхательный объем. Следует помнить, что аппарат ИВЛ решает задачу поддержания целевого давления управляя потоком.

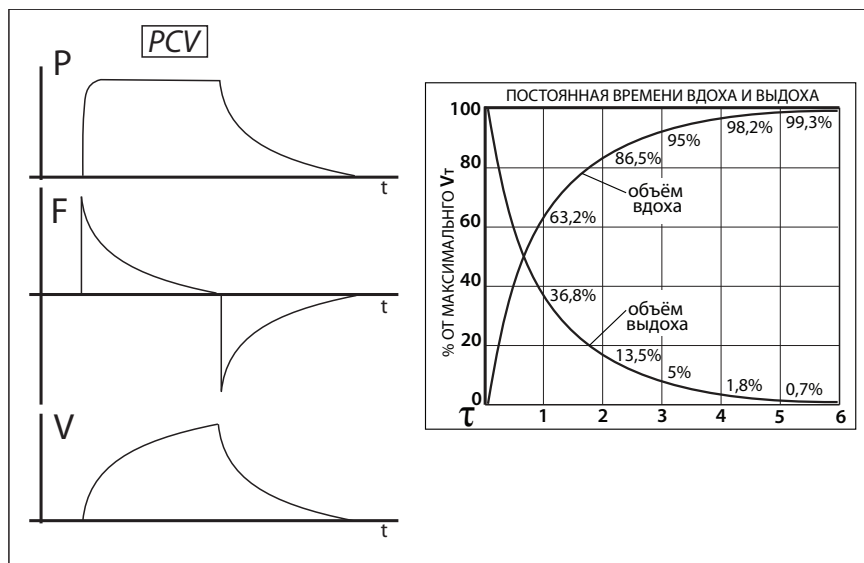
Объем вдоха – это площадь под кривой потока

Очевидно, чем выше давление вдоха тем больше поток и дыхательный объем. Но даже у одного и того же пациента, одно и то же давление вдоха, при разных состояниях респираторной системы, будет давать разные дыхательные объемы. При разных состояниях респираторной системы для достижения целевого давления нужны разные потоки.

При настройке этого режима монитор аппарата ИВЛ даёт нам бесценную информацию. Мы знаем дыхательный объём каждого вдоха и объём минутной вентиляции. Таким образом, мы можем подбирать оптимальное давление вдоха у пациентов с разными свойствами респираторной системы.

Длительность вдоха и дыхательный объём в режиме ИВЛ (PC-CMV)

В главе I - 5. мы обсуждали постоянную времени и объём заполнения респираторной системы при постоянном давлении. Когда аппарат ИВЛ поддерживает постоянное давление вдоха скорость заполнения респираторной системы зависит от резистанс и комплайнс. Объем заполнения зависит от резистанс, комплайнс и времени вдоха. Длительность полного пассивного выдоха определяется величиной резистанс и комплайнс респираторной системы.



Кривые выдоха на всех трёх графиках одинаковые. В режиме PCV кривые вдоха на графиках объема и потока зеркально симметричны. Для каждой респираторной системы и для каждого уровня давления существует определенный объем заполнения. Это частный случай

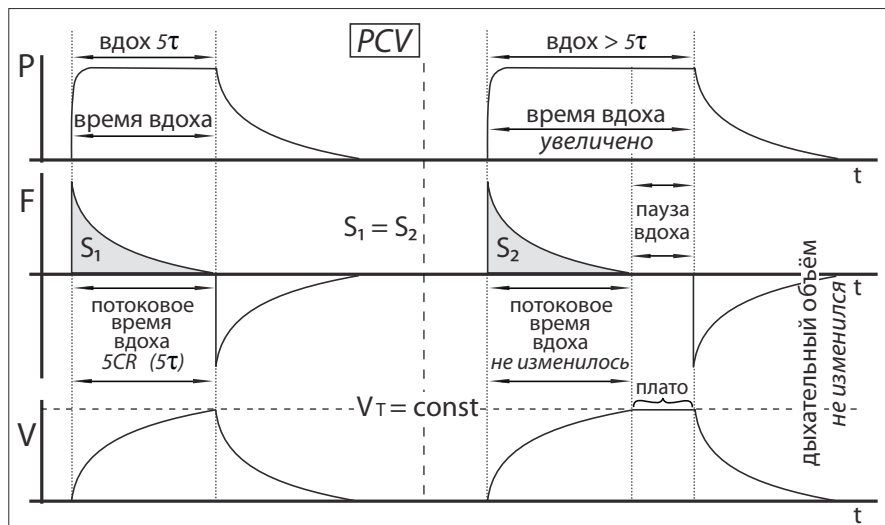
II закона Ньютона о равновесии сил. В тот момент, когда давление в дыхательном контуре приходит в равновесие с противодействием всех упругих элементов системы, поток останавливается. В каждом конкретном случае этот процесс взаимодействия занимает определенное время. Было установлено, что это время четко коррелирует с произведением комплайнс на резистанс. Произведение комплайнс на резистанс – это постоянная времени или Тау (CR или τ), имеет размерность в секундах. Максимальное заполнение респираторной системы или, максимальный дыхательный объем для данного (постоянного) давления вдоха достигается при длительности вдоха пять тау ($5CR$ или 5τ). Дальнейшее увеличение времени вдоха не приводит к увеличению объема заполнения. Система в равновесии, поток остановлен. В реальной клинической практике для полного вдоха и выдоха достаточно 3τ . Иногда вместо «постоянная времени» говорят «временная константа» (английский термин «time constant»).

Объем вдоха – это площадь под кривой потока

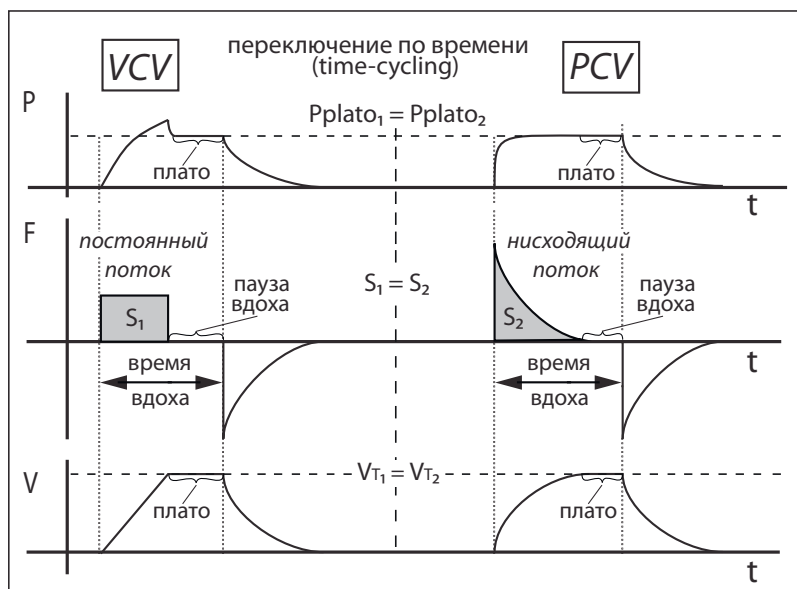
Если длительность вдоха больше чем 5τ

Когда длительность вдоха больше чем 5τ , на графиках потока и объема наблюдается временной интервал, в котором поток останавливается и объем не меняется. Респираторная система пациента приходит в равновесие с тем постоянным давлением, которое аппарат ИВЛ создает в дыхательном контуре. Наш респект сэру Исааку Ньютону. Силы аппарата ИВЛ и силы упругости респираторной системы пациента во время паузы вдоха равны. Плато на графике объема говорит нам, что объем не меняется. На графике потока во время паузы вдоха поток отсутствует.

В PCV увеличение времени вдоха больше 5τ не приводит к увеличению дыхательного объема



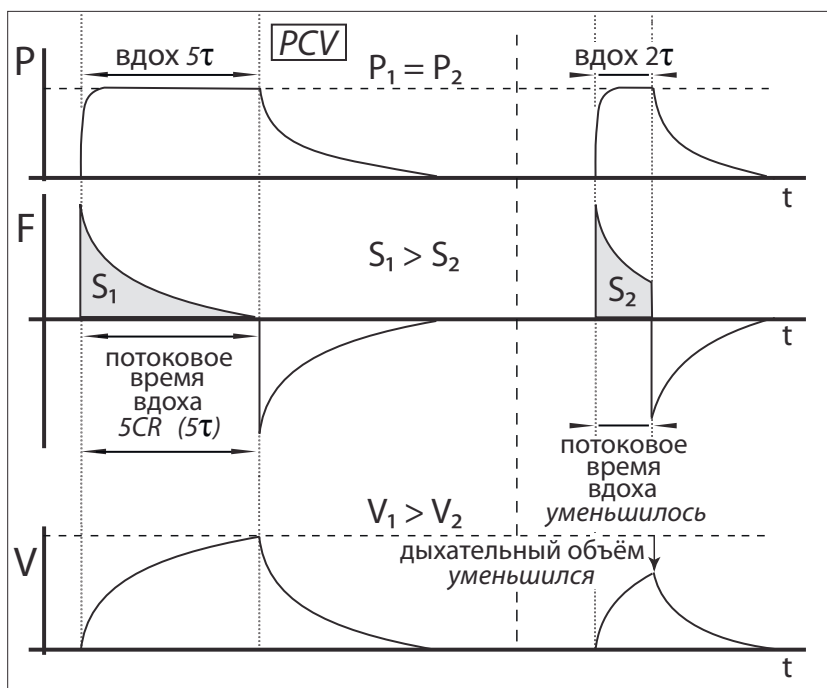
Давайте сравним режим ИВЛ управляемый по-объёму с переключением на выдох по-времени (VC-CMV-Time-cycling) и режим управляемый по-давлению с переключением на выдох по-времени (PC-CMV), когда в режиме PC-CMV длительность вдоха превышает 5τ . Пациент один и тот же, дыхательный объём одинаковый.



Вы видите, что давление плато одинаковое. Это естественно: одинаковый дыхательный объем и одна и та же респираторная система, поток остановлен. На кривых объема во время паузы вдоха в обоих случаях есть плато (объем не меняется). Такой вариант режима PCV может быть показан пациентам с неравномерными легкими (на рентгенограмме «пестрые легкие»). Если соотношение вдоха к выдоху 1:1 или больше чем 1:1 может использоваться название Inverse Ratio Ventilation (IRV) или вентиляция с обратным отношением вдоха к выдоху.

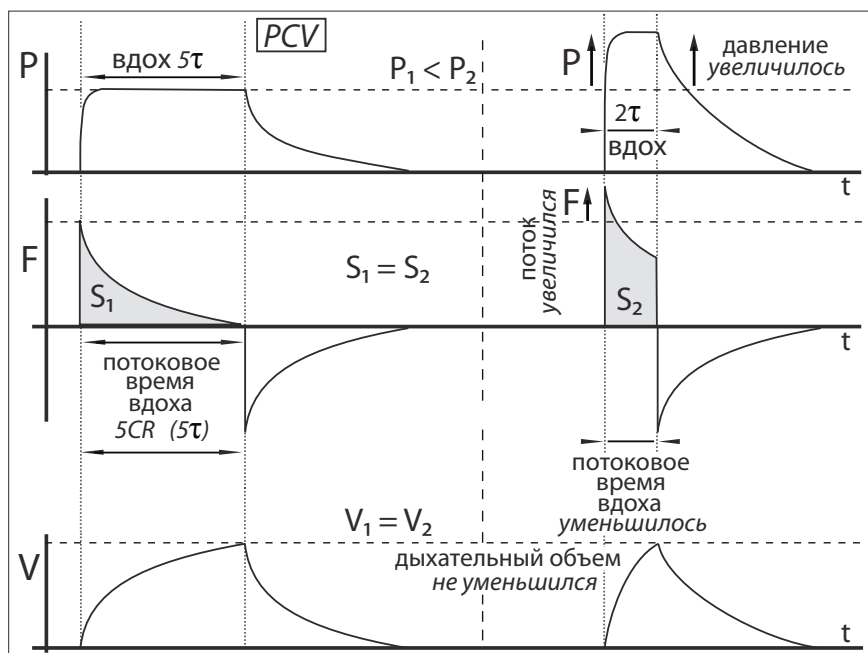
В PCV увеличение времени вдоха больше 5τ может быть показано при ИВЛ у пациентов с очаговыми изменениями легких

Если длительность вдоха меньше чем 5τ

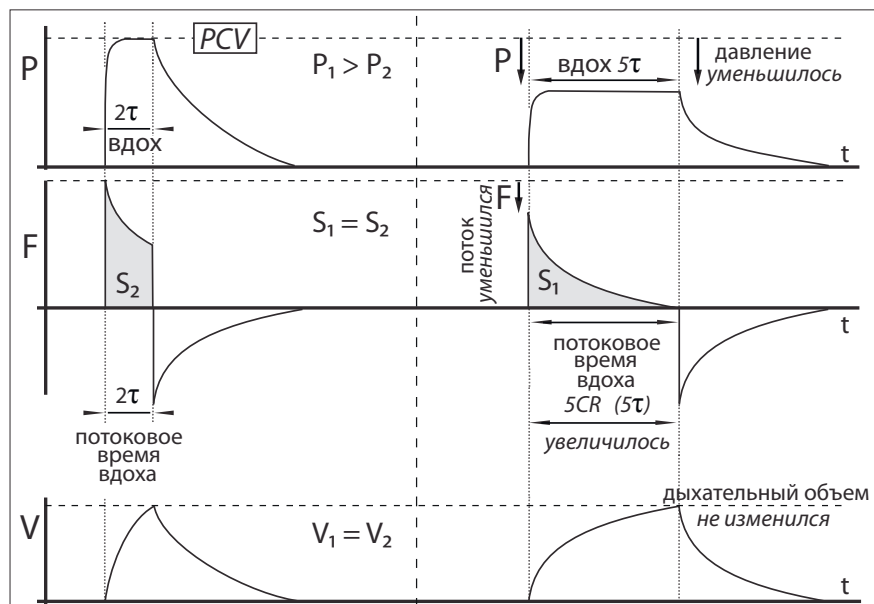


Давление вдоха не меняется, но сократилось время вдоха. В результате поток обрывается в момент переключения на выдох, не достигнув нулевого уровня. Площадь под кривой потока уменьшилась. Соответственно уменьшился и дыхательный объём.

Если мы хотим сохранить неизменным дыхательный объём при уменьшении времени вдоха $< 5\tau$ мы должны увеличить давление вдоха.



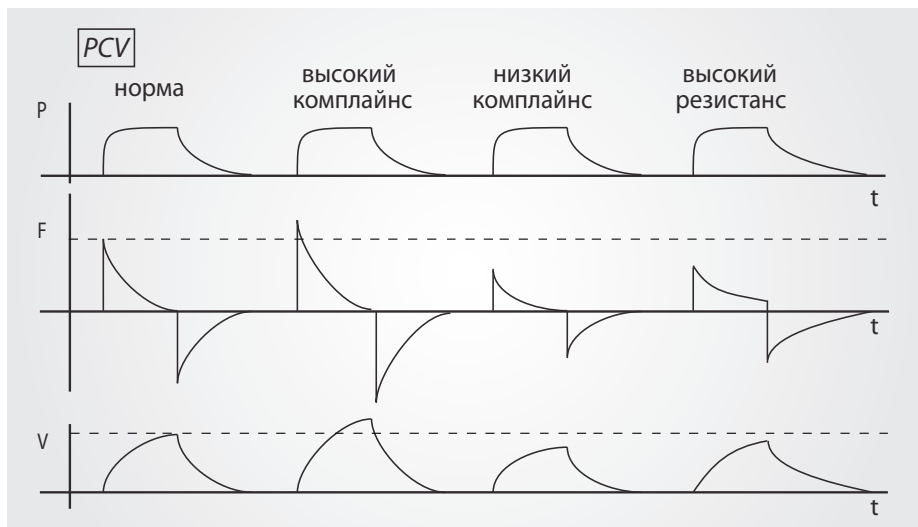
Соответственно, если исходно, время вдоха меньше 5τ , а мы хотим снизить давление вдоха, и при этом сохранить прежний дыхательный объём, мы увеличиваем время вдоха и, одновременно, снижаем давление.



При настройке режима принудительной вентиляции по давлению (PC-CMV) для того чтобы доставить целевой дыхательный объем нужно подбирать оптимальное соотношение давления вдоха и длительности вдоха. Минимальное давление вдоха (МДВ, driving pressure) для данного дыхательного объема у данного пациента определяется комплайнсом респираторной системы. Длительность вдоха позволяющая доставить целевой дыхательный объем при минимальном давлении вдоха (МДВ) определяется податливостью (комплаинсом) респираторной системы и сопротивлением дыхательных путей (резистанс). Подробно о МДВ и постоянной времени (CR) в главах I-5 и I-6.

Зависимость потока и дыхательного объёма от состояния респираторной системы

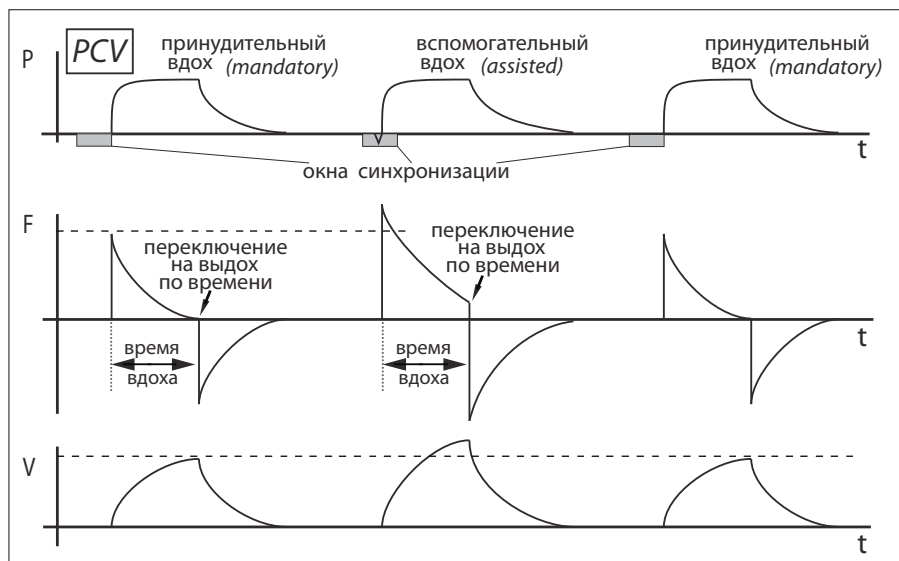
Чем выше комплаинс или, чем более податлива респираторная система, тем больший поток и объём потребуются для её заполнения при том же давлении. Если система упругая (жесткая), то для её заполнения, при том же давлении нужен меньший поток и объём.



Если режим ИВЛ управляем по-давлению, то график давления будет строго соответствовать настройкам аппарата ИВЛ. Более того этот график будет неизменным для любого пациента (если настройки режима неизменны). Единственное отличие на графике давления, это удлинение выдоха при увеличении резистанс (астма, ХОБЛ, бронхоспазм). При управлении вдохом по-давлению изменения состояния респираторной системы отражаются на графиках потока и объёма. Чтобы увидеть, как пациент принимает настройки режима управляемого по-давлению (PCV) смотрите на графики потока и объёма.

**В режимах управляемых по-давлению (PCV)
состояние респираторной системы отражается
на графиках потока и объёма**

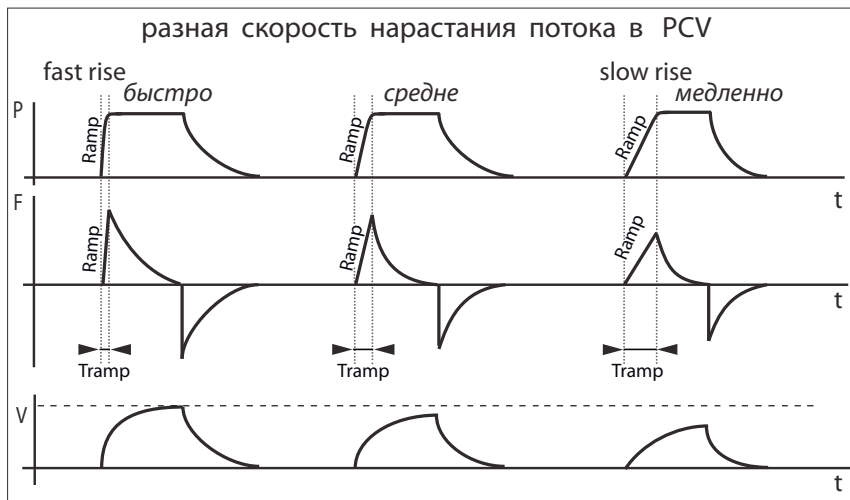
Дыхательный объём у принудительных и вспомогательных вдохов может отличаться



Аппарат ИВЛ в течение времени вдоха поддерживает целевое давление в дыхательных путях. Как было показано в предыдущем примере дыхательный объём доставляемый пациенту зависит от сопротивления дыхательных путей (резистанс) и податливости респираторной системы (комплаинс). Но, кроме того, в PCV дыхательный объём зависит от того насколько пациент сотрудничает с аппаратом ИВЛ. В большинстве случаев, после того как пациент начал вдох, и таким образом активировал триггер аппарата ИВЛ, пациент продолжает выполнять свой вдох одновременно с аппаратом. То есть аппарат вдвует, а пациент вдыхает. Но у аппарата задача создать определённое давление в дыхательных путях. Образно говоря для того, чтобы создать давление аппарат должен «упереться потоком» в респираторную систему пациента, но пациент вдыхает, и для «упора» приходится создавать большой поток. Мы не устаём напоминать, что объём – это площадь под кривой потока. Чем больше поток, тем больше дыхательный объём. «С точки зрения аппарата ИВЛ» когда пациент вдыхает одновременно с аппаратом, податливость (комплаинс) респираторной системы растёт. Семантически тоже всё складывается:

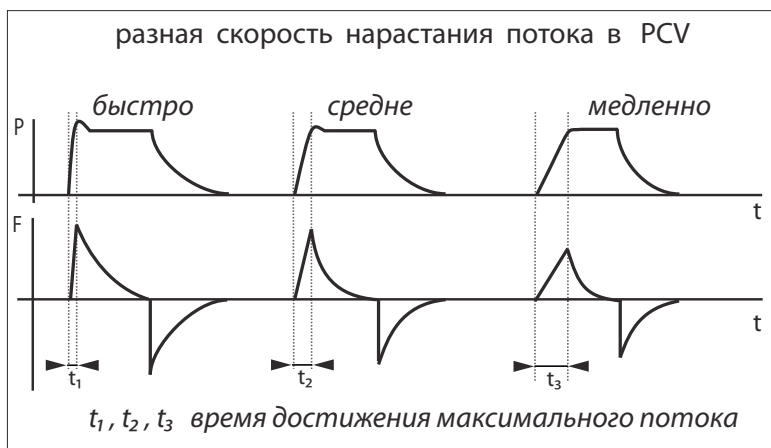
«пациент активно поддаётся действию аппарата ИВЛ, – податливость (комплаинс) растёт».

Скорость нарастания потока и дыхательный объём



При настройке режимов управляемых по-давлению можно изменять скорость нарастания потока. Следует помнить, что уменьшая скорость нарастания потока мы одновременно уменьшаем дыхательный объём. Более подробно о скорости нарастания потока в главе II - 7.

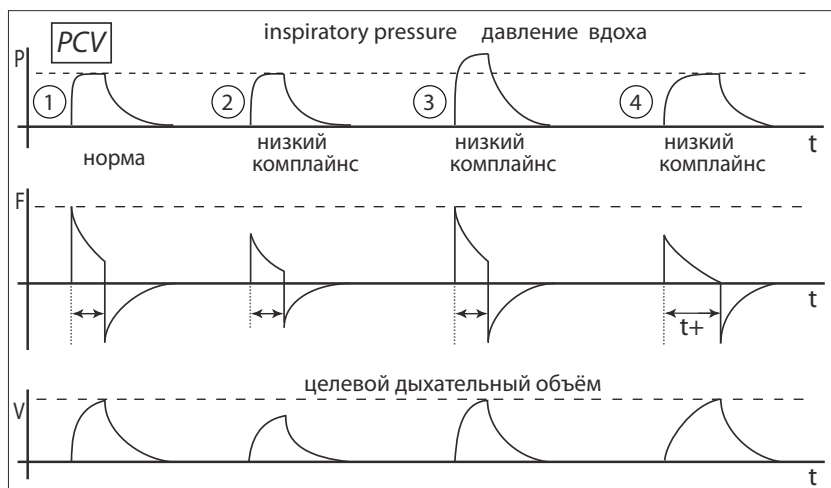
Для чего нужно менять скорость нарастания потока?



Для каждого состояния респираторной системы пациента существует оптимальная динамика потока. Если поток недостаточный, пациент испытывает нехватку воздуха по-английски, «air hunger». Если поток избыточный и превышает пропускную способность дыхательных путей, на графике давления мы наблюдаем пик выше установленного давления вдоха. Подбирая оптимальную скорость нарастания потока и меняя интервал времени достижения максимального потока (time ramp или slope), мы улучшаем параметры вентиляции и повышаем комфорт пациента. Предлагаем Вам рассмотреть два варианта адаптации режима PC-CMV к разным состояниям респираторной системы пациента.

Вариант № 1: «низкий комплаинс респираторной системы»

Посмотрим как мы можем оптимизировать ИВЛ у пациента с низким комплаинсом, то есть с рестриктивным процессом. Для таких легких используют определения: «тугие легкие», «жесткие легкие», «stiff lung». Снижение комплаинса характерно для пневмонии, отека легких и ОРДС.



Первый пример на схеме – это пациент с обычными свойствами респираторной системы. Ему вполне подходит данный способ настройки режима ИВЛ. Со второго примера – пациент с низким комплаинсом. Вследствие того, что легкие «тугие», «stiff lung», не удастся доставить пациенту целевой дыхательный объем при том же давлении

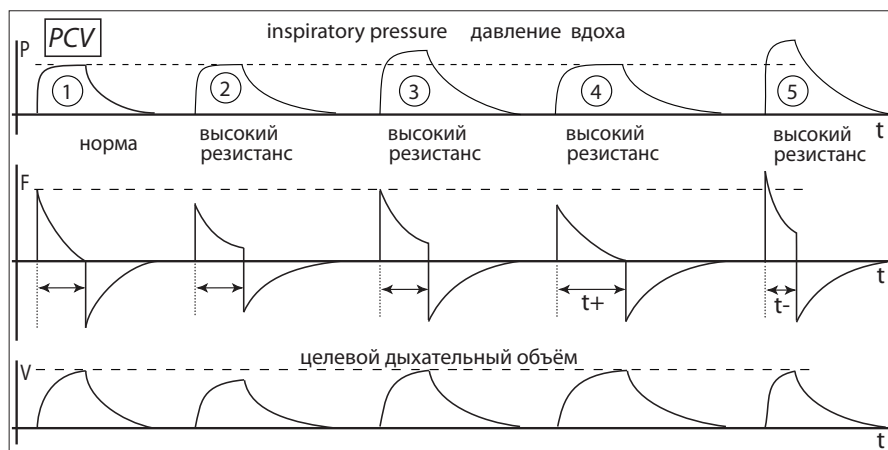
поддержки и длительности вдоха, что и у обычного пациента. Первая возможность доставить целевой дыхательный объём – увеличить давление поддержки (пример 3), а вторая – увеличить длительность вдоха (пример 4). Пример № 4 наиболее щадящий для пациента поскольку аппарат доставляет целевой дыхательный объём с меньшим давлением чем в примере №3.

**Пациенту с низким комплайнсом доставляем
дыхательный объём – за счет удлинения вдоха**

Но помните, что увеличение длительности вдоха $> 5t$ не приведёт к увеличению дыхательного объёма.

Вариант № 2: «высокое сопротивление дыхательных путей»

При обострении ХОБЛ или бронхиальной астмы у пациента высокое сопротивление дыхательных путей (резистанс).



Первый пример на схеме – это пациент с обычными свойствами респираторной системы. Ему вполне подходит данный вариант настройки режима ИВЛ. Со второго примера – пациент с высоким сопротивлением дыхательных путей.

Если мы не меняем стандартные настройки (пример 2), высокое сопротивление дыхательных путей приводит к тому, что за то же время и при том же давлении вдоха дыхательный объём уменьшится. Самое

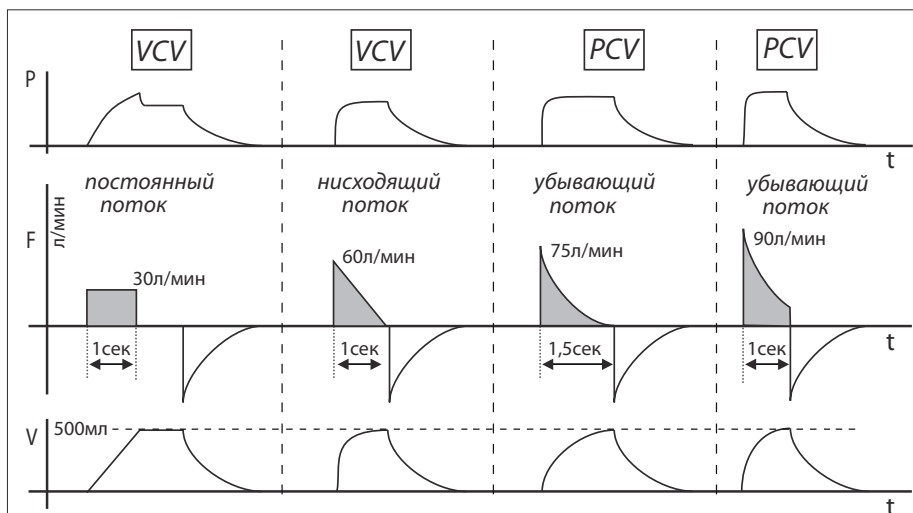
простое решение для увеличения дыхательного объема (пример 3): не меняя длительности вдоха повысить инспираторное давление. Другое решение, для увеличения дыхательного объема увеличивать время вдоха (пример 4). Посмотрим на задачу как на оптимизацию ИВЛ, а не просто доставку целевого дыхательного объема. Для пациента с высоким сопротивлением дыхательных путей наиболее важно обеспечение эффективного выдоха. Имеет смысл сократить время вдоха и увеличить давление вдоха (пример 5) ещё больше, чем в примере № 3, чтобы предоставить больше времени для полноценного выдоха.

Пациенту с высоким сопротивлением дыхательных путей сокращаем время вдоха и доставляем целевой дыхательный объем повышая инспираторное давление

Обсудим поток. Какой поток должен создавать аппарат ИВЛ?

– достаточный 1) для того, чтобы доставить целевой дыхательный объем за время вдоха при ИВЛ по-объёму, или 2) для того, чтобы поддерживать целевое давление во время вдоха при ИВЛ по-давлению.

Сравним кривые потока при управлении вдохом по-объёму и по-давлению.



Во втором примере режим управляемый по объёму с нисходящей формой потока, подробно разберём его в главе III - 5. При управлении по-давлению максимальный поток выше, чем при управлении по-объёму, а снижение потока происходит быстрее. При PCV максимальный поток 90л/мин не редкость. Более подробно о максимальном потоке в главе II - 6.

В данном режиме можно менять давление вдоха, скорость нарастания потока, частоту дыханий и длительность вдоха. Между давлением вдоха и дыхательным объёмом прямая связь.

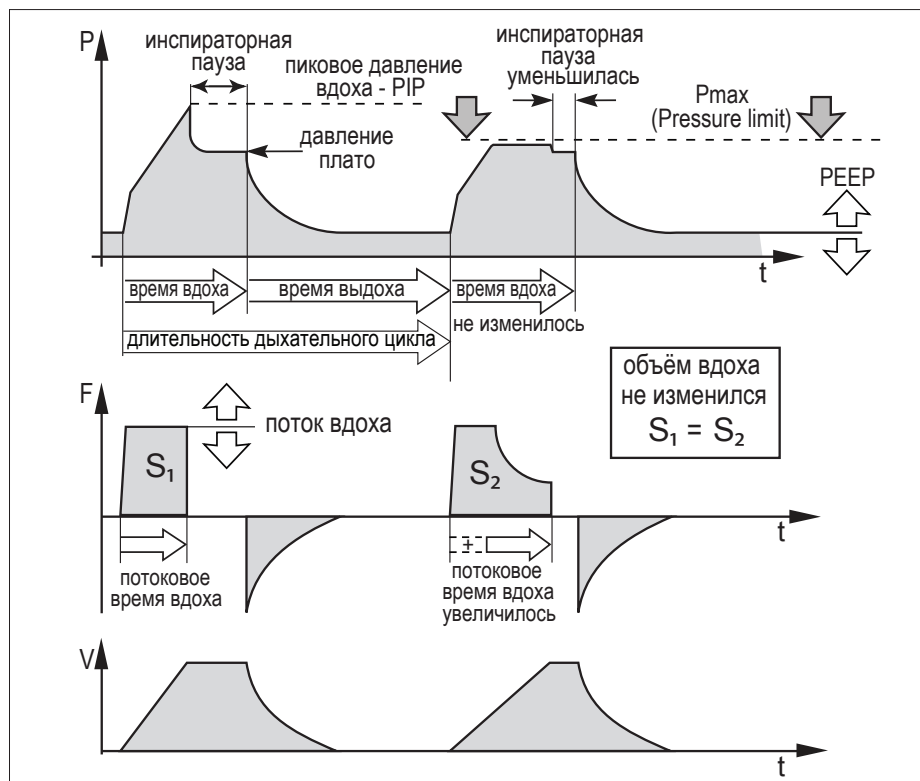
Резюме: В режиме принудительной ИВЛ управляемом по-давлению (PC-CMV) врач устанавливает давление вдоха, РЕЕР, длительность вдоха и частоту дыханий и скорость нарастания потока. Дыхательный объём и минутный объём вентиляции зависят от сопротивления дыхательных путей (резистанс), податливости респираторной системы (комплаинс) и от степени «сотрудничества» пациента и аппарата ИВЛ. Увеличение времени вдоха приводит к увеличению дыхательного объёма только до тех пор, пока время вдоха не достигло 5τ (в реальной практике 3τ). Дальнейшее увеличение времени вдоха не приводит к увеличению дыхательного объёма. Вдох пациента совпадающий с аппаратным вдохом аппарат ИВЛ «воспринимает» как повышение податливости респираторной системы.

Режим принудительной ИВЛ управляемый по-давлению (PC-CMV) более физиологичен, чем режимы управляемые по-объёму.

(CMV) III - 4 «P-max», он же «PLV» ИВЛ по-объему с ограничением по давлению

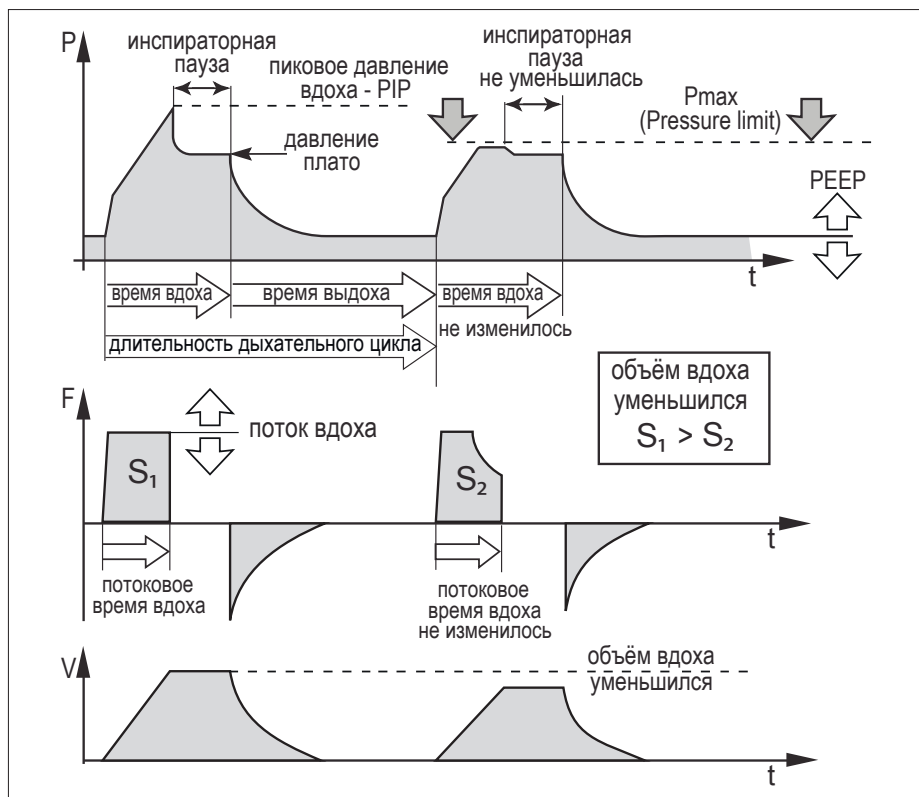
Об этом режиме ИВЛ мы говорили в главе II - 12. В той главе мы разбирали фазовую переменную «лимит» (limit). Скорее всего никто из наших читателей не будет использовать этот режим в своей клинической практике. Сегодня есть более удобные и физиологичные режимы ИВЛ. Но как говорил сэр Френсис Бэкон: «Knowledge is power» (Знание – сила). Когда этот режим вводился в клиническую практику фирмой Dräger он был представлен под двумя названиями «P-max» и «PLV» (Pressure Limited Ventilation). Такое название может дезориентировать врача, поскольку характеристика «pressure limited ventilation» (ИВЛ с ограничением по давлению) применима ко всем режимам ИВЛ управляемым по-давлению и ко всем режимам ИВЛ с двойным управлением (за исключением режима VAPS).

Этот вариант CMV относится к группе режимов Dual Control Within a Breath. Это значит, что заданный целевой дыхательный объем аппарат ИВЛ доставляет выполняя коррекцию параметров вентиляции в течение вдоха. Это отличает режим «P-max» или «PLV» от других режимов с двойным управлением. (В режимах типа PRVC и VS аппарат ИВЛ анализирует состоявшийся вдох и вносит изменения в параметры вентиляции при выполнении следующего вдоха). Представлен на аппаратах ИВЛ фирм Dräger и General Electric. Напомним, способ управления вдохом Volume control обеспечивает доставку предписанного дыхательного объема.



Для аппарата ИВЛ дыхательный объём – это цель (target). Давление в дыхательных путях зависит от сопротивления потоку (resistance) и податливости (compliance), а объём – это произведение потока на время. Аппарату ИВЛ поставлена задача: доставить дыхательный объём, не превышая Pressure limit. Единственное решение - уменьшить поток и увеличить потоковое время вдоха. В результате, сокращается инспираторная пауза, но время вдоха не меняется. Дыхательный объём не меняется, на схеме это площадь под кривой потока, $S_1 = S_2$. Так работает данный режим ИВЛ на аппаратах фирмы Dräger серии Evita.

Есть несколько худший вариант этого режима ИВЛ на аппаратах «Engstrom Carestation» фирмы General Electric, у GE поток «срезается» но потоковое время вдоха не увеличивается, при этом уменьшается дыхательный объём, а длительность вдоха не меняется.



В этом случае можно вручную увеличить потоковое время вдоха и добиться того, что аппарат ИВЛ, так будет доставлять целевой дыхательный объем.

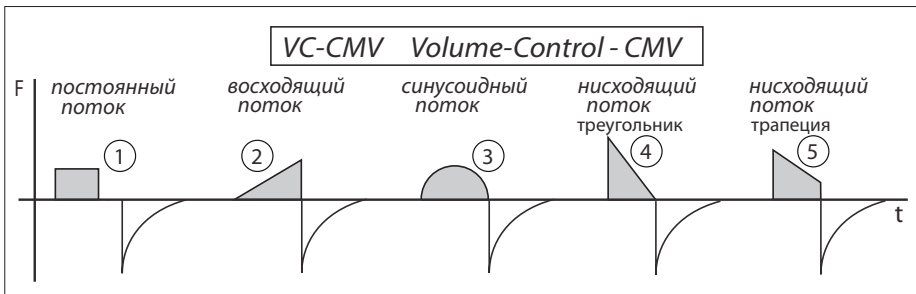
Резюме: этот режим продвигался в клиническую практику с большим воодушевлением, как режим позволяющий доставить пациенту целевой дыхательный объем без угрозы критического подъема давления в системе. Внедрение в практику режимов управляемых по-объёму с нисходящей формой кривой потока вытеснило данный режим.

Тут я понял, это ж джин, он ведь может многое...
(В.С. Высоцкий)

(CMV) III - 5 ИВЛ по-объему и изменяемый поток

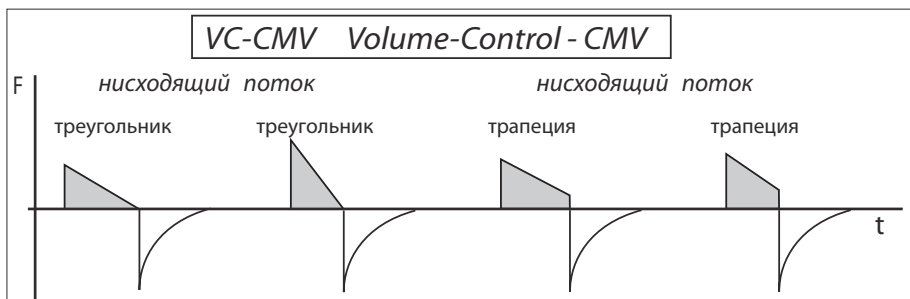
Объём вдоха – это площадь под кривой потока

У современных аппаратов ИВЛ система управления потоком может генерировать быстро меняющийся поток. Очевидно, что и кривые графиков потока будут разными. На рисунке представлены графики возможных форм динамики потока.

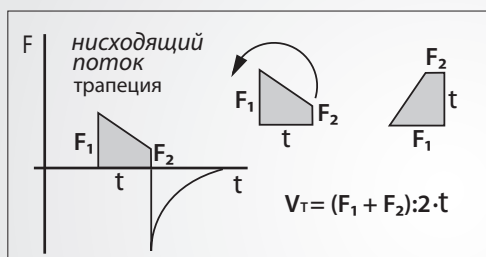


Первый вариант – это постоянный поток, то, с чего начиналась ИВЛ по-объёму. Графика режимов с постоянным потоком, управляемых по-объёму описана в главах (III - 1) и (III - 2). Второй и третий варианты формы кривой потока не нашли применения в практике ИВЛ из-за своей нефизиологичности. Так получилось, что создатели аппаратов ИВЛ предоставили врачам возможность максимального выбора. На панели управления многих аппаратов ИВЛ есть возможность выбрать и такие формы кривой, да только они никому не нужны.

Сегодня самыми физиологичными вариантами ИВЛ по-объёму считаются варианты с нисходящей формой кривой потока.



Как аппарат ИВЛ решает какой поток использовать в начале вдоха, а какой в конце? Зная «ход мысли» аппарата, врач получает желаемую форму кривой потока. Управляя потоком, аппарат решает геометрическую задачу. Аппарат ИВЛ строит из кривой потока геометрическую фигуру. Площадь этой фигуры равна дыхательному объёму. Мы постоянно повторяем, что объём – это площадь под кривой потока. Одной из сторон является потоковое время вдоха. Аппарат знает площадь фигуры и её форму (прямоугольный треугольник, или прямоугольная трапеция). Для прямоугольного треугольника высота (она же один из катетов) – это максимальный поток, а второй катет это время вдоха. Для прямоугольной трапеции максимальный поток – это большее основание, а высота – это длительность вдоха. Форма кривой потока и выбирается врачом при настройке режима. Отношение длин оснований трапеции задаётся при настройке режима.

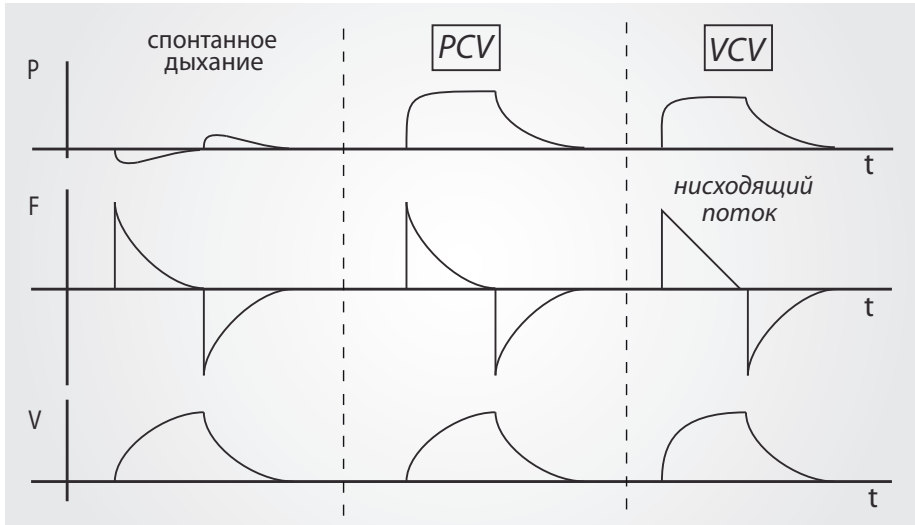


Для тех кто подзабыл школьную геометрию напомним, что площадь трапеции – это произведение полусуммы оснований на высоту.

Чтобы прямоугольная трапеция, образуемая кривой потока была похожа на картинку из школьного учебника повернем её на 90 градусов против часовой стрелки.

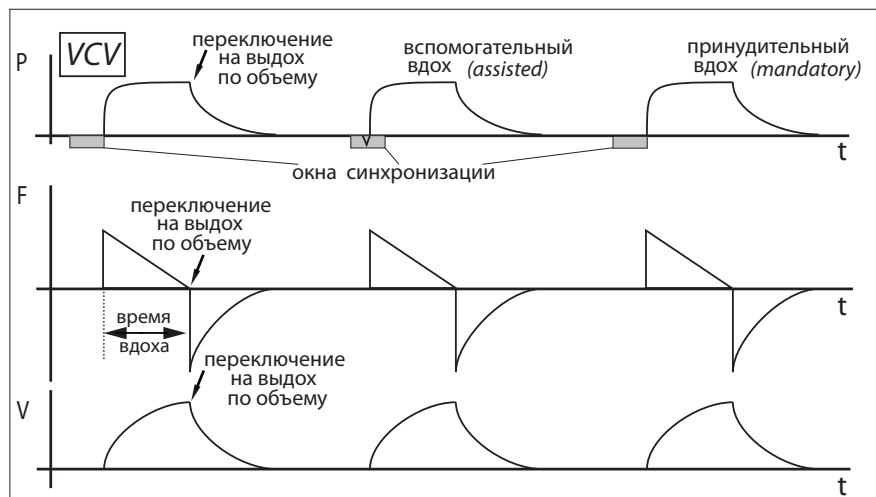
Почему из всех вариантов управления по-объёму нисходящий поток наиболее физиологичный?

Если ответить кратко, мы так дышим: и вдох, и выдох начинаются с максимального потока, который быстро снижается. Мы рассматривали это в главе (II - 6).



Живые организмы не создают постоянных равномерных потоков ни при дыхании, ни при кровообращении. В живой природе и вдох, и выдох начинается с максимального потока и, постепенно снижается до нуля. При спонтанном дыхании на вдохе давление в грудной клетке снижается, а на выдохе повышается. На графиках такой поток по форме похож на треугольник. При ИВЛ управляемой по-давлению (РС) аппарат ИВЛ в течение вдоха удерживает давление на заданном уровне. При этом естественным образом возникает снижение потока. В начале вдоха в респираторной системе много «свободного пространства» и для удержания давления на заданном уровне нужен большой поток. По мере заполнения для поддержки целевого давления поток снижается. Таким образом, при ИВЛ управляемой по-давлению (РС) аппарат ИВЛ на вдохе естественным образом создает физиологичный тип потока. ИВЛ управляемая по-объему (VCV) при использовании нисходящего потока по своим параметрам очень близка к ИВЛ управляемой по-давлению (PCV).

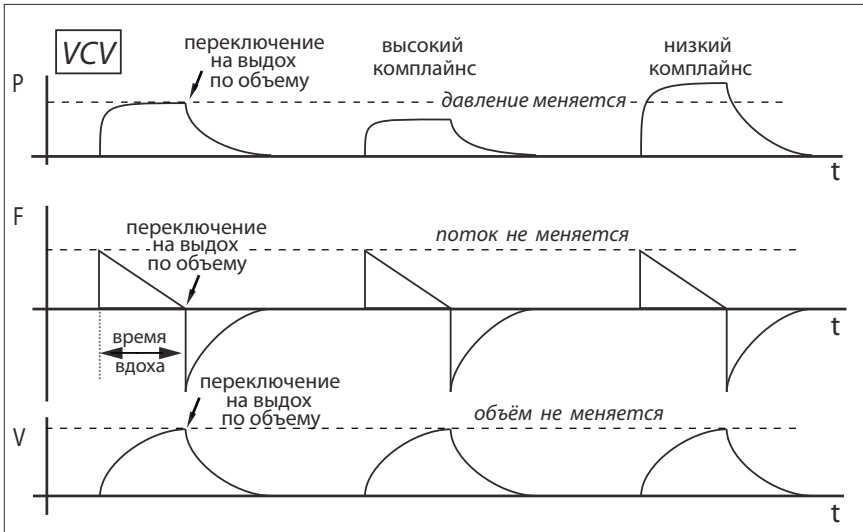
Триггер пациента и названия вдохов



Как и во всех остальных вариантах режимов CMV все вдохи на графиках выглядят одинаково. По классификации Роберта Чатбурна все эти вдохи – принудительные (mandatory). Вне зависимости от дыхательной активности пациента аппарат ИВЛ доставляет пациенту одинаковые дыхательные объёмы за одинаковые отрезки времени, и переключение с вдоха на выдох происходит строго в тот момент, когда целевой объём доставлен. Кроме того, форма кривой потока для всех вдохов одинаковая. Отличие только в том как инициирован вдох. Если в соответствии с временной разбивкой вдох начат по расписанию, значит сработал триггер по-времени (machine-trigger). Если пациент сумел инициировать вдох, значит сработал триггер пациента (любой триггер, кроме триггера по-времени). Те принудительные вдохи, которые инициировал пациент называются вспомогательными (assisted).

В CMV все вдохи – mandatory (принудительные)

Комплаинс респираторной системы и VCV с нисходящим потоком

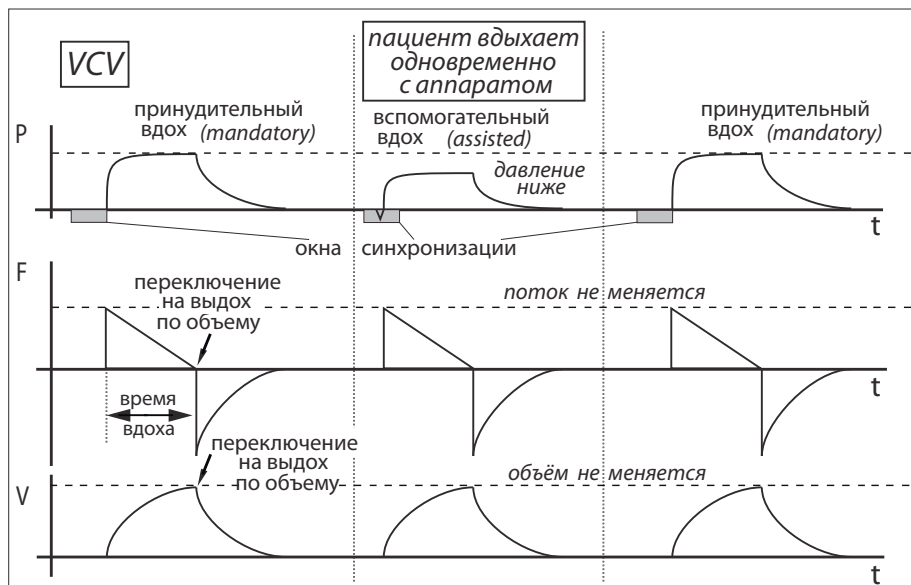


У аппарата задача доставить целевой дыхательный объём используя предписанный поток. И аппарат делает то, что ему велено.

Если у пациента податливость (комплаинс) респираторной системы высокая, давление будет ниже. Если у пациента податливость (комплаинс) респираторной системы низкая, лёгкие «тугие», «жёсткие». Для того, чтобы в них «втолкнуть» целевой дыхательный объём потребуется более высокое давление. Когда аппарат работает по-объёму, «ему не важно» какое будет давление. В данном случае цель аппарата доставить объём и строго выдержать предписанную форму кривой потока.

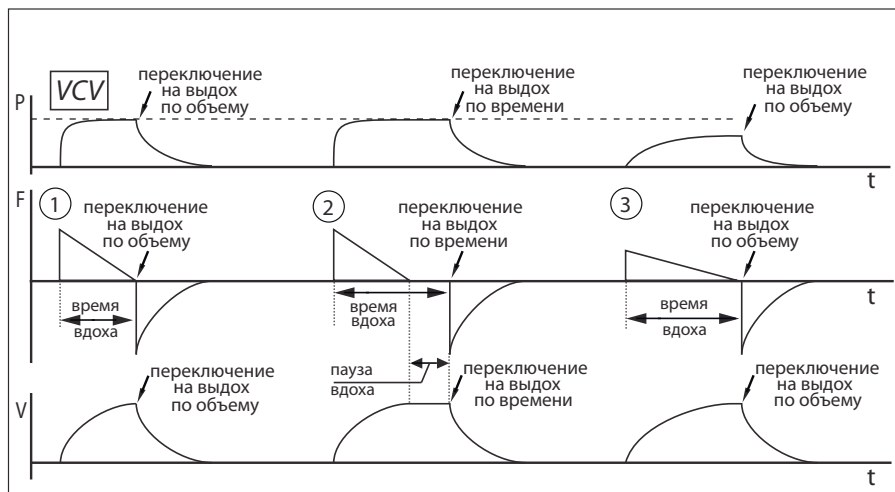
Если пациент сотрудничает с аппаратом ИВЛ...

В большинстве случаев, после того как пациент начал вдох, и таким образом активировал триггер аппарата ИВЛ, он продолжает выполнять свой вдох одновременно с аппаратом. То есть аппарат вдвует, а пациент выдыхает. С «точки зрения аппарата ИВЛ» когда пациент вдыхает одновременно с аппаратом, податливость (комплаинс) респираторной системы растёт.



Семантически тоже всё складывается: «пациент активно поддается действию аппарата ИВЛ, – податливость (комплаинс) растёт». В результате давление вдоха ниже, но дыхательный объем и форма кривой потока не меняются.

Переключение на выдох и инспираторная пауза

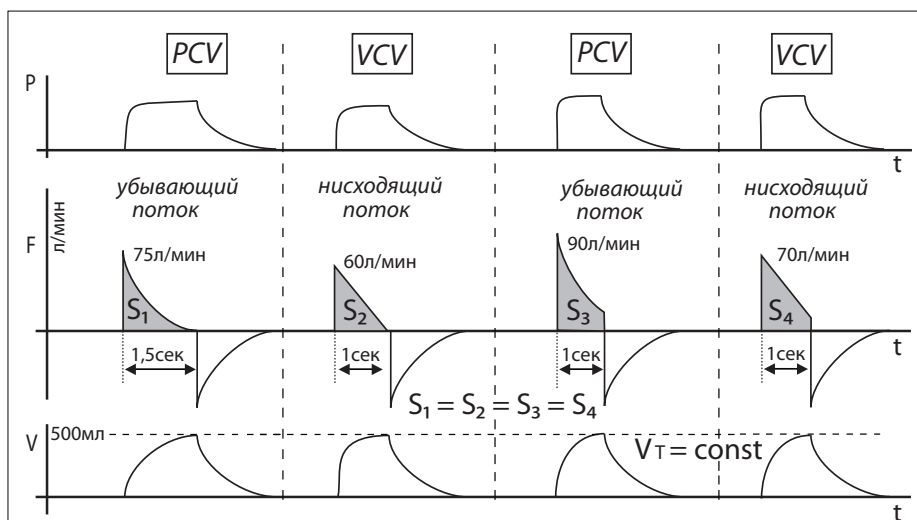


Наиболее часто при использовании нисходящего потока используется переключение на выдох по-объёму, как показано в первом примере. Объём доставлен, – начинается выдох. Этот вариант графически, да и по своей механике, очень похож на вдох управляемый по-давлению. Второй пример: Многие современные аппараты ИВЛ позволяют при нисходящем потоке устанавливать переключение на выдох по-времени. В этом случае мы наблюдаем инспираторную паузу (пауза вдоха), – это временной интервал, когда объём доставлен, поток остановлен, а клапан выдоха ещё закрыт. В третьем примере показано, что если мы увеличиваем время вдоха как во втором примере, но используем переключение на выдох по-объёму начальный поток и давление в дыхательных путях уменьшаются. Обратите внимание: дыхательный объём во всех трёх примерах одинаковый.

Объём вдоха – это площадь под кривой потока

В режиме VCV врач задает и изменяет следующие параметры ИВЛ: Тип триггера и его чувствительность, целевой дыхательный объём, длительность вдоха, форму кривой потока, частоту дыханий.

Резюме: Среди режимов ИВЛ управляемых по-объёму наиболее физиологичный вариант – это VC-CMV с нисходящим потоком. На графиках давления, потока и объёма этот режим очень похож на PC-CMV. Нисходящий поток бывает треугольной и трапециевидной формы. Величина начального потока находится в обратной зависимости от длительности времени вдоха, – чем короче вдох тем больше поток (при одинаковом объёме). Глядя на форму графиков потока и давления в этом режиме врач может выбирать наилучшую настройку не менее успешно чем в режиме PC-CMV.



Врач думает, что это ИВЛ по-объёму, а на самом деле это ИВЛ по-давлению.

(Шутка конструкторов аппаратов ИВЛ)

(CMV) III - 6 Режимы CMV с двойным управлением (PRVC, VG, VC+)

- **Кратко:** При настройке этих режимов мы устанавливаем целевой дыхательный объём, частоту дыханий и длительность вдоха, а аппарат ИВЛ проводит вентиляцию по-давлению, подбирая давление вдоха необходимое для того, чтобы доставлять этот целевой дыхательный объём.
- **Подробно:** В данной главе мы разбираем интеллектуальные режимы ИВЛ, которые проводят вентиляцию по-давлению, на основе результатов собственного (аппаратного) мониторинга дыхательного объёма, постоянно корректируют давление вдоха для того, чтобы актуальный дыхательный объём соответствовал целевому дыхательному объёму, установленному при настройке режима. Эти режимы называют «режимы с обратной связью», что по-английски «closed-loop ventilatory modes». Полное название в соответствии с классификацией Роберта Чатбурна: «Dual Control Breath-to Breath-Pressure-Limited, (Volume-targeted) , Time-Cycled Ventilation»

Последовательно переведем и разберем это название. «Dual Control Breath-to Breath» означает, что в качестве цели для аппарата мы устанавливаем дыхательный объём, но аппарат работает по-давлению и стремится доставить целевой дыхательный объём подбирая давление вдоха. Аппарат оценивает дыхательный объём состоявшегося вдоха, сравнивает с целевым, и при выполнении следующего вдоха меняет инспираторное давление так, чтобы доставить целевой дыхательный объём. «Pressure-Limited» означает, что стремясь доставить целевой дыхательный объём, приблизившись к опасной границе, аппарат перестанет повышать давление и сообщит нам об этом. Предельное давление (Pressure limit) – это верхняя граница тревог по давлению минус 5 мбар. При этом аппарат продолжает вентиляцию, но мигает лампочками и сообщает: «Низкий дыхательный объём!» или «Low

Tidal Volume» или «Target Volume is not delivered». Одним словом, аппарат «зовёт» врача разбираться, что не так. То что режим «Volume-targeted» обычно не указывают, так как все режимы «Dual Control» имеют целевой дыхательный объём и управляемы по-давлению, то есть, то что «Volume-targeted» само собой разумеется. «Time-Cycled» означает что переключение на выдох в этих режимах по-времени. То есть длительность вдоха задается при настройке режима.

Разные фирмы-производители дают этому режиму свои названия

Другие имена режима:

1. «Volume targeted pressure control » «VTPC» (Newport).
2. «Pressure-regulated volume control» «PRVC» (Siemens 300, Servo-I, Avea Viasys, Inspiration e-Vent).
3. «Adaptive pressure ventilation» «APV» (Hamilton Medical).
4. «IPPV+AutoFlow» на аппаратах ИВЛ фирмы Dräger Evita-2dura, Evita-4, Evita-XL и VCV-AutoFlow на более современных аппаратах.
5. «Volume Guarantee» «VG» (CMV-VG) на аппаратах фирмы Dräger
6. «Volume control+» «VC+» (PB-840).

Какие параметры ИВЛ задает и изменяет врач в режиме PRVC?

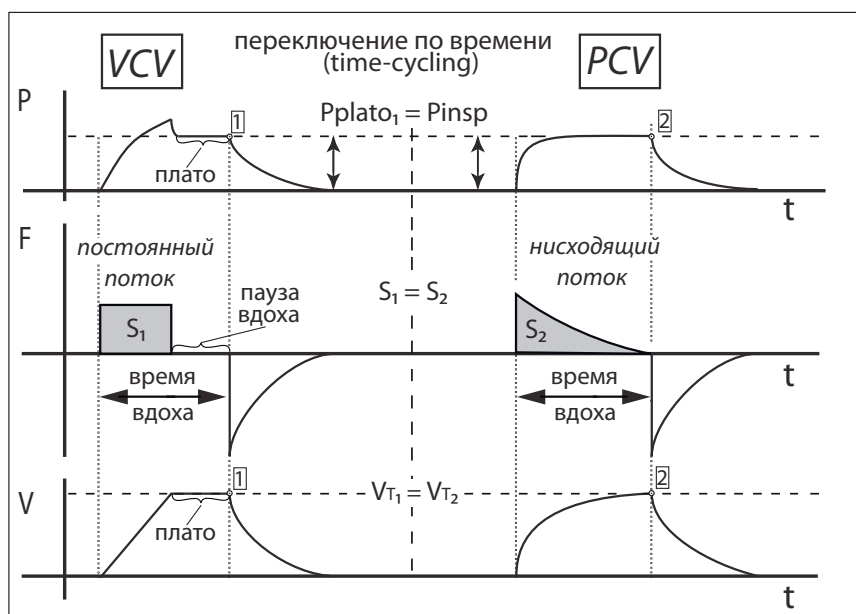
Тип триггера и его чувствительность, целевой дыхательный объём, длительность вдоха, скорость нарастания потока, частоту дыханий. Всё, как в режиме PCV на основе дыхательного паттерна PC-CMV. Основным отличием от PCV является то, что вместо уровня давления вдоха (inspiratory pressure) задаётся целевой дыхательный объём (target tidal volume).

Как аппарат определяет какое давление использовать для первого вдоха?

При включении PRVC первый, тестовый вдох выполняется, как управляемый по-объёму с переключением на выдох по-времени. После того, как дыхательный объём доставлен, аппарат ИВЛ делает па-

узу и при остановленном потоке измеряет давление плато. На основе полученного результата аппарат делает настройку режима PRVC. Теперь аппарат знает, на каком уровне должно быть давление во время PCV-вдоха, чтобы доставить целевой дыхательный объём. Действительно, для одних и тех же легких при остановленном потоке, одинаковым уровням давления будут соответствовать одинаковые объёмы, независимо от способа управления вдохом. После того, как аппарат начал ИВЛ в режиме «PRVC», он постоянно измеряет доставленный дыхательный объём и в разрешённых границах подправляет давление вдоха. После запуска режима «PRVC» аппарат может изменять давление вдоха не более, чем на 3мбар за каждый последующий вдох. Аппарат ИВЛ может повышать давление поддержки до уровня: верхней границы тревог по давлению минус 5мбар.

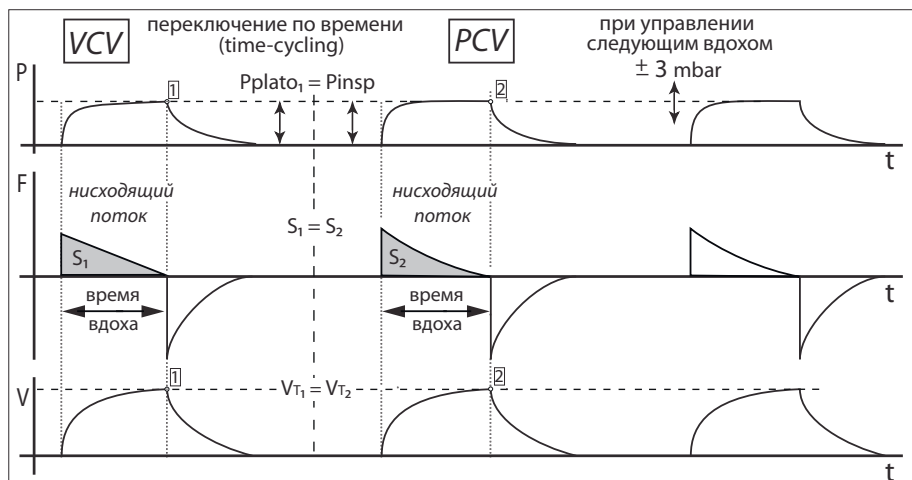
Длительность вдоха устанавливается при настройке режима.



На представленной схеме показаны первый и второй вдохи в режиме PRVC, первый вдох – «тестирующий». Во время первого вдоха по-объёму есть инспираторная пауза. Второй вдох управляем по-давлению с переключением на выдох по-времени (как в PCV). Поскольку на графике давления точки 1 и 2 на одном уровне, а поток в эти

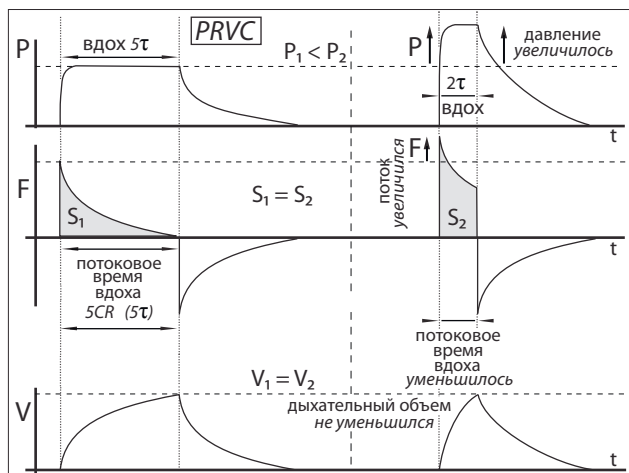
моменты времени отсутствует, объём на нижнем графике в точках 1 и 2 одинаковый. Такой вариант тестирующего вдоха использован на аппаратах Servo-I фирмы Maquet и на многих других аппаратах.

Другой вариант тестового вдоха по-объёму.

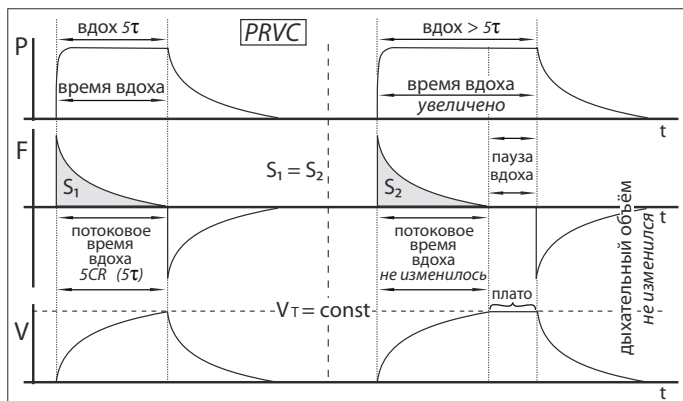


Особенностью режима «VC+» на аппарате PB-840 является то, что тестовый вдох, управляемый по-объёму, выполняется с использованием убывающего потока (на графике потока прямоугольный треугольник гипотенузой назад; основание треугольника — время вдоха, а площадь — дыхательный объём). Выполнив тестовый вдох, аппарат узнает, какой уровень давления вдоха (inspiratory pressure) нужно использовать, чтобы доставить целевой дыхательный объём.

Если сократить длительность вдоха, то аппарат, стремясь доставить целевой дыхательный объём увеличит давление вдоха и мы увидим изменение формы кривой потока.

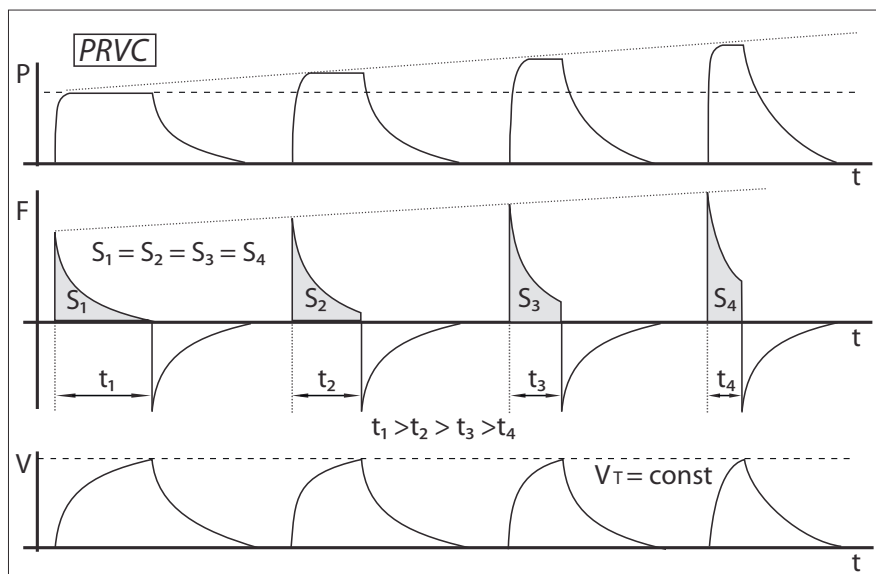


Если увеличивать время вдоха более 5τ кривая потока не изменится и пиковое давление не уменьшится. После 5τ давление вдоха в равновесии с упругостью респираторной системы пациента, поток остановился.



Появилась пауза вдоха и плато на кривой объёма. Можно посчитать комплаинс вручную. Аппарату ИВЛ это не нужно, поскольку он измеряет комплаинс во время тестового вдоха. При меньшем давлении данному пациенту этот дыхательный объём доставить невозможно.

Когда врач уменьшает длительность вдоха, аппарат повышает давление вдоха.

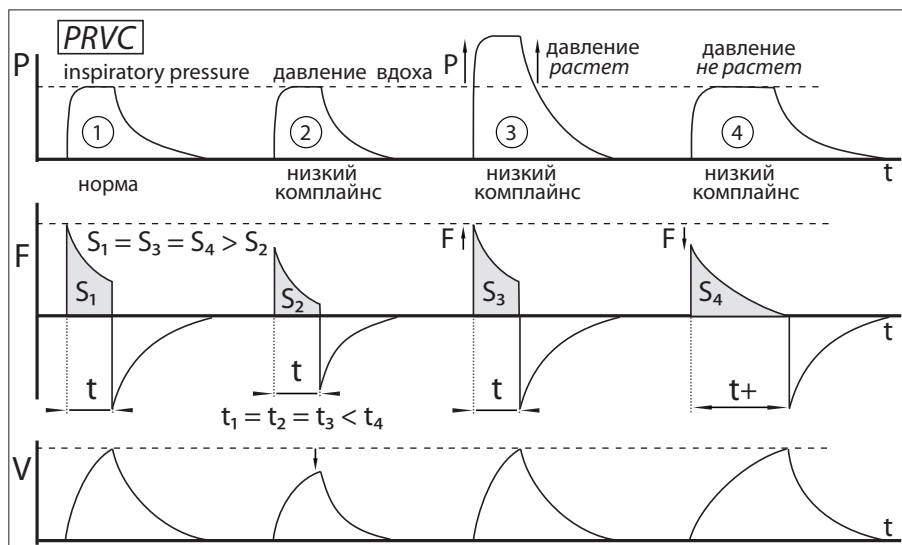


Одновременно меняется и форма кривой потока. На этом рисунке для всех вдохов площадь под кривой потока и дыхательные объёмы одинаковые.

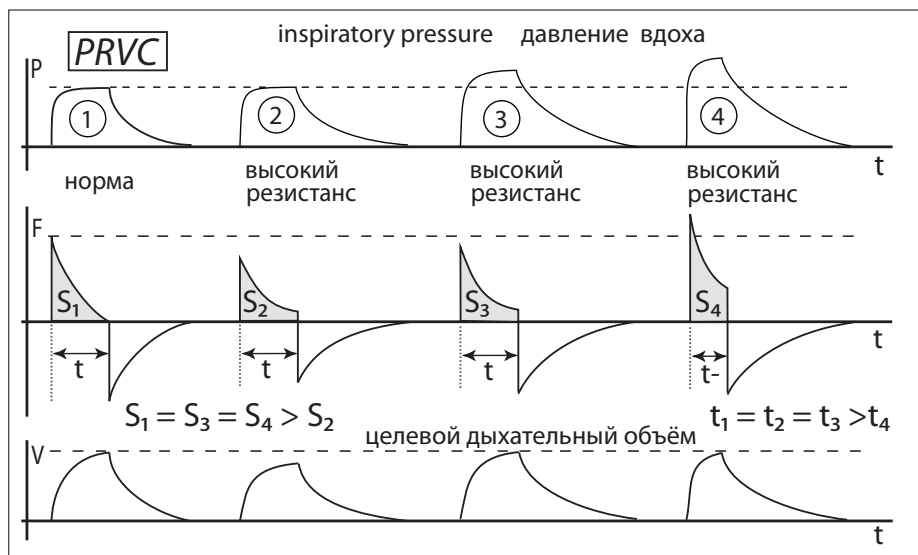
Если меняется состояние респираторной системы

- **Напомним:** в этом режиме длительность вдоха задается врачом при настройке, а для того чтобы доставить целевой дыхательный объём при изменении состояния респираторной системы аппарат ИВЛ меняет давление вдоха.

Когда у пациента начинает снижаться комплаинс респираторной системы (пневмония, отек легких, ОРДС) пример № 2, при исходном давлении вдоха не удастся доставить целевой дыхательный объём. Для того, чтобы доставить целевой дыхательный объём, аппарат повышает давление вдоха пример № 3. В ряде случаев целесообразнее изменить настройку аппарата и увеличить длительность вдоха пример № 4. Это позволит проводить ИВЛ с целевым дыхательным объёмом не повышая давления вдоха.



Когда растёт сопротивление дыхательных путей (резистанс). Может быть целесообразно сокращать время вдоха, чтобы у пациента было достаточно времени для полноценного выдоха. В режиме PRVC аппарат при этом сам повысит давление вдоха, чтобы доставить целевой дыхательный объём.



В данной группе режимов всегда можно устанавливать максимальную *скорость нарастания потока*. В этих режимах работает *активный клапан выдоха*, который компенсирует подъёмы давления выше целевого. Говоря техническим языком, активный клапан выдоха сбрасывает избыточное давление на выдохе, и неприятных пиков не возникает. (Об активном клапане выдоха в следующей главе).

Резюме: Данная группа режимов позволяет экономить силы и время врача. Аппарат сам выбирает давление вдоха необходимое для того, чтобы доставлять целевой дыхательный объём. В этих режимах проводится ИВЛ по-давлению и при этом аппарат будет всегда доставлять пациенту целевой дыхательный объём. При изменениях свойств респираторной системы пациента аппарат сам вносит поправки в настройку давления вдоха. Следует иметь в виду, что при значительных изменениях состояния пациента аппарат может выбрать не лучшее решение. В этом режиме аппарат ИВЛ может менять только давление. Если опытный врач изменит длительность вдоха, то сочетание изменения длительности вдоха и давления вдоха в ряде клинических ситуаций может быть лучшим выбором для пациента.

Режимы группы PRVC автоматически обеспечивают стабильный дыхательный объём и минимальное давление вдоха при меняющихся свойствах респираторной системы

III - 7 Активный клапан выдоха – управляемый клапан выдоха и управляемый поток

- **Кратко:** Стабильный РЕЕР/CPAP, режим ВІРАР и опция AutoFlow были реализованы после внедрения в практику ИВЛ «активного клапана выдоха» (Active expiratory valve). Этот клапан отличается от простого клапана выдоха, работающего по принципу да/нет (или открыт, или закрыт). Активный клапан выдоха с электронным управлением позволяет пациенту дышать спонтанно на любом уровне CPAP. Система управления клапаном, меняя сопротивление выдоху, обеспечивает постоянное предписанное давление в дыхательных путях в течение всего заданного временного интервала. Аппарат компенсирует потери за счёт того, что в системе постоянно происходят поддув воздуха и одновременно сброс избыточного давления. Активный клапан выдоха всегда работает в режимах с двойным управлением (типа PRVC, APV, VG, AF).

- **Подробно:** Простые аппараты ИВЛ середины прошлого века не предполагали использования РЕЕР. Во время вдоха клапан выдоха был закрыт. Весь целевой объем из цилиндра или дыхательного меха дувался в пациента. Для того, чтобы не порвать легкие, на аппаратах был клапан сброса, как на паровом котле, и при достижении критического давления в дыхательных путях избыточный воздух «сравливался». Когда вдох завершался, клапан выдоха открывался и пациент выдыхал без какого-либо сопротивления со стороны аппарата ИВЛ. Здесь были две опасности: первая – это угроза баротравмы в случае отказа или неадекватной настройки клапана сброса; вторая заключалась в том, что при аварийной остановке аппарата ИВЛ, пациент, сделав очередной выдох, уже не мог вдохнуть. Клапан выдоха работал только в одну сторону, а вдыхать через неработающий компрессор весьма непросто. Эволюция аппаратов ИВЛ привела к тому, что сегодня при отключении аппарата система клапанов не препятствует самостоятельному дыханию пациента. Для создания РЕЕР вначале создавались механические устройства. Были попытки применять водяной клапан. Простота заключалась в



том, что можно сразу измерять сопротивление в сантиметрах водяного столба, но большая инерция водяного затвора и способность воды проливаться в самый неподходящий момент ограничили применение этих незамысловатых устройств. Водяные клапаны очень быстро заменили на пружинные и гравитационные. И наконец появились электромагнитные клапаны с электронным управлением. После того как активный клапан быстро и эффективно сбрасывает избыточное давление, должна сработать система управления потоком чтобы не было падений давления ниже целевого. Таким образом, рассказывая о быстрых и точных датчиках давления и о замечательных активных клапанах выдоха с электронным управлением, было бы несправедливо не сказать о современных системах управления потоком. Активный клапан выдоха никогда не закрывается полностью, он взаимодействует с потоком, поддерживая постоянное положительное давление в дыхательном контуре, как музыкант, играющий на саксофоне тянет ноту определенной громкости и длительности, виртуозно используя поток и клапан.

*«И брюки превращаются...»
(Л. Гайдай фильм «Бриллиантовая рука»)*

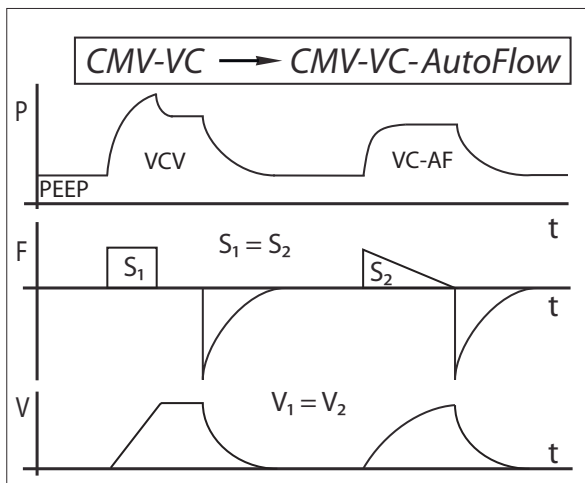
III - 8 Опции AutoFlow (AF) и Volume Guarantee (VG)

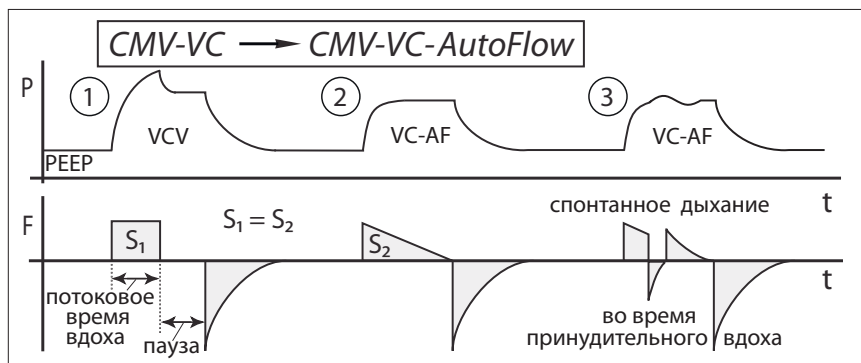
Главное: Опция AutoFlow (AF) разработана для принудительных вдохов управляемых по-объёму, а опция Volume Guarantee (VG) разработана для принудительных вдохов управляемых по-давлению. В результате применения этих опций в обоих случаях получается режим неотличимый на графиках от режима PRVC.

AutoFlow (AF)

Название AutoFlow® зарегистрировано как бренд и собственность фирмы Dräger.

- **Кратко:** AutoFlow – это опция, изменяющая параметры принудительных вдохов по-объёму в режимах VC-CMV, IPPV, VC-AC, VC-SIMV, VC-MMV на аппаратах ИВЛ фирмы Dräger. Эта опция превращает принудительные вдохи с постоянным потоком во вдохи с нисходящим потоком. Отличие AutoFlow от простого изменения формы потока в том, что эта опция одновременно с переключением на нисходящую форму потока включает активный клапан выдоха. За счет использования нисходящей формы потока при том же дыхательном объёме и длительности вдоха снижается давление. Активный клапан выдоха (глава «III - 7») повышает комфорт ИВЛ и снижает риск баротравмы.





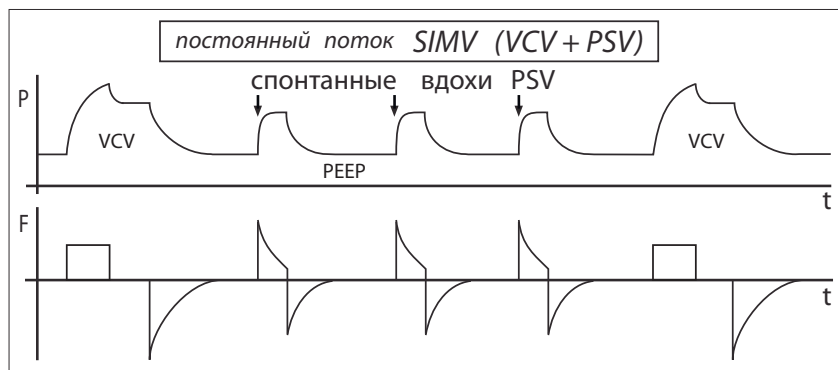
- **Подробно:** Вдох №1 – это вдох управляемый по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени (исходный вариант).

При включении опции AutoFlow (вдохи №2 и №3) аппарат ИВЛ строит кривую потока в виде прямоугольного треугольника, основание треугольника – это длительность вдоха. Нисходящий поток физиологичен и позволяет доставить целевой дыхательный объем (target tidal volume), создавая при этом минимальное достаточное давление в дыхательных путях. Графика вдоха №3 показывает как аппарат управляет потоком используя активный клапан выдоха, когда пациент кашляет или совершает дыхательное движение во время принудительного вдоха.

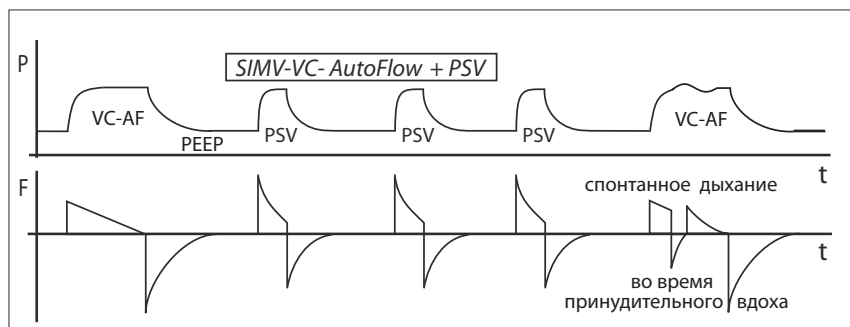
Как и в PRVC аппарат ИВЛ измеряет доставленный дыхательный объем и при необходимости меняет давление вдоха (inspiratory pressure) так, чтобы доставить пациенту целевой дыхательный объем во время следующего вдоха. Для каждого следующего вдоха давление поддержки меняется не более, чем на 3см H₂O. Как и в «PLV» (глава «(CMV) III - 4 PLV»), общее время вдоха не меняется, однако, потоковое время вдоха увеличивается максимально, а инспираторная пауза исчезает. По сравнению с «PLV», AutoFlow имеет два преимущества: во-первых, аппарат ИВЛ сам определяет минимальное и достаточное давление вдоха, во-вторых, использование активного клапана выдоха с электронным управлением устраняет конфликт пациента с аппаратом при попытке спонтанно дышать во время принудительного вдоха (на схеме вдох №3). В любой момент дыхательного цикла, и даже на

высоте аппаратного вдоха пациент может свободно вдохнуть, выдохнуть или кашлянуть.

В том случае, если опция AutoFlow дополняет режимы SIMV или MMV, модификации подвергнутся только принудительные (mandatory) вдохи. Посмотрите на схеме: режим SIMV (VCV+PSV) до включения опции AutoFlow.



Ниже режим SIMV (VCV+PSV) после включения опции AutoFlow



На графиках режим MMV неотличим от VC-SIMV+PS.

В «AutoFlow» аппарат ИВЛ выполняет задачу, управляя потоком. В «AutoFlow» сохранены все достоинства «PLV». При этом аппарат постоянно определяет минимальное достаточное давление для доставки целевого дыхательного объема. Важным дополнением является использование активного клапана выдоха. Это позволяет уменьшать седацию и быстрее переводить пациента на спонтанное дыхание.

Volume Guarantee (VG)

Название Volume Guarantee (VG) используется несколькими фирмами.

Эта опция превращает принудительные вдохи управляемые по-давлению во вдохи управляемые по-давлению с целевым дыхательным объёмом. То есть PCV превращается PRVC. Про эти режимы мы рассказали выше, в главе «(CMV) III - 6 (PRVC, VG, VC+)» В Volume Guarantee аппарат постоянно определяет минимальное достаточное давление для доставки целевого дыхательного объема. Важным дополнением является использование активного клапана выдоха. Это позволяет уменьшать седацию и быстрее переводить пациента на спонтанное дыхание.

Резюме: Воспользуемся метафорой: Фея превращает Золушку в Принцессу. В зависимости от того за каким делом застали Золушку, используются разные заклинания.

Если Золушка работала по-объёму (носила воду вёдрами) используется магия AutoFlow. Превращаем VCV в режим, неотличимый от PRVC.

Если Золушка работала по-давлению (месила тесто или давила виноград) используется магия Volume Guarantee. Превращаем PCV в режим, неотличимый от PRVC.

AutoFlow – для ИВЛ по-объёму

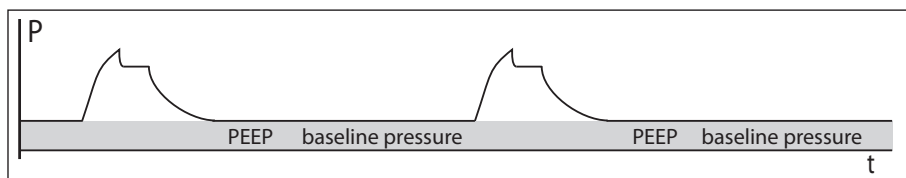
Volume Guarantee – для ИВЛ по-давлению

После включения опций Volume Guarantee или AutoFlow получаем режим управляемый по-давлению с целевым дыхательным объёмом

III - 9 Спонтанное дыхание на ИВЛ: СРАР и РЕЕР

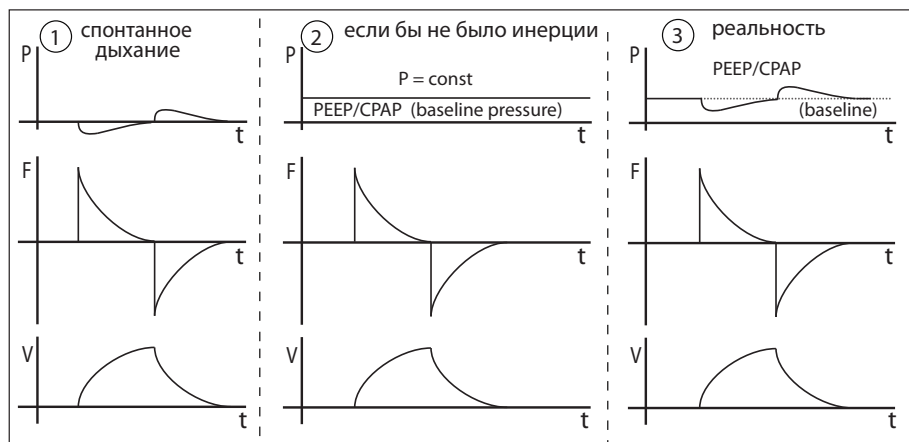
- **Кратко:** «СРАР» – это режим спонтанной вентиляции, при котором аппарат ИВЛ поддерживает постоянное давление в дыхательных путях (имя режима точно описывает его сущность).
- **Подробно:** РЕЕР расшифровывается как Positive End-Expiratory Pressure и переводится как ПДКВ (положительное давление конца выдоха). СРАР расшифровывается как Constant Positive Airway Pressure и переводится как постоянное положительное давление в дыхательных путях. Для СРАР существует русская аббревиатура, которая используется крайне редко, это СДППД (спонтанное дыхание с постоянным положительным давлением).

С технической точки зрения устройства и управляющие программы для создания РЕЕР и СРАР в аппарате ИВЛ одни и те же. Это система создающая поток, управляемые клапаны выдоха, датчик давления и блок управления аппарата. Если аппарат ИВЛ не выполняет вдохов и не поддерживает дыхательную активность пациента, то РЕЕР превращается в СРАР.



Когда аппарат поддерживает спонтанные вдохи пациента или выполняет принудительные вдохи, давление которое поддерживается между дыхательными циклами называют «baseline pressure». Если baseline pressure положительное – это РЕЕР.

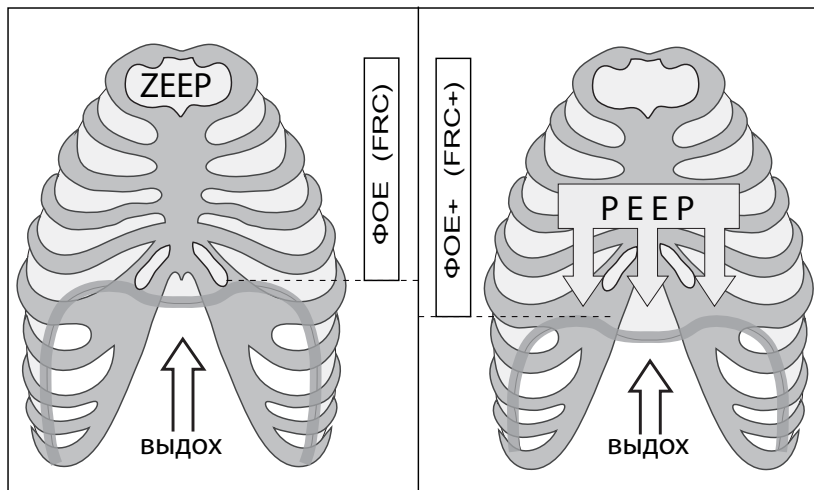
Сравним спонтанное дыхание без аппарата и CPAP



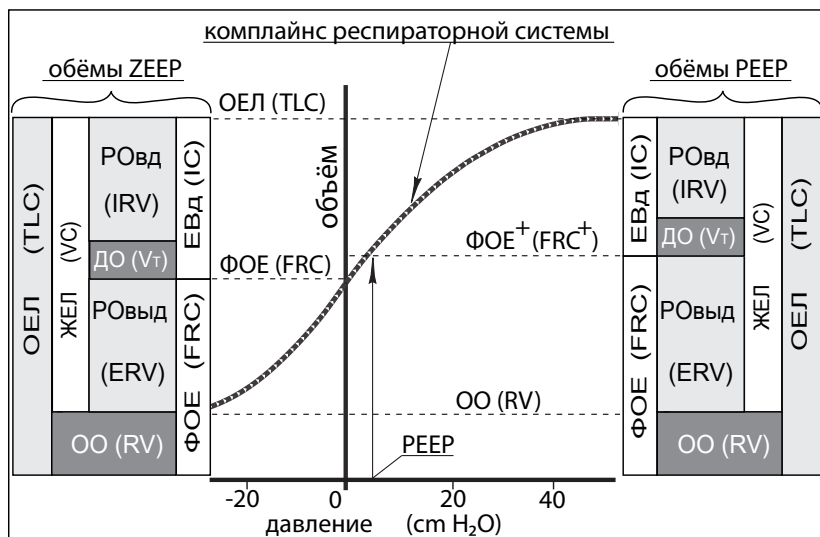
Первый пример показывает как мы обычно дышим: на вдохе грудная клетка расширяется, создает отрицательное давление в дыхательных путях и воздух поступает в легкие. Второй пример показывает идеальные графики для CPAP, если бы воздух не имел инерции и аппарат мог бы поддерживать абсолютно неизменное давление в дыхательных путях. Третий пример это наша реальность. CPAP – это обычное спонтанное дыхание, только уровень давления в дыхательных путях поддерживается выше атмосферного. CPAP – это единственный режим, при котором на вдохе в контуре давление снижается, а на выдохе повышается.

РЕЕР и ФОЕ

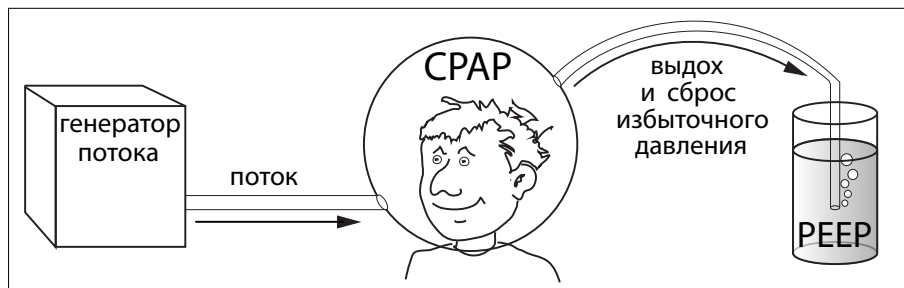
Когда используется РЕЕР функциональная остаточная ёмкость легких увеличивается. При ИВЛ вместо термина ФОЕ обычно используют термин «конечный экспираторный объем легких» EELV End-expiratory lung volume. Положительное давление конца выдоха расправляет легкие и не даёт закрываться мелким бронхам на выдохе и слипаться альвеолам.



или так



CPAP constant positive airway pressure (постоянное положительное давление в дыхательных путях). Constant – это физический или математический термин: «всегда одинаковый». Самый простой вариант создания CPAP – это шлем, в котором поддерживается постоянное положительное давление за счет потока дыхательной смеси, при этом избыточное давление стравливается клапаном.



Современный аппарат ИВЛ, виртуозно работая клапанами вдоха и выдоха, поддерживает в дыхательном контуре постоянное одинаковое давление.

Опция CPAP работает в соответствии с сигналами с датчика давления. Если пациент вдыхает, аппарат ИВЛ добавляет необходимое количество воздуха в дыхательный контур, чтобы поддержать давление на заданном уровне. При выдохе приоткрывается клапан выдоха, чтобы выпустить из дыхательного контура избыточный воздух. Принцип создания РЕЕР и CPAP с конструктивной точки зрения один и тот же. Часто на панели управления аппарата ИВЛ написано РЕЕР/CPAP.

Если единственной задачей аппарата ИВЛ остается поддержание постоянного давления в дыхательном контуре – это CPAP. Дыхание в режиме CPAP по существу – это спонтанное дыхание с установленным РЕЕР. Область применения CPAP весьма широкая. Прежде всего, это самый простой, самый древний и самый распространенный режим неинвазивной ИВЛ. CPAP – это первый и основной метод лечения пациентов с острым респираторным дистресс синдромом новорожденных (недоношенных детей), пациентов с ХОБЛ, с крайней степенью ожирения и синдромом «Пиквика» и с синдромом сонного (ночного) апноэ. При инвазивной ИВЛ (интубационная или трахеостомическая трубка) CPAP используется на завершающем этапе ИВЛ, когда решается вопрос о готовности пациента к переходу на самостоятельное дыхание. С использованием CPAP у пациента на ИВЛ можно проводить тест спонтанного дыхания (SBT или Spontaneous Breathing Trial).

Главное преимущество перед проведением SBT у пациента с полным отключением от аппарата ИВЛ в том, что:

1. Можно установить уровень тревог и *apnoe-ventilation*, и тогда при неэффективном самостоятельном дыхании аппарат ИВЛ возобновит ИВЛ;
2. В ходе теста можно проводить мониторинг дыхания и запись трендов частоты дыхания, дыхательного объема и минутного объема вентиляции;
3. Можно мониторировать дополнительные показатели, например $P_{-0,1}$ и индекс RSB.

С позиций графики ИВЛ режим СРАР интересен тем, что позволяет проводить графический мониторинг у пациента на спонтанном дыхании.

Резюме: В настоящее время режим «СРАР» высоко ценится врачами за возможность удерживать альвеолы в расправленном состоянии и предотвращать формирование ателектазов. При неинвазивной вентиляции «СРАР» проводят через маску, шлем или назальные катетеры. «СРАР» применяется при лечении ОРДС новорожденных, хронической обструктивной болезни легких и в послеоперационном лечении тучных пациентов во время полного пробуждения после наркоза и перехода на самостоятельное дыхание. Для этой задачи выпускаются специальные аппараты с единственным режимом вентиляции «СРАР» и возможностью подавать пациенту согретую, увлажнённую смесь воздуха с кислородом.

Что значит (PSV) перед названием главы?

Если перед названием главы стоит (PSV) значит, что мы будем разбирать один из многих режимов спонтанной ИВЛ построенных на модификации режима PSV. Это значит, что во всех случаях вдох инициирован пациентом (patient-trigger), вдох управляем по-давлению, а переключение на выдох по-потоку (flow-cycle). Чувствительность триггера и переключение на выдох во всех вариантах PSV настраивает врач. Эти режимы (PSV) отличаются тем, как аппарат ИВЛ выбирает давление поддержки (PS или Pressure Support). В исходном варианте PSV давление поддержки (PS) настраивает врач, это в главе «(PSV) III - 10». Далее описаны режимы где аппарат ИВЛ сам меняет давление поддержки (PS) в соответствии с интеллектуальной программой режима и результатами мониторинга состояния пациента.

На основе «PSV» создано несколько интеллектуальных режимов ИВЛ: «VS», «Variable PSV», «PPV», «PAV», «SmartCare PS», «NAVA». Заголовки глав об этих режимах начинаются с (PSV).

(PSV) III - 10 Спонтанное дыхание на ИВЛ: PSV и PC-PSV (PSV с заданной минимальной частотой)

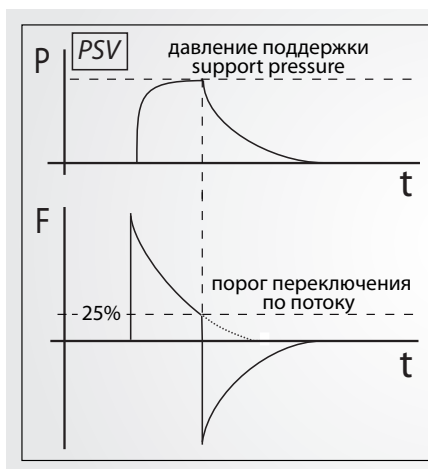
PSV: «Pressure support ventilation» или «PSV» – это вентиляция с поддержкой давлением. Слово «поддержка» (support) означает, что аппарат ИВЛ поддерживает спонтанный вдох пациента. На старых аппаратах Dräger этот режим называется ASB.

- **Подробно:** В режиме PSV аппарат ИВЛ в ответ на дыхательную попытку пациента поднимает давление в дыхательном контуре до предписанного уровня, поддерживает давление вдоха на заданном уровне в течение всего вдоха и переключается на выдох при уменьшении потока до установленного уровня. В режиме PSV все вдохи спонтанные (начаты и завершены пациентом).

При настройке режима PSV врач устанавливает 1) тип триггера и его чувствительность, 2) РЕЕР, 3) давление поддержки, 4) скорость нарастания потока, 5) переключение на выдох по-потоку (устанавливается величина потока в процентах от максимального потока данного вдоха, при достижении которой аппарат переключится на выдох).

- Триггер: наиболее часто используется триггер по-потоку или по-давлению. Врач выбирает триггер и устанавливает его чувствительность. Недостаточная чувствительность триггера приведет к тому, что аппарат не поддержит часть вдохов пациента. Избыточная чувствительность триггера приведет к тому, что аппарат будет выполнять ложное триггирование и делать вдохи не связанные с дыхательной активностью пациента.
- РЕЕР или baseline pressure – это давление, которое аппарат постоянно поддерживает в дыхательном контуре между вдохами. Если baseline pressure равно атмосферному – это ZEEP (zero end expiratory pressure).
- Давление поддержки – это давление, которое аппарат создаёт в дыхательном контуре поддерживая вдох пациента. На всех современных аппаратах давление поддержки считается от уровня РЕЕР. Если установить давление поддержки ноль, то PSV превратится в CPAP.

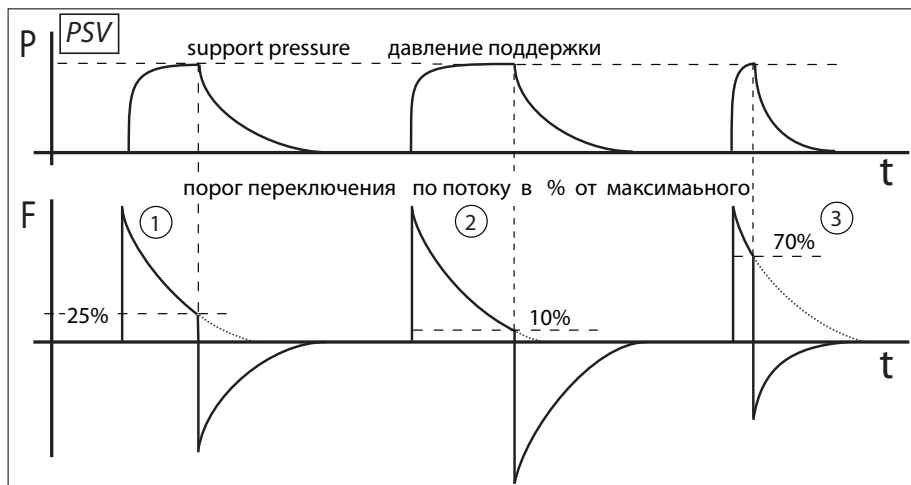
- Скорость нарастания потока указывает, за какое время при аппаратном вдохе поток достигает максимального значения. Скорость нарастания потока на большинстве аппаратов ИВЛ может быть установлена при настройке режима от 50 до 300 миллисекунд. (Подробно в главе II - 7)
- Переключение на выдох: в режиме PSV используется только переключение на выдох по-потоку.



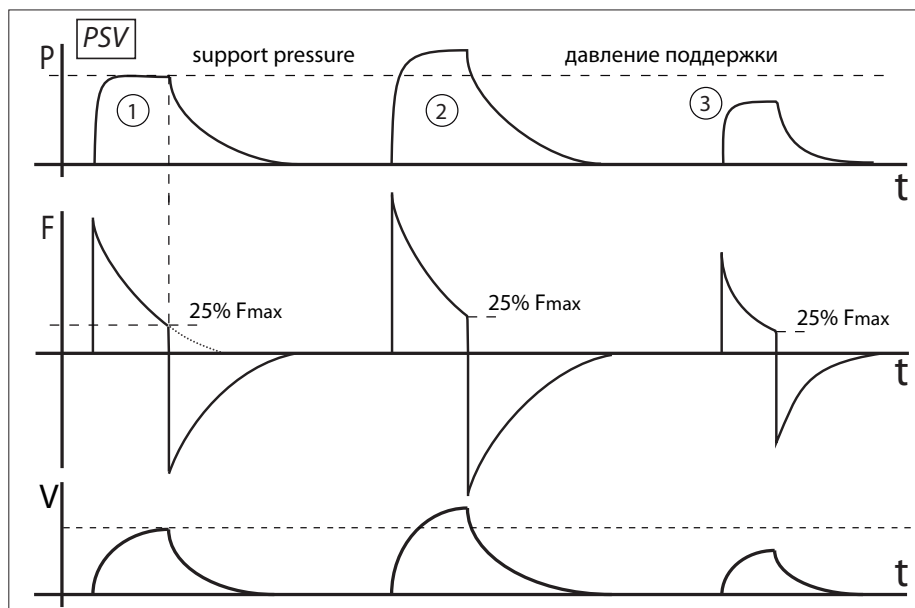
При переключении с вдоха на выдох по-потоку аппарат ИВЛ прекращает вдох, когда поток снижается до целевого значения по отношению к максимальному. Порог переключения по-потоку устанавливается в процентах от максимального. Обычно порог переключения на выдох по умолчанию 25%, но на всех современных аппаратах ИВЛ предусмотрена регулировка переключения по-потоку. Очевидно, что при переключении по-потоку аппарат ИВЛ реагирует на выдох пациента.

Установка переключения на выдох по-потоку

На следующем рисунке даны три примера. В первом примере порог переключения на выдох по-потоку 25% от максимального потока данного вдоха. Во втором примере порог переключения на выдох 10% от максимального потока. В третьем примере порог переключения на выдох 70% от максимального потока. Чем ниже порог, тем дольше вдох и больше объем вдоха. Первый вариант – это стандартная настройка по умолчанию. Для того, чтобы порог переключения стал иным, нужно его изменить. Выясните как это сделать на Вашем аппарате ИВЛ.

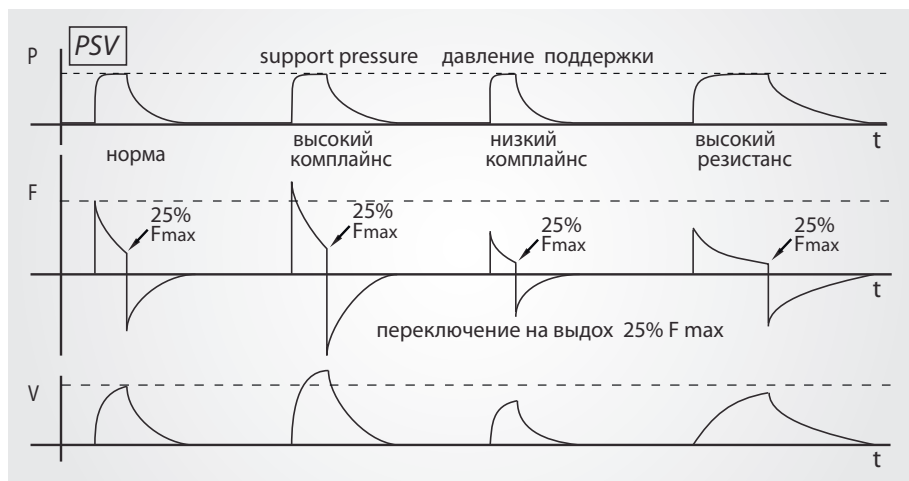


Изменение давления поддержки



Здесь в трех примерах одинаковый порог переключения на выдох по-потоку (25%). Меняется только давление поддержки вдоха (pressure support). Чем выше давление поддержки, тем больше дыхательный объём.

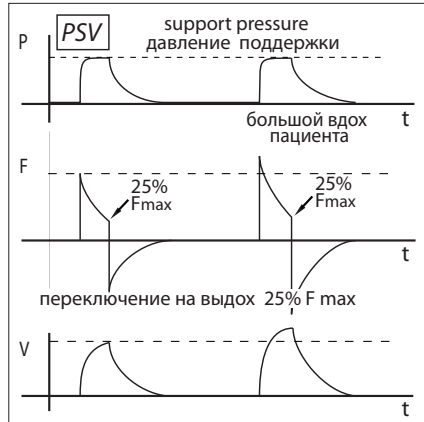
Зависимость дыхательного объема от состояния респираторной системы



Здесь настройки аппарата ИВЛ одинаковые во всех примерах. Сделано допущение, что пациент создает одинаковое усилие на вдохе. Видно, что при одних и тех же настройках высокий комплаинс (податливость) приводит к увеличению дыхательного объема, низкий комплаинс приводит к уменьшению дыхательного объема и укорочению вдоха, а высокое сопротивление дыхательных путей (резистанс) приводит к уменьшению дыхательного объема и удлинению вдоха и выдоха.

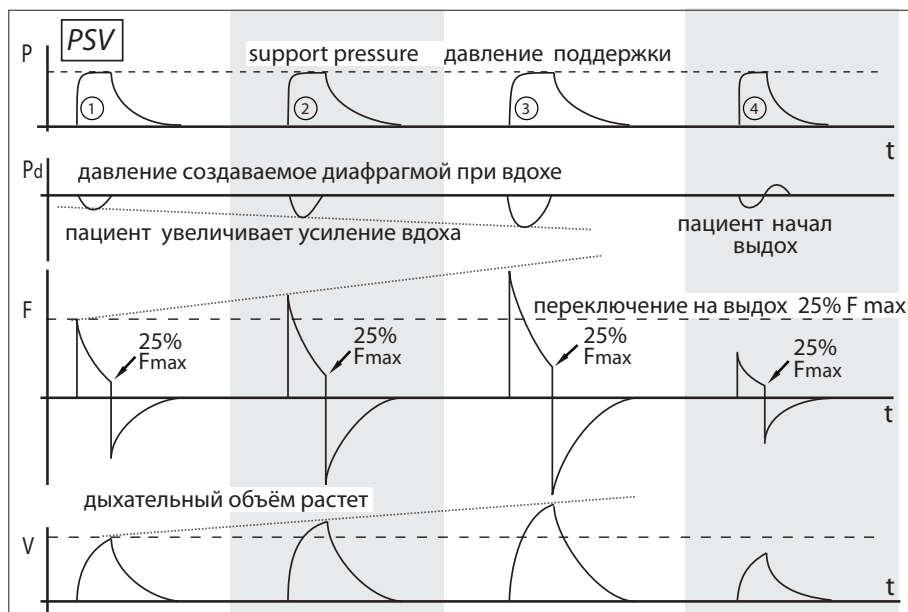
Зависимость дыхательного объема от участия пациента во вдохе

В режиме PSV всегда присутствует спонтанная дыхательная активность пациента. Усилие пациента и аппарата ИВЛ складываются. То есть аппарат вдвует, а пациент вдыхает. С «точки зрения аппарата ИВЛ» когда пациент вдыхает одновременно с аппаратом, податливость (комплаинс) респираторной системы растет. Семантически тоже всё складывается: «пациент активно поддается действию аппарата ИВЛ, – податливость (комплаинс) растёт». Мы буквально повторили то, что говорили о вспомогательных (assisted) вдохах в режимах CMV.



Теперь представим серию вдохов в режиме PSV когда активность дыхательной мускулатуры меняется.

На графике давления мы видим, что при любом вдохе давление в дыхательных путях поднимается аппаратом до целевого уровня. На втором графике мы условно представили активность дыхательной мускулатуры пациента. Условно, потому что в реальности, измерять то усилие, которое создает диафрагма в момент вдоха у пациента в PSV пока сложно. Мы можем установить пищеводный датчик давления. Это позволит нам с достаточной достоверностью измерять суррогат внутригрудного давления. Но в данном случае внутригрудное давление не отражает в полной мере усилие диафрагмы или отрицательное давление, которое создаёт диафрагма в грудной клетке в момент спонтанного вдоха. Это связано с тем, что как только сработал триггер, аппарат ИВЛ начинает выполнять поставленную задачу. Он должен создать и поддерживать в течение вдоха целевое давление. Аппарат не только компенсирует то разрежение, которое возникает при расширении грудной клетки на вдохе, но создает поток, который обеспечит достижение целевого давления в дыхательных путях. То есть чем сильнее пациент делает вдох, тем сильнее должен аппарат вдвухать в него воздух, чтобы получить целевое давление поддержки вдоха.



Это хорошо видно на вдохах №1, №2 и №3. Вы наблюдаете прямую зависимость. Чем больше усилие вдоха пациента, тем больше поток аппаратного вдоха и, соответственно тем больше дыхательный объём.

Объём вдоха – это площадь под кривой потока

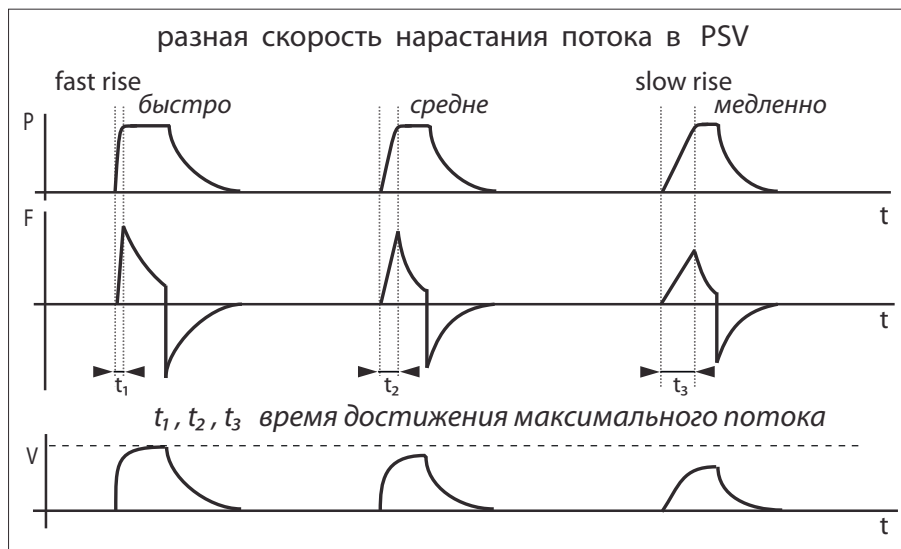
Вдох №4: – если инициировав вдох, пациент переключает свою дыхательную мускулатуру на выдох, давление сразу достигает целевого значения, поток вдоха останавливается (как только снижается до уровня переключения на выдох). В конечном счёте, при том же давлении в дыхательных путях дыхательный объём уменьшился.

Что в данном случае является «информацией к размышлению»?

В режимах управляемых по-давлению (PC) состояние респираторной системы отражается на графиках потока и объёма

Если мы видим на графиках потока и объёма картинку похожую на вдох №4, когда пациент пытается остановить аппаратный вдох, возможно, что установленное нами давление поддержки (support pressure) избыточно для данного пациента. Если давление поддержки окажется недостаточным для пациента он будет стараться получить целевой дыхательный объём «за свой счет», но при этом будет нарастать утомление. Внимательный и опытный врач в большинстве случаев выявляет эту проблему.

Зависимость дыхательного объёма от скорости нарастания потока



При настройке режимов управляемых по-давлению можно изменять скорость нарастания потока (Ramp, Tramp, Pramp, Slope). Следует помнить, что уменьшая скорость нарастания потока мы одновременно уменьшаем дыхательный объём. Более подробно о скорости нарастания потока в главе II - 7. На данной схеме во всех трех примерах порог переключения на выдох 25% от максимального потока.

От чего зависит дыхательный объём в режиме PSV?

1. От качества синхронизации
2. От адекватности давления поддержки
3. От адекватности переключения на выдох

1. Важность синхронизации очевидна, хорошая синхронизация аппарата со спонтанной дыхательной активностью пациента – это показатель качества ИВЛ.

2. Подбор давления поддержки (support pressure) определяет не только комфорт пациента, но и сроки выздоровления и длительность ИВЛ. Если с пациентом возможен контакт, имеет смысл спросить его насколько ему комфортно и хватает ли воздуха. Важно сформулировать вопрос так, чтобы можно было отвечать «да» или «нет». Интубированный пациент может ответить нам кивком головы, мимикой или жестом руки. Осмотр пациента на ИВЛ может подсказать внимательному врачу, насколько комфортны настройки режима. Расширение ноздрей, напряжение дыхательной мускулатуры и мышц шеи на вдохе могут свидетельствовать о недостаточной поддержке (support pressure). Если мы наблюдаем напряжение мышц брюшного пресса в конце вдоха нужно обязательно рассмотреть вероятность избыточной поддержки. Для того чтобы понять, что это такое, мы рекомендуем докторам попробовать PSV с высоким support pressure через маску на себе. Оценка результатов мониторинга дыхательного объема и частоты дыханий пациента подсказывают врачу путь оптимизации ИВЛ. Важно не пытаться загнать конкретного пациента в общую «усредненную» схему, а учитывать индивидуальные особенности и варианты нормы или патологических состояний.

3. Под адекватностью переключения на выдох мы понимаем установку приемлемой для данного пациента длительности вдоха.

Сейчас из пяти факторов определяющих величину дыхательного объема мы рассмотрим взаимодействие трёх. Вот список факторов от которых зависят объёмы:

1. От дыхательной активности пациента (частота и глубина дыхания).
2. *От состояния респираторной системы пациента: сопротивления дыхательных путей и податливости (резистанс и комплайнс).*

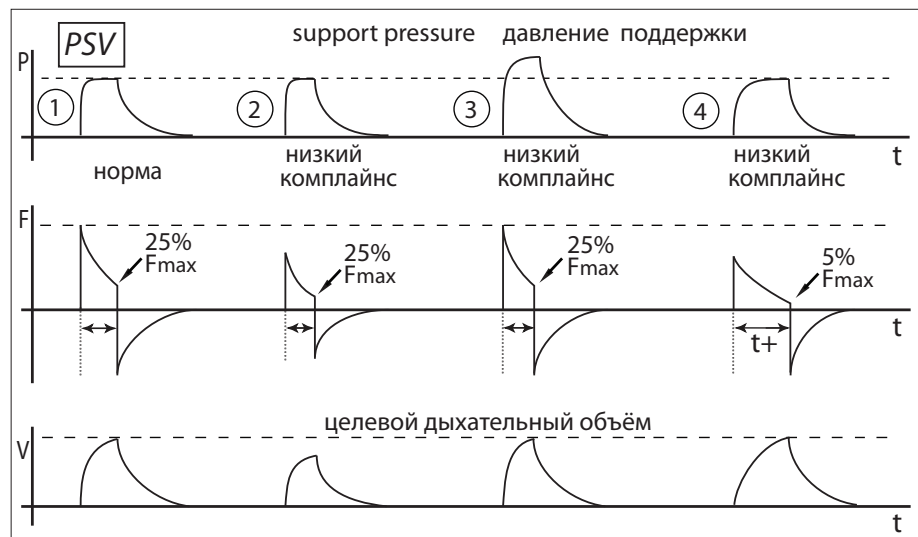
3. *От давления поддержки вдоха (support pressure).*

4. От скорости нарастания потока.

5. *От длительности вдоха (от того какой процент от максимального потока установлен для переключения с вдоха на выдох)*

Из списка мы выбрали три фактора и выделили их курсивом.

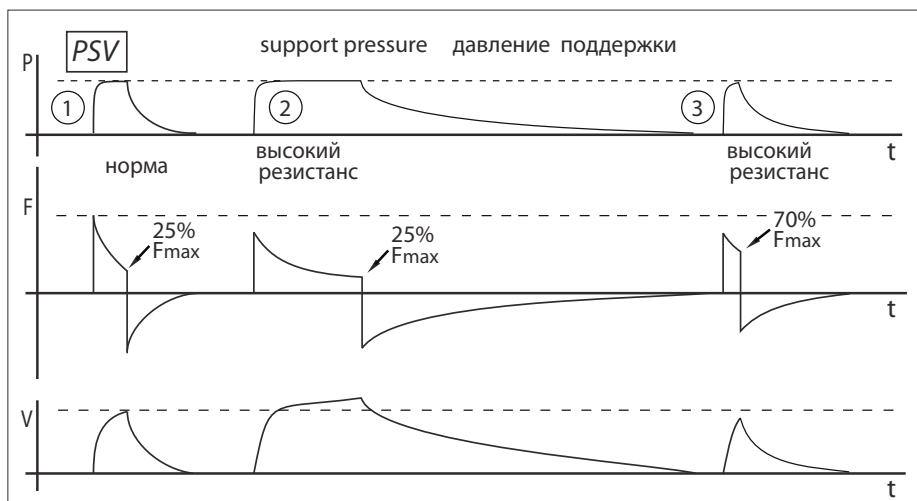
1) Посмотрим как мы можем оптимизировать ИВЛ у пациента с низким комплайансом, то есть с рестриктивным процессом. Для таких легких используют определения: «тугие легкие», «жесткие легкие», «stiff lung». Снижение комплайанса характерно для пневмонии, отека легких и ОРДС.



Первый пример на схеме – это пациент с обычными свойствами респираторной системы. Ему вполне подходит вариант переключения на выдох по-потоку на уровне 25% от максимального, то, что предлагает аппарат ИВЛ в стандартных настройках (по умолчанию). Со второго примера – пациент с низким комплайансом. Вследствие того, что легкие «тугие», «stiff lung», не удастся доставить пациенту целевой дыхательный объём при том же давлении поддержки и длительности вдоха, что и у обычного пациента. Первая возможность доставить целевой дыхательный объём – увеличить давление под-

держки (пример 3), а вторая – увеличить длительность вдоха, изменив порог переключения на выдох с 25% до 5% от максимального потока (пример 4). Пример № 4 наиболее щадящий для пациента поскольку аппарат доставляет целевой дыхательный объем с меньшим давлением.

2) При обострении ХОБЛ или бронхиальной астмы у пациента высокое сопротивление дыхательных путей (резистанс).



В этом случае порог переключения на выдох по-потоку на уровне 25% от максимального (стандартные настройки по умолчанию) приводят к неоправданному удлинению вдоха и перераздуванию легких пациента (пример 2). В результате сочетания трех факторов:

1. Избыточный дыхательный объем;
2. Высокое сопротивление дыхательных путей (резистанс);
3. Высокий комплаинс, происходит значительное увеличение длительности выдоха и формирование autoPEEP.

Такой вариант настройки режима ИВЛ у пациента с обострением ХОБЛ не облегчит, а напротив, затруднит жизнь пациента и приведет к неоправданному повышению энергозатрат и ухудшению состояния. Пример № 3 показывает, что нужно делать. Если установить порог переключения на выдох по-потоку на уровне 70% от максимального, длительность вдоха уменьшается, перераздувания легких

не происходит и autoPEEP не формируется. Важно отметить, что формирование autoPEEP у пациента затрудняет работу триггеров по-давлению и по-потоку. При высоком autoPEEP для триггирования аппаратного вдоха пациенту приходится прикладывать значительно большие усилия. Нередко пациент оказывается неспособен инициировать вдох. Так формируется асинхронность ритма дыхательных попыток пациента и работы аппарата ИВЛ.

Модификация режима PSV с установкой частоты вдохов

На аппаратах Dräger этот вариант называют PC-PSV, а на аппаратах GE эта опция включается при базовой настройке через «доступ администратора». В этой модификации режима все параметры режима, как в обычном PSV но в дополнение устанавливается частота дыханий. Если частота собственных вдохов пациента больше частоты установленной при настройке режима, то аппарат не будет мешать пациенту дышать в PSV и все вдохи будут спонтанными. То есть, и начаты и завершены пациентом. Если частота собственных вдохов пациента меньше частоты установленной при настройке режима, то аппарат будет делать дополнительные вдохи доводя общую частоту до целевой. При апноэ, аппарат делает вдохи с настройками PSV и предписанной частотой дыханий. Этот режим хорош тем, что защищает ослабленного пациента с угнетением функции дыхательного центра. Но для любителей строгих классификаций скажем, что вдохи триггированные по-времени мы обязаны признать принудительными (mandatory) хотя по всем остальным параметрам они неотличимы от спонтанных вдохов PSV и переключение на выдох в них по-потоку. В номенклатуре режимов от Dräger этот режим отнесен к режимам принудительной вентиляции по-давлению.

Резюме: Это не сложно. Мы можем менять всего пять параметров настройки:

- 1) чувствительность триггера;
- 2) скорость нарастания потока;
- 3) давление поддержки;
- 4) переключение на выдох;
- 5) PEEP (ПДКВ).

Если у пациента рестриктивные проблемы увеличиваем время вдоха и стремимся использовать меньшее давление поддержки. Если у пациента обструктивные проблемы укорачиваем время вдоха. При необходимости доставляем целевой дыхательный объём повышая давление поддержки.

Ещё о режиме PSV.

Режим ИВЛ «PSV» хорошо переносится пациентами. Широко используется в ходе прекращения респираторной поддержки (weaning). Важно помнить, что если режим настроен хорошо, пациент получает целевой дыхательный объём.

Если не изменить настройки режима, когда активность пациента растёт и инспираторное усилие увеличивается, аппарат будет оказывать избыточную поддержку, что может приводить к неоправданному увеличению дыхательного объёма. Следствием будет гипервентиляция и угнетение дыхательного центра. В этом случае врач должен своевременно снижать уровень PS.

Увеличивать уровень поддержки нужно, когда пациент утомляется и инспираторное усилие снижается, или если растёт сопротивление дыхательных путей, или если снижается комплайнс.

Правильная установка уровня тревог по дыхательному и минутному объёмам позволит вовремя выполнить коррекцию настроек режима.

Важно! Для безопасной ИВЛ в режиме PSV у пациента должна быть сохранной функция дыхательного центра! Поскольку мы должны быть готовы к ухудшению состояния, не пренебрегайте опцией «apное ventilation» она же «backup ventilation»!

На основе PSV создано несколько интеллектуальных режимов ИВЛ: VS, Variable PSV, PPV, PAV, SmartCare/PS, NAVA о них читайте в следующих главах.

(PSV) III - 11 Variable PSV (Noisy ventilation)

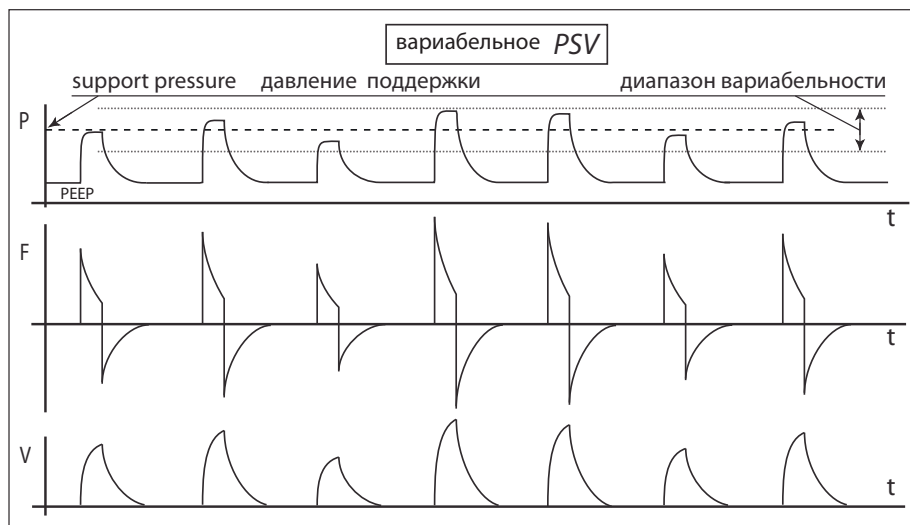
Перед чтением этой главы проработайте главу «(PSV) III - 10»

- **Кратко:** В основе этого режима лежит классический вариант PSV, описанный нами в главе «(PSV) III - 10». Отличие от классики в том, что аппарат ИВЛ случайным образом меняет давление поддержки в пределах заданного диапазона, «коридора». Режим доступен на аппаратах Dräger.
- **Подробно:** Как в простом режиме PSV врач устанавливает пять параметров настройки:
 - 1) чувствительность триггера;
 - 2) скорость нарастания потока;
 - 3) давление поддержки;
 - 4) переключение на выдох;
 - 5) РЕЕР (ПДКВ).

Дополнительно устанавливается величина вариабельности поддержки. Это тот «коридор» или диапазон в пределах которого будет случайным образом меняться давление поддержки (PS). Этот «коридор» задаётся в процентах от установленного давления поддержки (PS). Можно выбрать вариабельность от 0% до 100%. Если выбрать 0%, ничего меняться не будет и мы получим классический PSV. Если выбрать диапазон 100% то колебания будут варьировать от полного отсутствия поддержки до величины вдвое превышающей установленную поддержку. То есть минимум – это $[PS - 100\%(PS) = 0]$, а максимум – это $[PS + 100\%(PS) = 2PS]$.

Пример: установлена поддержка давлением 12мбар, а вариабельность – 50%. Минимальная поддержка давлением будет 6мбар, а максимальная 18мбар. Уровень РЕЕР при этом аппарат не меняет.

Необходимое пояснение: на аппаратах Dräger давление поддержки обозначается как ΔP_{supp} , под P_{supp} понимается сумма $\Delta P_{\text{supp}} + \text{РЕЕР}$. Когда включают вариабельность то РЕЕР остается неизменным, меняется только величина давления поддержки (ΔP_{supp}) в том диапазоне, который установил врач.



Если при настройке режима установлен предел разрешенного давления (pressure limit или $P_{\max}$), то создаваемое аппаратом давление поддержки не превысит этот уровень. Вдох при этом не будет обрываться, просто подъём давления прекратится на уровне предельно допустимого.

Как сделан режим «Variable PSV»? Компьютер аппарата ИВЛ включает генератор случайных чисел (это такая программа) в заданном диапазоне. Теперь давление поддержки будет не то, которое мы установили, а плюс или минус случайная величина. Эта случайная величина будет прибавляться или отниматься, но не превысит установленную врачом вариабельность в процентах от целевого значения давления поддержки (PS).

У данного варианта режима PSV есть сторонники и противники. Сторонники опираясь на результаты (пока немногочисленных) исследований (часть из них выполнена на лабораторных животных) говорят, что данный режим уменьшает вентилятор-индуцированное повреждение легких и улучшают газообмен. Скептики возражают, что и при обычном, «классическом» PSV уже имеется достаточная вариабельность дыхательных объёмов, поскольку участие пациента в PSV от вдоха к вдоху меняется.

(PSV) III - 12 VS, Volume Support

Перед чтением этой главы проработайте главу «(PSV) III - 10»

О названии режима: Когда впервые слышишь «Volume Support» можно предположить, что этот режим управляемый по-объёму. Но нет! Этот режим создан на основе Pressure support ventilation или PSV. Уровень давления поддержки (support pressure) устанавливает аппарат ИВЛ на основе заданного врачом целевого дыхательного объёма (target tidal volume). Полное имя режима могло бы звучать как: **«ИВЛ с поддержкой давлением для достижения целевого дыхательного объёма»** или **«Volume targeted pressure support ventilation»**. Из пяти слов выбрали два, – получилось VS, Volume Support. На аппаратах фирмы «Newport» этот режим называется «Volume targeted pressure support» «VTPS». PSV-VG (Pressure support Volume Guarantee) – это тот же режим.

- **Кратко:** Аппарат поддерживает вдох пациента давлением как в PSV. Исходя из результатов мониторинга дыхательного объёма компьютер аппарата ИВЛ оценивает состоявшийся вдох. Сравнивает его с целевым дыхательным объёмом (target tidal volume). Во время следующего вдоха аппарат повышает или снижает давление поддержки для того, чтобы доставить целевой дыхательный объём.

- **Подробно:** В режиме VS аппарат ИВЛ в ответ на дыхательную попытку пациента поднимает давление в дыхательном контуре. Главное отличие от режима PSV в том, что это давление поддержки устанавливает не врач а компьютер аппарата ИВЛ. Врач при настройке этого режима устанавливает целевой дыхательный объём. Для принятия решения о том какой уровень давления поддержки применить для очередного вдоха, компьютер оценивает дыхательный объём состоявшегося вдоха. Сравнивает его с целевым дыхательным объёмом. Первый, тестовый вдох аппарат выполняет с давлением 10 мбар, затем подстраивается к состоянию респираторной системы пациента. Если выполненный вдох отличается от целевого, то в следующий вдох аппарат повышает или снижает давление поддержки, но не более чем на 3 мбар. Как и в PSV, аппарат поддерживает давление вдоха на этом уровне в течение всего вдоха. Пере-

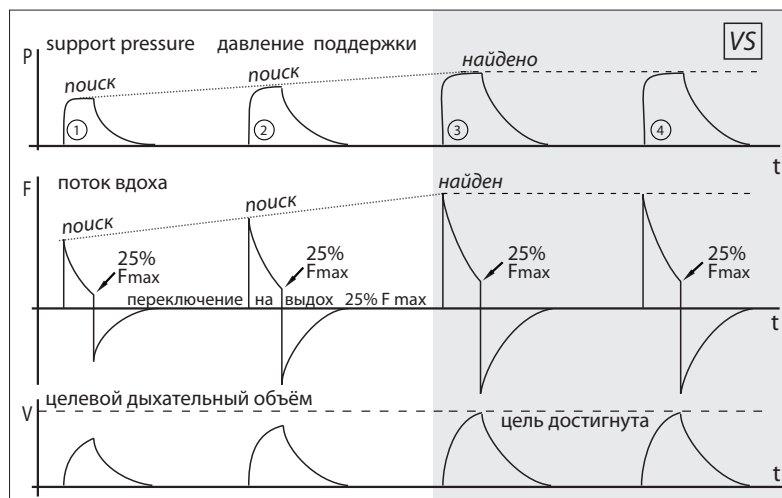
ключение на выдох как в PSV, по-потоку, то есть при уменьшении потока до установленного уровня. В режиме «VS» все вдохи спонтанные (начаты и завершены пациентом). Этот режим относится к группе «режимов с обратной связью», по-английски «closed-loop ventilatory modes».

Полное название в соответствии с классификацией Роберта Чатбурна: «Dual Control Breath-to Breath-Pressure-Limited, (Volume-targeted), Flow-Cycled Ventilation». Последовательно переведем и разберем это название. «Dual Control Breath-to Breath» означает, что в качестве цели для аппарата мы устанавливаем *дыхательный объём*, но аппарат работает *по-давлению* и стремится доставить целевой дыхательный объём подбирая давление вдоха. Аппарат оценивает дыхательный объём состоявшегося вдоха, сравнивает с целевым, и при выполнении следующего вдоха меняет инспираторное давление так, чтобы доставить целевой дыхательный объём. «Pressure-Limited» означает, что если для того, чтобы доставить целевой дыхательный объём нужно повышать давление вдоха, приблизившись к опасной границе, аппарат перестанет повышать давление и сообщит нам об этом. При этом аппарат продолжает вентиляцию, но мигает лампочками и сообщает: «Низкий дыхательный объём!» или «Low Tidal Volume» или «Target Volume is not delivered». Одним словом, аппарат «зовёт» врача разбираться, что не так. То что режим «Volume-targeted» обычно не указывают, так как все режимы «Dual Control» имеют целевой дыхательный объём и управляемы по-давлению, то есть, то что «Volume-targeted» само собой разумеется. «Flow-Cycled» означает что переключение на выдох в этих режимах устанавливается в процентах от максимального потока данного вдоха. Длительность вдоха определяется уровнем переключения на выдох, дыхательной активностью пациента и состоянием его респираторной системы.

Настройка режима VS: врач устанавливает 1) тип триггера и его чувствительность, 2) РЕЕР, 3) целевой дыхательный объём (target tidal volume), 4) предельное давление (Pressure limit) 5) скорость нарастания потока, 6) переключение на выдох по-потоку (установ-

ливается величина потока в процентах от максимального потока данного вдоха, при достижении которой аппарат переключится на выдох).

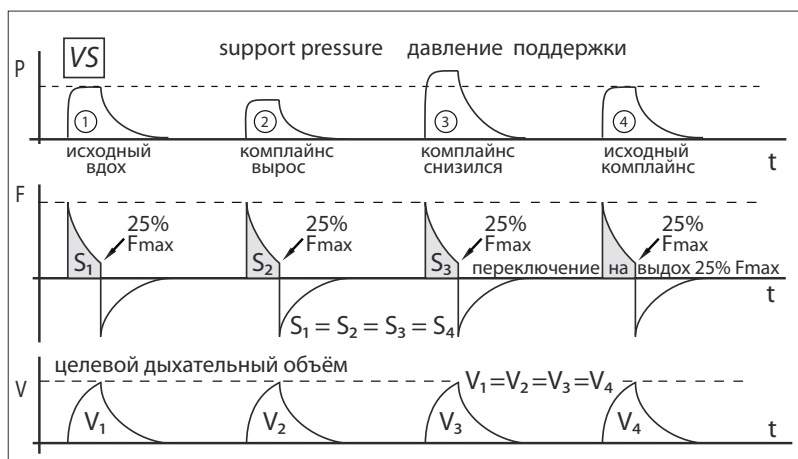
- Триггер: наиболее часто используется триггер по-потoku или по-давлению. Врач выбирает триггер и устанавливает его чувствительность. Недостаточная чувствительность триггера приведет к тому, что аппарат не поддержит часть вдохов пациента. Избыточная чувствительность триггера приведет к тому, что аппарат будет выполнять ложное триггирование и делать вдохи не связанные с дыхательной активностью пациента.
- РЕЕР или baseline pressure – это давление, которое аппарат постоянно поддерживает в дыхательном контуре между вдохами. Если baseline pressure равно атмосферному – это ZEEP (zero end expiratory pressure).
- Целевой дыхательный объём (target tidal volume). В этом особенность режима. Режим ИВЛ управляемый по-давлению, но при настройке устанавливается дыхательный объём.
- Предельное давление (Pressure limit) – это верхняя граница тревог по давлению минус 5 мбар.
- Скорость нарастания потока указывает, за какое время при аппаратном вдохе поток достигает максимального значения. Скорость нарастания потока на большинстве аппаратов ИВЛ может быть установлена при настройке режима от 50 до 300 миллисекунд. (Подробно в главе II - 7)
- Переключение на выдох: в режиме VS используется переключение на выдох по-потoku. Устанавливается уровень переключения в процентах от максимального потока данного вдоха.



Начинаем ИВЛ в режиме Volume Support

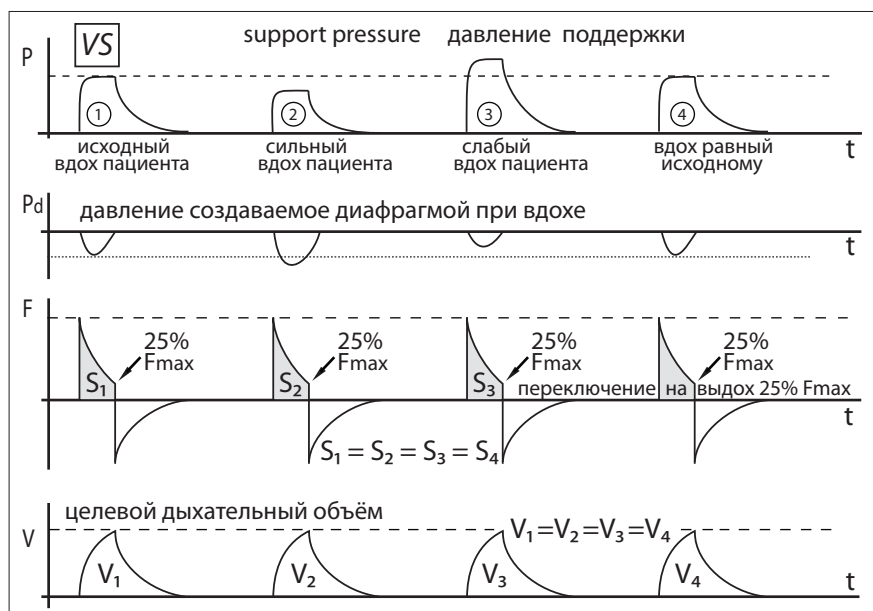
Установлен целевой дыхательный объем, скорость нарастания потока. По умолчанию аппарат ИВЛ применяет максимальную скорость нарастания потока и переключение на выдох на уровне 25% от максимального. Вдох №1 тестовый. Во время второго и третьего вдоха аппарат повышает давление вдоха до уровня, при котором будет доставлен целевой дыхательный объем. Далее как в обычном режиме PSV.

Если меняется податливость респираторной системы (комплаинс)



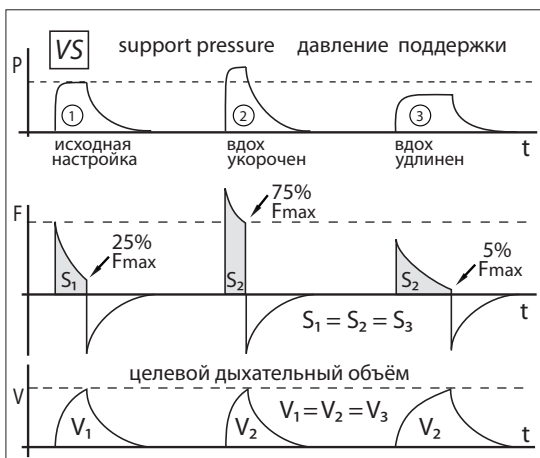
Когда податливость (комплаинс) растёт (вдох №2), аппарат снижает давление вдоха, но обратите внимание: площадь под кривой потока и дыхательный объём не меняется. Вдох №3 – комплаинс снизился. Аппарат ИВЛ повышает давление вдоха, но снова площадь под кривой потока и дыхательный объём соответствуют целевому дыхательному объёму. Вдох №4 – комплаинс вернулся к исходному. Давление вдоха так же вернулось к исходному (вдох №1 = №4).

Если меняется активность дыхательной мускулатуры пациента



Когда активность дыхательной мускулатуры увеличивается (№2) аппарат снижает давление вдоха. Если активность дыхательной мускулатуры снижается (№3) аппарат увеличивает давление вдоха. Если активность дыхательной мускулатуры вернется к исходной (№4), то давление вдоха тоже вернётся к исходному (вдох №1 = №4). Площадь под кривой потока и дыхательный объём соответствуют целевому дыхательному объёму.

Если в настройках врач меняет уровень переключения на выдох (по-потоку)



По умолчанию аппарат ИВЛ предлагает переключение на уровне 25% от максимального потока. Врач может менять настройку. Если установить высокий уровень (вдох №2), для достижения целевого дыхательного объема, аппарат повысит давление вдоха. Если снизить уровень переключения до 5% (вдох №3), давление вдоха снижается.

Резюме: Прежде всего, смотрите на кривые потока, потому что:

Объем вдоха – это площадь под кривой потока

Если режим настроен хорошо, пациент всегда получает целевой дыхательный объем. Когда активность пациента растет и инспираторное усилие увеличивается, аппарат уменьшает поддержку и позволяет пациенту «потренировать дыхательную мускулатуру».

Когда пациент утомляется и инспираторное усилие снижается, аппарат увеличивает поддержку. Если растет сопротивление дыхательных путей или снижается комплаинс, аппарат увеличивает поддержку. Следует не забывать, что при развитии болевого синдрома или возникновении панической атаки меняется глубина и ритм дыхания. В этом случае возможностей режима VS недостаточно и необходимо вмешательство врача.

Важно! Для безопасной ИВЛ в режиме VS у пациента должна быть сохранной функция дыхательного центра! Поскольку мы должны быть готовы к ухудшению состояния, не пренебрегайте опцией «apnoe ventilation»!

(PSV) III - 13 SmartCare/PC

Перед чтением этой главы проработайте главу «(PSV) III - 10»

SmartCare/PS – это компьютерная программа на аппаратах ИВЛ фирмы Dräger, для управления режимом PSV (ASB) в ходе снижения респираторной поддержки и прекращения ИВЛ. Цель этой программы: постепенно и безопасно снизить поддержку до уровня, с которого можно успешно прекратить ИВЛ.

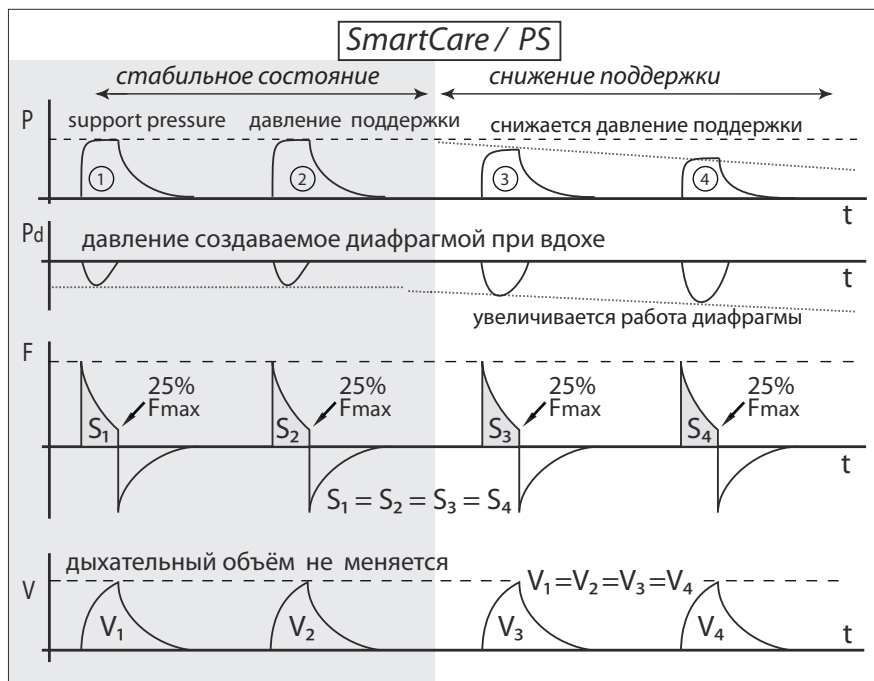
При активизации этой программы в компьютер аппарата ИВЛ вводятся данные о пациенте: вес тела, длина и диаметр интубационной трубки, информация о наличии ХОБЛ и о наличии неврологических расстройств. Аппарат ИВЛ анализирует частоту дыханий, дыхательный объём и EtCO₂, квалифицирует состояние пациента и корректирует давление поддержки вдоха (PS). Если аппарат устанавливает, что пациент стабильно и адекватно дышит на очередном уровне поддержки, он уменьшает давление поддержки вдоха. Если аппарат устанавливает, что пациенту недостаточно оказываемой поддержки, он повышает давление вдоха. То есть аппарат выполняет работу врача. Преимущество программы SmartCare/PS в том, что оценка состояния пациента и адекватности ИВЛ выполняется каждые 2 мин. При необходимости по результатам оценки вносятся поправки в параметры режима ИВЛ каждые 5 мин. Если бы эту работу выполнял врач, то он должен был бы постоянно находиться у постели больного. Очевидно, что недостаток респираторной поддержки приводит к утомлению пациента и ухудшает его состояние, а избыточная поддержка неоправданно увеличивает длительность ИВЛ. SmartCare/PS позволяет избежать этих осложнений. После того, как аппарат ИВЛ установил, что пациент стабильно дышит на минимальном уровне поддержки, он выдаёт сообщение о готовности пациента к экстубации.

Программа SmartCare/PS разработана для прекращения респираторной поддержки у пациента после стабилизации состояния. Для успешной работы программы необходимы следующие условия:

- Инвазивная ИВЛ (интубация или трахеостомия).
- Стабильная гемодинамика.
- Устойчивая дыхательная активность, способность триггировать аппаратный вдох.

- Уровень седации не должен влиять на дыхательную активность пациента.
- Ремиссия ХОБЛ.
- Отсутствие неврологического заболевания нарушающего нормальную дыхательную активность.
- Ремиссия паренхиматозного заболевания легких и отсутствие грубых вентиляционно-перфузионных нарушений.
- Стабильно нормализованное КОС.
- Отсутствие лихорадки.

Графика этого режима ИВЛ не отличается от графики PSV. На схеме показано, как после стабилизации состояния аппарат ИВЛ начинает снижать давление поддержки (PS). В ответ на это пациент усиливает работу дыхательной мускулатуры, прежде всего диафрагмы. В результате пациент постепенно берёт на себя всё большую часть работы. В данном примере пациент успешно справляется с задачей и дыхательный объём стабилен. Мы видим это на графике объёма и на графике потока. Объём – это площадь под кривой потока.



Если пациент не будет справляться и аппарат регистрирует снижение дыхательного объёма он увеличит давление поддержки. Второй сверху график «давление создаваемое диафрагмой при вдохе» в режиме SmartCare/PS обычно не регистрируется. Мы внесли его в схему для облегчения понимания.

Объём вдоха – это площадь под кривой потока

Резюме: Прежде всего, следует помнить, что ответственность за принятие решения лежит на лечащем враче. Накопленный на сегодня мировой опыт применения программы SmartCare/PS говорит о её высокой эффективности при соблюдении показаний для её применения [www.draeger.com].

(PSV) III - 14 NAVA или Neurally Adjusted Ventilatory Assist

Перед чтением этой главы проработайте главу «(PSV) III - 10»

Режим, доступный на аппаратах Servo-i фирмы «MAQUET».

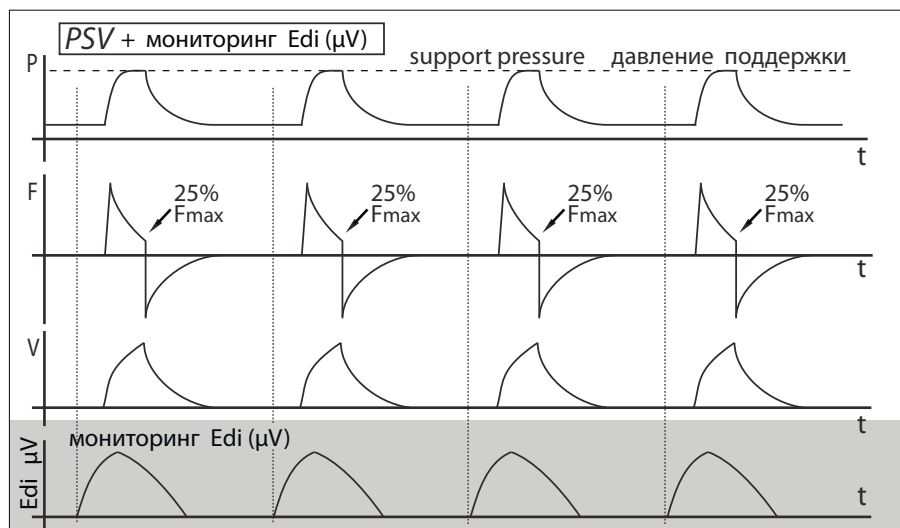
Режим ИВЛ создан на основе режима Pressure support ventilation (PSV).

Три существенных отличия от PSV: 1) уникальный триггер, 2) уникальное переключение на выдох, 3) способ изменения давления поддержки (support pressure). Эти параметры аппарат меняет в соответствии с «запросами» дыхательного центра пациента.

- **Кратко:** Аппарат ИВЛ оснащён системой, распознающей нервный импульс, проходящий по диафрагмальному нерву к диафрагме. Датчик-электрод заключён в стенке желудочного зонда и соединён тонким проводом с блоком управления аппарата ИВЛ. Таким образом, аппарат ИВЛ начинает вдох в ответ на сигнал, исходящий непосредственно из дыхательного центра. Электрический импульс регистрируется, когда приказ на вдох, идущий из дыхательного центра по диафрагмальному нерву, достигает диафрагмы. Компьютер аппарата ИВЛ выделяет нужный сигнал из «шума» от других электрических импульсов, в частности, от электрической активности сердца. Величина сигнала оценивается аппаратом ИВЛ в микровольтах. Уровень давления поддержки (support pressure) аппарат ИВЛ выбирает пропорционально величине электрического импульса, генерируемого дыхательным центром.

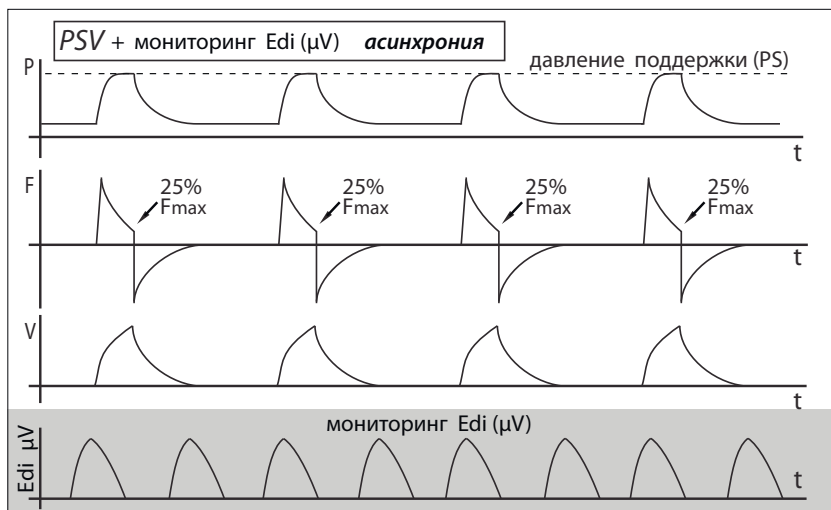
- **Подробно:** Аппарат ИВЛ оснащённый системой «NAVA» позволяет регистрировать и выводить в виде графика на экран монитора электрический импульс приходящий из дыхательного центра по диафрагмальному нерву к диафрагме. Конструктивно метод похож на запись ЭКГ с пищеводного электрода. Отличие в том, что электроды заключенные в стенке специального желудочного зонда позиционируются на том уровне пищевода, где он проходит сквозь диафрагму. При установке зонда, по мере продвижения по пищеводу, компьютер аппарата вначале выводит на экран ЭКГ, а затем импульс проходящий по диафрагмальному нерву и вызывающий её сокращение. По форме этот импульс похож на треугольник, называется «Edi» измеряется

в микровольтах (μV). Ниже показан мониторинг Edi у пациента на ИВЛ в PSV. Управление вдохом NAVA пока неактивно. Видно, что вдох аппарата отстает от вдоха пациента.

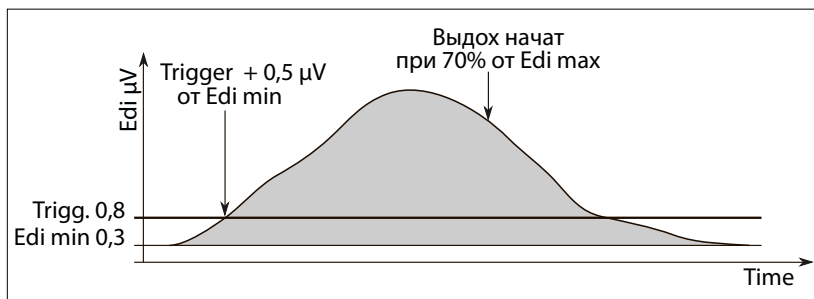


NAVA-мониторинг можно проводить в любом режиме ИВЛ, и даже в при выключении ИВЛ, в Standby. Этот мониторинг позволяет врачу видеть, какой силы импульс приходит по диафрагмальному нерву к мышце, и делать диагностические заключения. У пациентов с утомлением или дистрофией/атрофией диафрагмы, при невозможности реализовать полноценный вдох, может быть хороший или даже избыточный и импульс. Таким образом, мониторинг Edi позволяет установить причину неэффективного самостоятельного дыхания. Например: понять, что у пациента проблема с дыхательными мышцами или с респираторным драйвом.

В других режимах, при неточной настройке триггера пациента, слабости дыхательной мускулатуры или формировании AutoPEEP, триггер аппарата не чувствует вдох пациента. При этом попытка вдоха может быть незаметна и врачу. Такая скрытая асинхрония утомляет пациента и создает дискомфорт. На схеме ниже приведен пример, когда триггер работающий по потоку улавливает примерно половину попыток вдоха пациента.

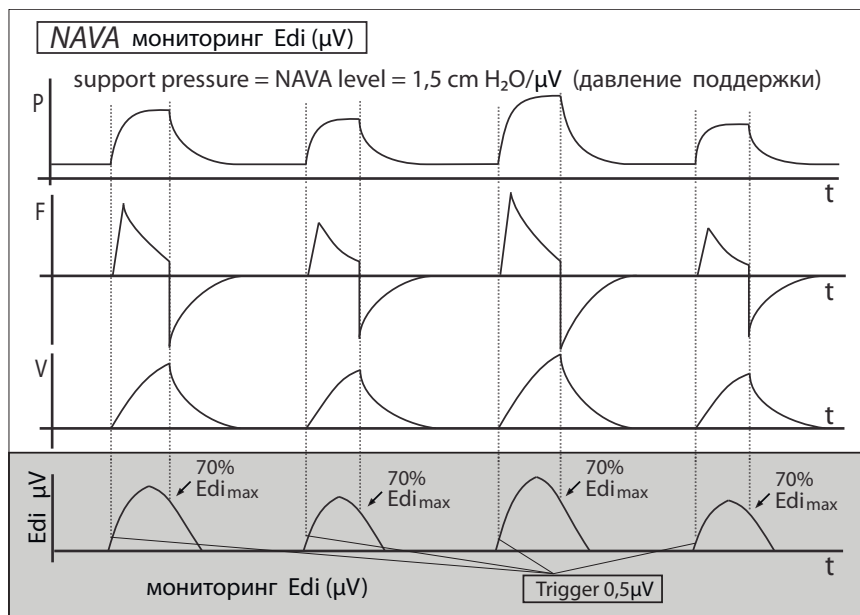


Активируем NAVA Когда активируется NAVA триггер вдоха срабатывает при начале импульса в тот момент когда он на $0,5 \mu V$ превышает минимальный уровень для данного пациента ($0,5$ микровольта). Аппарат выполняет переключение на выдох когда величина импульса снижается до уровня 70% от максимальной величины (данного импульса). Ниже график импульса Edі.



Преимущество такого триггирования в том, что аппарат ИВЛ начинает поддержку вдоха без запаздывания, одновременно с началом сокращения дыхательной мускулатуры. Переключение на выдох точно соответствует моменту, когда начинается расслабление дыхательной мускулатуры. Таким образом, в режиме NAVA вдох и выдох аппарата **идеально синхронизированы** с работой дыхательного центра пациента и активностью дыхательной мускулатуры.

Уровень NAVA Уровень давления поддержки (support pressure) аппарата ИВЛ пропорционален величине электрического импульса, генерируемого дыхательным центром. Врач настраивает давление поддержки, которое создаст аппарат, в смH₂O на 1 микровольт сигнала Ed_i. Размерность поддержки смH₂O/ μ V. Иначе говоря, врач подбирает коэффициент (множитель). Этот коэффициент (множитель) называется «Уровень NAVA». Можно установить уровень поддержки от 0 до 30 см H₂O на 1 микровольт. При настройке удобно использовать графический мониторинг. Врач смотрит на кривые давления, потока и объёма и изменяя уровень NAVA настраивает работу аппарата так, чтобы обеспечить целевой дыхательный объём и минутный объём вентиляции.



На графиках видно, что вдохи отличаются друг от друга по всем параметрам. Это характерно для спонтанного дыхания. Мы не делаем двух совершенно одинаковых вдохов когда дышим самостоятельно. Каждый наш вдох управляется дыхательным центром и отвечает текущим физиологическим потребностям. Таким образом в режиме NAVA управление респираторной поддержкой передано дыхатель-

ному центру пациента. Сравнивая триггер NAVA с любым другим триггером пациента очевидно, что у NAVA самый короткий путь и самая высокая скорость реакции! Все остальные триггеры «узнают», что пациент начал вдох, только после того, как импульс дошёл по нервам до дыхательных мышц, они начали сокращаться, давление в грудной клетке снизилось, в лёгкие устремился воздух, а датчик потока или давления уловили эти изменения. Такой же длинный путь реакции аппарата при переключении на выдох по-потоку или по-давлению. NAVA же, сразу реагирует на сигнал идущий из дыхательного центра. Важно и то, что NAVA оказывает респираторную поддержку пропорционально величине сигнала Edi. Чем больше потребность, тем большая поддержка. Эту же задачу решали разработчики режима «Proportional assist ventilation» «PAV» или «Proportional pressure support» «PPS». Мы обсудим этот режим в следующей главе.

При включении режима NAVA триггер пациента по-потоку, или по-давлению не отменяется. Используется принцип «come first – served first»: обслуживаем того, кто пришёл первым. Разработчики режима понимают, что зонд с датчиком-электродом может сместиться. Если аппарат не получает качественный Edi сигнал, он переключается на другой триггер.

Резюме:

1. Режим «NAVA» оснащен самым быстрым триггером. Действительно, чтобы сработал любой другой patient trigger, должно состояться сокращение дыхательной мускулатуры, и начаться вдох пациента. В этом случае аппарат ИВЛ оказывает поддержку «вдогонку» уже начавшемуся вдоху. Триггер режима «NAVA» начинает поддержку вдоха одновременно с началом сокращения дыхательных мышц пациента.
2. Режим «NAVA» оснащен самым чувствительным триггером. Если пациент ослаблен или страдает миастенией, полинейропатией и т.д., он не всегда может создать изменение потока или отрицательное давление, чтобы инициировать вдох. Триггер режима «NAVA» реагирует не на давление или поток, а на электрический импульс. Сигнал дыхательного центра распознаётся

аппаратом ИВЛ, даже если сокращение дыхательной мускулатуры настолько мало, что не создаёт значимых изменений потока, давления или объёма.

3. Режим «NAVA» согласует работу аппарата ИВЛ с дыхательной потребностью пациента. В этом режиме блестяще реализована конструктивная идея режима «PPS» или «PAV», поскольку поддержка вдоха пропорциональна сигналу дыхательного центра.
4. Мониторинг функции дыхательного центра в любом режиме ИВЛ представляет большую ценность для оценки состояния ствола головного мозга и системы ауторегуляции глубины и ритма дыхания.

(PSV) III - 15 PPS и PAV+

Перед чтением этой главы проработайте главу «(PSV) III - 10»

«Proportional pressure suport» «PPS» и «Proportional assist ventilation» «PAV»

Смысл названия – «Пропорциональная поддержка давлением».

Этот режим есть на аппаратах фирмы Dräger серии Evita XL и на более новых моделях, на аппаратах фирмы Phillips V60 и V680 (ранее Respirationics «Vision») и на аппаратах фирмы Medtronic PB-840 и следующих, более современных моделях.

Режим ИВЛ создан на основе режима «**Pressure support ventilation**» «**PSV**». Как и «**PSV**», этот режим управляем по-давлению, вдох включается пациентом, а переключение на выдох выполняется по-поток (pressure controlled, patient triggered, pressure limited, and flow cycled). Отличие в том, что давление поддержки (support pressure) для каждого вдоха устанавливает аппарат ИВЛ, исходя из результатов флуометрии. Главная цель создателей режима была сделать поддержку, адекватной потребностям пациента. Для создания этих режимов был использован логический принцип управления Servo Control. Принцип Servo Control изменяет параметры вентиляции в соответствии с меняющимися вводными. Пример Servo Control – это гидроусилитель руля в автомобиле: чем сильнее крутишь тем больше помощь.

Логика и концепция этого режима похожи на режим «NAVA», описанный в предыдущей главе. В режимах NAVA, PPS, PAV решается задача оказывать респираторную поддержку пропорционально потребностям пациента. Напомним, в режиме NAVA аппарат ИВЛ создаёт давление поддержки (support pressure) пропорционально величине электрического импульса, генерируемого дыхательным центром. В режимах PAV и PPS аппарат ИВЛ оценивает **усилие** пациента во время каждого вдоха и создаёт давление поддержки (support pressure) исходя из результатов мониторинга дыхательной активности пациента. В этом главное различие между NAVA и PPS: для того, чтобы эффективно работал режим NAVA у пациента должна быть сохранна функция дыхательного центра в стволе мозга и проводимость по диафрагмальному нерву, а для того, чтобы эффективно работали режимы PPS и PAV у пациента должна быть сохранна функция дыхатель-

ного центра в стволе мозга, проводимость по диафрагмальному нерву и **активность дыхательной мускулатуры**. Это значит, что для пациентов со слабостью дыхательной мускулатуры (атрофия, миастения, и т. д.) режимы PAV и PPS неприменимы.

Автор-разработчик режима «PPS» Magdy Younes исходил из того, что во время вдоха усилие пациента можно разделить на две составляющие. Первая составляющая – это преодоление сопротивления дыхательных путей потоку вдоха (resistance). Вторая составляющая – это преодоление упругости респираторной системы (elastance). Magdy Younes создавал концепцию этого режима исходя из возможности мониторинга потока создаваемого пациентом во время вдоха. Для того чтобы оказывать пропорциональную поддержку в режимах PPS и PAV аппарат ИВЛ должен «знать» в каждый момент какой поток создает пациент и какой дыхательный объем уже доставлен пациенту благодаря собственным усилиям пациента. Напомним, что объем – это площадь под кривой потока.

В данном режиме аппарат ИВЛ использует скорость изменения потока и объем вдоха для определения потребности пациента в респираторной поддержке. Чем больше усилие пациента на вдохе, тем больше аппаратная поддержка. Таким образом, аппарат ИВЛ компенсирует избыточную нагрузку на дыхательную мускулатуру, снижая её до нормальных значений. Теперь нужно объяснить чем отличается PPS на аппаратах Dräger и Phillips от режима PAV+ на аппаратах «PB» фирмы Medtronic.

Особенности PPS на аппаратах Dräger

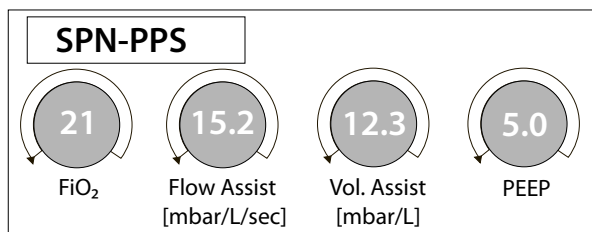
Условием работы PPS на аппаратах Dräger является отсутствие утечек (герметичность контура и использование трубок с герметизирующими манжетками)

В режиме PPS врач ставит аппарату задачу из двух составляющих: поддержка **объёма** и поддержка **потока**. Поддержка объёма и потока настраиваются отдельно. Поддержка объёма VA (volume assist) оказывается аппаратом в миллибарах на литр доставленного объёма (mbar/L). Уровень поддержки от нуля до 100мбар на литр. Поддержка потока FA (flow assist) оказывается аппаратом в миллибарах на литр в секунду, к потоку вдоха создаваемого пациентом (mbar/L/sec). Уро-

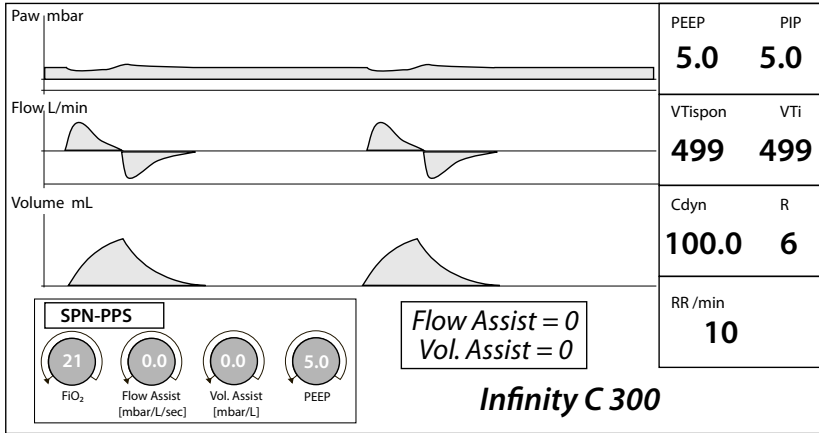
вень поддержки от нуля до 100мбар на литр в секунду. В результате аппарат рассчитывает **давление** поддержки. Чтобы оценить свойства вдоха пациента, аппарат анализирует результаты флоуметрии. Для определения необходимого уровня давления поддержки аппарат сопоставляет и обрабатывает 6 входных параметров.

Свойства вдоха пациента:	1. скорость изменения потока 2. актуальный доставленный объём в каждый момент вдоха
Свойства дыхательной системы пациента:	3. резистанс 4. комплайнс
Задачи поставленные врачом:	5. VA (volume assist) mbar/L/sec 6. FA (flow assist) mbar/L

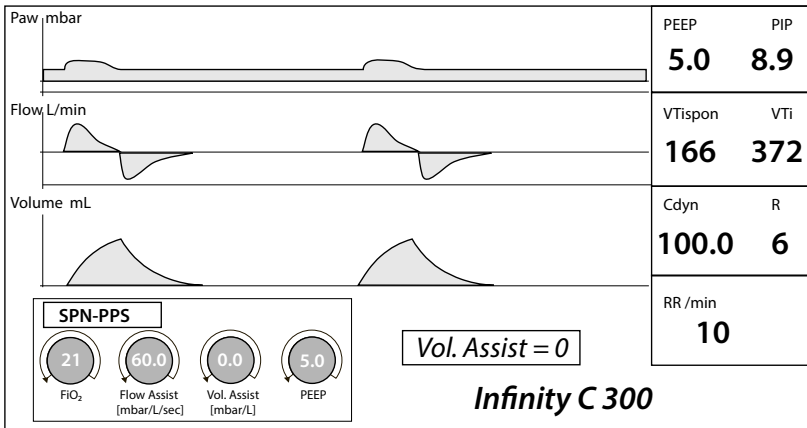
Так выглядит панель управления на аппаратах Dräger при включении режима PPS



Для того чтобы лучше понять как работает режим PPS на аппаратах Dräger мы рекомендуем Вам на сайте www.draeger.com скачать или запустить online симулятор аппарата ИВЛ. Эти симуляторы позволяют моделировать свойства пациента и работу аппарата ИВЛ. Мы выбрали симулятор аппарата Evita 300 и установили свойства нормального пациента с хорошим усилием вдоха и частотой 10 вдохов в минуту. В окне цифрового мониторинга (второе сверху) вы видите спонтанный вдох пациента (VT_{ispon}) составляет 499мл. В качестве первого теста мы установили нулевую поддержку потока и давления. В результате мы получили CPAP. Аппарат поддерживает постоянное давление в дыхательных путях равное установленному PEEP. Аппарат ничего не добавляет к спонтанному вдоху пациента. $\text{VT}_{\text{ispon}} = \text{VT}_i = 499 \text{ ml}$ то есть суммарный дыхательный объём не отличается от спонтанного.

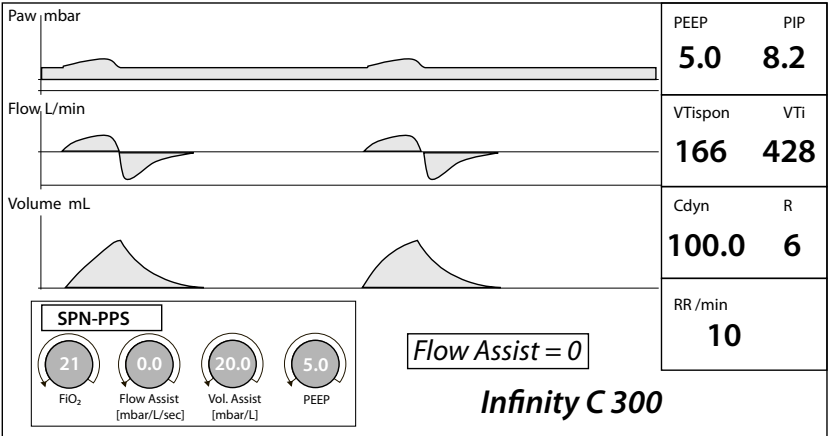


Во втором примере мы в компьютерной модели пациента снизили собственное усилие вдоха. Теперь пациент вдыхает самостоятельно только 166 мл. Посмотрим что изменится если мы используем только поддержку потока (FA). Мы установили поддержку 60mbar/L/sec. Поддержка объёма не активна (VA = 0). В результате мы получили кривые потока похожие на кривые в первом примере.

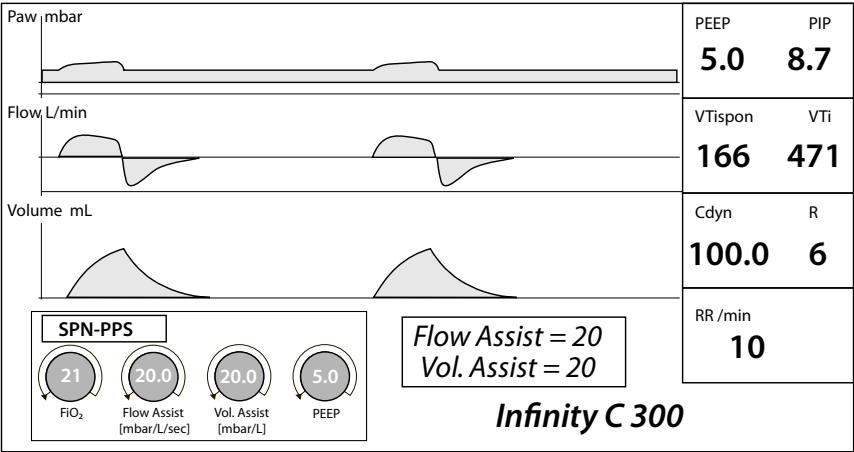


В третьем примере в компьютерной модели пациента собственное усилие вдоха снижено. Как и во втором примере пациент вдыхает самостоятельно только 166 мл. Теперь посмотрим что будет если мы используем только поддержку объёма (VA). Мы установили поддержку 20mbar/L. Поддержка потока не активна (FA = 0). В результате мы получили кривые потока непохожие на кривые в первом примере.

Это соответствует программе аппарата – на каждый миллилитр объёма, который вдохнул пациент самостоятельно, аппарат повышает давление на 0,02 миллибара. Поэтому и поток и давление нарастает к концу вдоха.



В четвертом примере собственное усилие вдоха пациента снижено. Как во втором и третьем примере пациент вдыхает самостоятельно только 166 мл. Чтобы посмотреть что дает одновременно поддержка потока (FA) и объёма (VA), мы установили поддержку потока 20mbar/L/sec и поддержку объёма 20mbar/L. В результате мы получили новую форму кривых потока и давления.



Задача адекватной настройки ИВЛ решается в том случае, если врач установит поддержку потока или FA (flow assist) в соответствии со сопротивлением (резистанс) дыхательных путей пациента и поддержку объёма или VA (volume assist) в соответствии с комплайнсом дыхательной системы пациента.

Предположим аппарат регистрирует слабый вдох пациента.

Возможные причины:

1. Пациенту достаточно такого вдоха.
2. Низкий комплайнс.
3. Высокий резистанс.
4. Пациент устал.

Только в первом случае вмешательство врача не нужно. В остальных вариантах врач должен заметить проявления недостаточной поддержки вдоха и изменить настройки. Если данные о комплайнсе и резистансе не соответствуют реальной ситуации, возможны ошибки.

Когда аппарат регистрирует энергичное начало вдоха пациента возможно, что:

1. Пациент реализует потребность в улучшении газообмена.
2. Снизился резистанс.
3. Увеличился комплайнс.

И в этом случае ошибки в определении комплайнса и резистанса приведут к неадекватной ИВЛ.

Таким образом, для того, чтобы хорошо настроить режим PPS, врач должен подобрать оптимальные уровни поддержки объёма и потока (это делается поэтапно, методом проб и ошибок). Измерить комплайнс и резистанс можно только у релаксированного пациента в режиме принудительной ИВЛ с использованием инспираторной паузы, а PPS – это режим поддержки спонтанного дыхания. Поэтому используются расчетные показатели.

Всё так непросто...

Самыми опасными ошибками режима PPS являются:

1. Уменьшение или отказ от поддержки давлением утомлённого,

ослабленного пациента. Такова логика режима: чем меньше инспираторная попытка, тем меньше поддержка, и наоборот. Название режима честно сообщает нам об операционной логике. Пропорциональная поддержка давлением или **«Proportional pressure support»**.

2. На фоне снижения резистанс или повышения комплайнс зарегистрировав увеличение потока и объёма во время инспираторной попытки пациента, аппарат может очень сильно «вдуть» пациенту.

При использовании режима PPS очень важно выставить параметры «арное ventilaton» и границы тревог по давлению, дыхательному и минутному объёмам вентиляции.

Особенности PPS на аппаратах Phillips V60 и V680 (ранее Respireonics «Vision»)

На этих аппаратах (V60 и V680) предусмотрена возможность использования режима PPS у пациентов при ИВЛ через маску. При этом о точном мониторинге резистанса и эластанса говорить не приходится (утечки не позволяют). Конструкторы аппарата создали программу, которая на основе динамики измеряемых давления, потока и доставленного пациенту объёма производит расчёты резистанса и эластанса. Напомним, что эластанс – это величина обратная комплайнс. В этой модификации режима PPS врач устанавливает в настройках максимальные значения «Max E» (эластанса) и «Max R» (резистанса) для данного пациента. Также при настройке режима PPS на аппаратах V60 устанавливают максимальные значения для дыхательного объёма «Max V» и давления вдоха «Max P». На этих аппаратах врач задает один параметр величины поддержки вдоха пациента в процентах – это PPS%. В зависимости от того какие значения «Max E» (эластанса) и «Max R» (резистанса) установил врач при настройке режима, аппарат оказывает поддержку потоку и объёму.

Трудности для понимания режима PPS

- 1) режим PPS создан на основе режима PSV – то есть главный способ изменить параметры ИВЛ – это менять давление поддержки (PS).
- 2) при настройке режима мы устанавливаем уровень поддержки объёма – VA (volume assist).

3) при настройке режима мы устанавливаем уровень поддержки потока – FA (flow assist).

Сразу возникает вопрос: если режим управляем по-давлению, каким образом происходит поддержка объёма и, тем более, потока?

Начнем с объёма. Вспомним статическую кривую объём-давление. Эта кривая характеризует упругие свойства респираторной системы (комплаинс и эластанс) и показывает какое давление нужно приложить, чтобы в систему вошел соответствующий объём. Комплаинс – это отношение объёма к давлению, а эластанс – это отношение давления к объёму. Если известен комплаинс респираторной системы, то можно рассчитать какое давление аппарат должен создать в дыхательном контуре, чтобы доставить пациенту предписанную часть объёма вдоха.

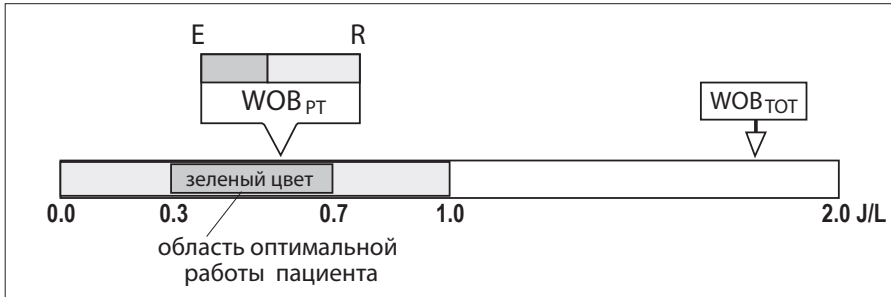
Когда мы обсуждаем поток в трубке мы должны вспомнить закон Ома. $F=P/R$ Поток прямо пропорционален давлению и обратно пропорционален сопротивлению. Если известно сопротивление дыхательных путей и поток создаваемый пациентом, то можно рассчитать какое давление аппарат должен создать в дыхательном контуре, чтобы обеспечить предписанное увеличение потока. Поскольку расчеты сложны и порой недостоверны врачи используют метод «проб и ошибок», постепенно подбирая оптимальные параметры ИВЛ.

В зависимости от того какие уровни поддержки **объёма** и поддержки **потока** установил врач при настройке режима PPS, аппарат будет менять **давление** поддержки (PS) учитывая результаты мониторинга текущего вдоха.

Резюме по режиму PPS: Замечательная концепция, которая нашла блистательное развитие в режиме NAVA описанном в предыдущей главе и в режиме PAV+, который мы опишем дальше. При использовании режима PPS, от врача требуется глубокое понимание механики дыхания, клинический опыт и умение «почувствовать пациента». Этот режим требует от врача терпения, времени, и готовности вдумчиво подбирать параметры вентиляции учитывая состояние пациента.

Особенности PAV+ на аппаратах «РВ» фирмы Medtronic.

В данном варианте, развивая концепцию Magdy Younes, инженеры-конструкторы нашли более удобное и понятное для врачей решение. В режиме PAV+ конструкторы исходили из представлений о работе дыхания. Чтобы объяснить просто, вспомним что работу измеряют в джоулях и формула описывающая работу – это произведение силы на расстояние. $A = F \cdot S$ Можно представить древнегреческого Сизифа, который вкатывает камень на гору. Это работа в чистом виде, прикладывая силу он перемещает физическое тело. Если умножить давление на объем мы тоже получим джоули. Это легко понять если вспомнить, что давление – это сила деленная на площадь (расстояние во второй степени), а объем – это расстояние в третьей степени. Степени сокращаются и получается произведение силы на расстояние, то есть работа. Современный аппарат ИВЛ может используя датчики давления и потока рассчитывать работу дыхания выполняемую пациентом и собственную (аппаратную) работу дыхания. Для того, чтобы рассчитывать работу по преодолению сопротивления дыхательных путей аппарат измеряет поток и давление, а для расчета комплайенса аппарат на высоте вдоха, делая короткую паузу измеряет давление и доставленный объем. Все результаты мониторинга и расчетные показатели механики дыхания можно выводить на экран. В режиме PAV+ врач должен установить в процентах «%Support» – какую часть работы дыхания должен выполнять аппарат ИВЛ. Работа пациента (WOBPT), таким образом, зависит от «%Support» аппарата. Например: если %Support 75%, то пациенту остается выполнить 25% работы дыхания. Для врача задача облегчается тем, что он не должен *раздельно* определять, какую часть работы по преодолению сопротивления дыхательных путей (resistance) и какую часть работы по преодолению упругости респираторной системы (elastance) он оставляет пациенту и какую часть работы должен выполнить аппарат. В режиме PAV+ у врача есть возможность оценивать как целое всю работу дыхания (resistance+elastance). Остается только распределить какая часть работы – пациенту, а какая часть – аппарату. Аппарат облегчает работу врача, он выводит на дисплей в виде удобной диаграммы общую работу дыхания и работу дыхания пациента. Диаграмма выглядит так:



WOB_{TOT} – это вся работа дыхания. WOB_{PT} – это работа дыхания пациента. Внутри курсора обозначающего работу дыхания пациента представлено соотношение затрат на преодоление упругости и сопротивления респираторной системы (elastance/resistance). Внутри горизонтального прямоугольника обозначающего всю работу дыхания зеленым цветом выделен участок оптимальной работы дыхания пациента. Аппарат «предлагает» врачу распределить работу между ним и пациентом так, чтобы курсор обозначающий работу дыхания пациента находился в «зелёной зоне». Это сделано для того, чтобы избежать как переутомления пациента, так и атрофии дыхательной мускулатуры от «безупотребления».

У тех коллег, кто с уважением относится к Физике, может возникнуть вопрос о размерности на диаграмме PAV+ «J/L». Зачем понадобилось делить джоули на литры? Ответ в том, что режим PAV+ построен на основе PSV, а режим PSV работает по-давлению. Аппарату ИВЛ «непонятно» как он может поддерживать вдох пациента в джоулях. Если джоули разделить на литры получаем давление. То есть для каждого вдоха пациента аппарат получает понятную ему величину давления поддержки (PS).

Размышление о режимах ИВЛ на основе PSV

Мы сравним PSV, Variable PS, VS, SmartCare/PS, NAVA, PPS и PAV+. Общее для этих режимов то, что они все построены на основе PSV

Общие черты:

- пациент дышит сам, а аппарат ИВЛ поддерживает каждый вдох пациента
- вдох аппарата инициирован пациентом (аппарат ИВЛ включает поддержку вдоха в ответ на дыхательную попытку пациента)
- переключение на выдох инициировано пациентом (аппарат ИВЛ переключается на выдох в ответ на действие пациента)
- все эти режимы управляемы по-давлению
- во всех этих режимах можно менять скорость нарастания потока
- во всех этих режимах кроме NAVA переключение на выдох по-потоку

Отличие этих режимов в том, как аппарат ИВЛ выбирает величину давления вдоха

- В режиме PSV уровень давления поддержки (PS) устанавливает врач.
- В режиме Variable PS базовый уровень давления поддержки (PS) устанавливает врач, но аппарат в заданном диапазоне случайным образом меняет это давление для каждого вдоха.
- В режиме VS врач устанавливает целевой дыхательный объём, а аппарат ИВЛ подбирает такое давление поддержки вдоха (PS), чтобы пациент постоянно получал целевой дыхательный объём.
- В режиме SmartCare/PS аппарат ИВЛ постоянно анализирует результаты мониторинга дыхания пациента и при стабильном состоянии снижает уровень давления поддержки (PS). Если по результатам мониторинга аппарат «видит», что давление поддержки (PS) недостаточно, аппарат увеличивает давление поддержки (PS).

- В режиме NAVA аппарат ИВЛ меняет величину давления поддержки (PS) и длительность вдоха на основе мониторинга электрического импульса проходящего по диафрагмальному нерву (Edi). Врач настраивает давление поддержки (PS), которое создаст аппарат, в смH₂O на 1 микровольт сигнала Edi
- В режиме PPS на аппаратах Dräger врач исходя из оценки состояния респираторной системы пациента раздельно устанавливает уровень поддержки объема или VA (volume assist) и уровень поддержки потока или FA (flow assist). Компьютер аппарата анализируя усилие пациента и доставляемый объем управляет давлением вдоха (PS).
- В режиме PAV+ на аппаратах «PB» фирмы Medtronic на основе данных мониторинга респираторной системы пациента аппарат рассчитывает работу дыхания, а врач устанавливает величину аппаратной поддержки вдоха в процентах. На панели управления аппарата в рамке PA (Pressure Assist) устанавливается значение %Supp.

Какие задачи стоят перед врачом при использовании этих режимов (PSV, Variable PS, VS, SmartCare/PS, NAVA, PPS и PAV+)?

Общая особенность всех этих режимов в том, что врач может применять их только у пациента с сохранной функцией дыхательного центра. Для всех режимов, кроме NAVA у пациента должна быть достаточная активность дыхательной мускулатуры, чтобы триггировать аппаратный вдох.

- При использовании режима PSV врач должен исходно подобрать оптимальный для данного пациента уровень давления поддержки вдоха (PS). При изменении состояния пациента врач должен оптимизировать уровень давления поддержки вдоха (PS).
- При использовании режима Variable PS врач должен исходно подобрать оптимальный для данного пациента уровень давления поддержки вдоха (PS). При измене-

нии состояния пациента врач должен оптимизировать уровень давления поддержки вдоха (PS). Кроме того врач выбирает диапазон в котором происходят вариации PS.

- При использовании режима VS врач должен подобрать оптимальный для данного пациента дыхательный объём.
- При использовании режима SmartCare/PS врач должен выбирать только пациентов, для которых подходит этот режим (критерии указаны в главе III-13).
- При использовании режимов NAVA, PPS и PAV+ врач должен по мере изменения состояния пациента вносить коррекцию в уровень поддержки.

При постепенном улучшении состояния и переводе пациента на самостоятельное дыхание режим SmartCare/PS самостоятельно активно снижает поддержку, а при ухудшении состояния пациента увеличивает поддержку вдоха (PS). Режим VS по мере активизации пациента снижает поддержку вдоха, а если пациент делает слабый вдох увеличивает поддержку вдоха (PS). Разница в том, что SmartCare/PS побуждает пациента дышать активнее, а VS снижает поддержку в ответ на активизацию пациента. Все остальные перечисленные режимы (NAVA, PPS и PAV+) требуют регулярной оценки и подстройки уровня поддержки вдоха.

Резюме:

У режимов PSV и Variable PS давление поддержки (PS) не зависит от усилия вдоха пациента. Зависимости нет.

У режимов VS и SmartCare/PS чем больше усилие вдоха пациента, тем меньше давление поддержки (PS). Зависимость обратная.

У режимов NAVA, PPS и PAV+ чем больше усилие вдоха пациента, тем больше давление поддержки (PS). Зависимость прямая.

Что значит (IMV) перед названием главы?

Если перед названием главы стоит (IMV) значит, что мы будем разбирать один из многих режимов ИВЛ построенных на принципе согласования вдохов IMV Intermittent Mandatory Ventilation. То есть принудительные вдохи чередуются со спонтанными. В таких режимах используется комбинация из однотипных принудительных вдохов и однотипных спонтанных вдохов. Чередование вдохов определяется свойствами данного режима и настройками аппарата ИВЛ.

Организацию режима IMV можно представить как сочетание одного из режимов принудительной вентиляции с одним из вариантов спонтанной вентиляции. Варианты режимов IMV удобно рассмотреть используя таблицу-матрицу. В приводимой ниже таблице в верхней строке мы расположили варианты спонтанных вдохов на ИВЛ. В первом столбце таблицы режимы принудительной вентиляции. В результате мы видим 9 вариантов согласования принудительных и спонтанных вдохов. 9 вариантов IMV.

принудительные вдохи	спонтанные вдохи		
	CPAP	PSV	VS (DC PSV)
VCV	VCV + CPAP	VCV + PSV	VCV + VS
PCV	PCV + CPAP	PCV + PSV	PCV + VS
DCV (PRVC)	PRVC + CPAP	PRVC + PSV	PRVC + VS

Аббревиатура VCV часто употребляется вместо VC-CMV – это принудительные вдохи управляемые по-объёму. Аббревиатура PCV часто употребляется вместо PC-CMV – это принудительные вдохи управляемые по-давлению. Аббревиатуру DCV можно использовать вместо DC-CMV – это принудительные вдохи с двойным управлением (DC Dual-control). Наиболее часто для обозначения этого варианта принудительных вдохов используется аббревиатура PRVC. Аббревиатура VS – это DC-PSV иначе говоря PSV с двойным управлением, то есть ИВЛ по-давлению с целевым дыхательным объёмом.

(IMV) III - 16 IMV общая характеристика

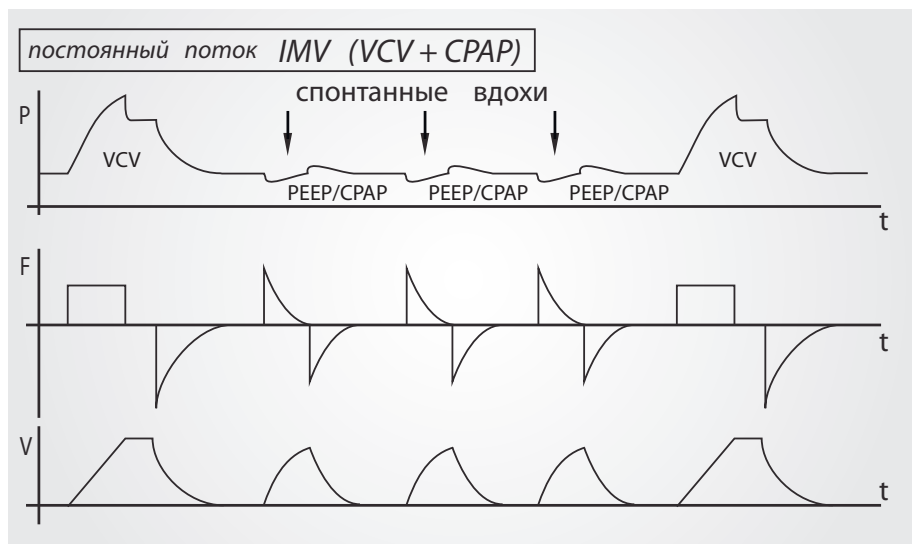
- **Кратко:** IMV – это способ согласования вдохов при котором, в интервалах между принудительными вдохами аппарата ИВЛ пациент может делать спонтанные вдохи.

- **Подробно:** Аббревиатура IMV (intermittent mandatory ventilation) используется как название для большой группы режимов ИВЛ. Общим свойством этих режимов является наличие принудительных вдохов в интервалах между которыми, пациент может делать спонтанные вдохи. В разных вариантах режимов IMV используются разные типы принудительных вдохов. Управляемые по-объёму, по-давлению или с двойным управлением. Используются разные способы синхронизации аппарата с дыхательной активностью пациента. Если режим может синхронизировать принудительные вдохи с дыханием пациента добавляется буква S. Вместо IMV, пишут SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation). Отличаются и варианты спонтанных вдохов, которые пациент делает между принудительными вдохами.

Начнем с варианта VCV + CPAP – это самый первый и самый простой вариант IMV. По мере успешного использования ИВЛ в отделениях интенсивной терапии в середине XX века проявилась задача устранения конфликта между механическим ритмом работы аппарата ИВЛ и дыханием пациента. Есть два пути решения. Первый – это «диктатура». Подавить работу дыхательного центра или выключить работу дыхательной мускулатуры. Так поступает анестезиолог во время наркоза.

Но у врача-интенсивиста конечная цель – завершение ИВЛ и перевод пациента на самостоятельное дыхание. То есть, нужно поддерживать способность дышать самостоятельно.

Вот так выглядит на графиках самый первый вариант режима IMV.

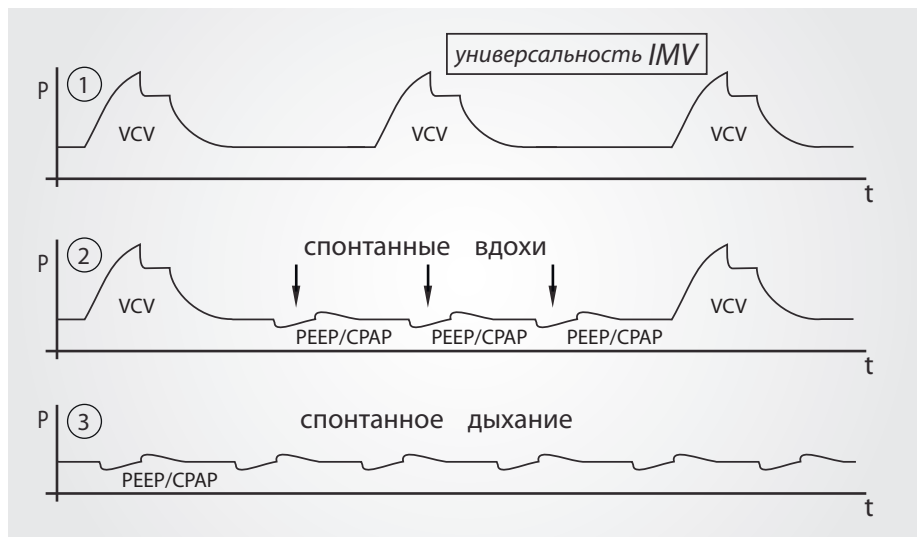


Принудительные вдохи по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени, спонтанные вдохи в СРАР

Задача усложнялась тем, что в то время триггеров отвечающих на вдох пациента не было. То есть синхронизировать принудительный вдох с дыхательной активностью пациента было технически невозможно. Было решено разрешить пациенту дышать самостоятельно в СРАР между принудительными вдохами выполняемыми строго по расписанию.

Сегодня, в XXI веке нашим молодым коллегам это техническое решение может показаться незначительным. Но представьте себе, что до появления этого варианта IMV в распоряжении врача были только режимы CMV и СРАР. Не было триггеров пациента и все принудительные вдохи аппарат делал строго по расписанию. Это значит, что постепенный переход от ИВЛ к самостоятельному дыханию был невозможен. Для синхронизации с аппаратом ИВЛ пациент был седатирован. Прекращение седации часто приводило к «борьбе пациента с аппаратом». Поэтому, нередко от момента прекращения седации, до восстановления дыхательной активности, когда можно было проверить может ли пациент дышать в СРАР, врач должен был проводить ИВЛ вручную используя дыхательный мех. Опытный врач чуткими пальцами улавливал дыхательную активность пробуждающегося па-

циента и бережно поддерживал самостоятельные вдохи. Но перевод на самостоятельное дыхание происходил сразу, в виде отключения от ИВЛ. Для ослабленного пациента это тяжелый стресс. Появление IMV позволило снижать седацию, активизировать пациентов на ИВЛ и осуществлять постепенный переход от полного замещения функции внешнего дыхания к самостоятельному.



На схеме показано, как по мере выздоровления пациента в режиме IMV врач переводит пациента с принудительной вентиляции в спонтанную. Первый пример – все вдохи принудительные. Второй – сочетание спонтанных и принудительных вдохов. Третий пример – пациент дышит спонтанно в режиме IMV. В третьем примере частота принудительных вдохов – ноль. Способ согласования принудительных и спонтанных вдохов IMV лежит в основе интеллектуальных режимов MMV и ASV

(IMV) III - 17 SIMV вариант VCV + PSV (VC с постоянным потоком) как этап эволюции

- **Кратко:** Этот вариант SIMV в котором принудительные вдохи по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени синхронизированы с дыханием пациента, а спонтанные вдохи, в интервалах между принудительными вдохами, в PSV.

- **Подробно:** Это был новый шаг в эволюции режимов ИВЛ. По сравнению с режимом IMV добавилось два существенных элемента: триггер пациента для принудительных вдохов и спонтанные вдохи в PSV. К аббревиатуре IMV (intermittent mandatory ventilation) добавляется буква S. Вместо IMV, пишут SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation).

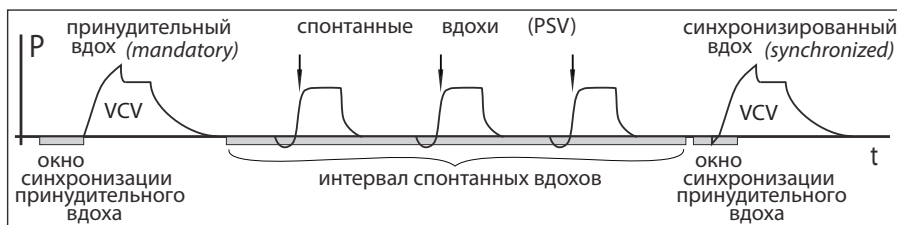
Принудительные вдохи В данном варианте режима SIMV все принудительные вдохи управляемы по-объёму, поток постоянный, переключение на выдох по-времени. Возможны два варианта включения принудительного вдоха: по-времени (time-trigger) или в ответ на дыхательную активность пациента (patient-trigger) по-давлению или по-потоку. Принудительные вдохи начатые в ответ на дыхательную попытку пациента называются синхронизированными (synchronized). Свойства и графика всех принудительных вдохов при любом триггировании не отличаются.

Спонтанные вдохи Все особенности дыхания в PSV даны в главе «(PSV) III - 10». Если установить величину давления поддержки – ноль ($PS=0$), то пациент будет делать спонтанные вдохи в CPAP.

Триггер Во второй части книги, в главе «II - 11» мы рассказали о триггерах. Напомним, что триггер по-времени (time-trigger, machine-trigger) включает принудительный вдох вне зависимости от дыхательной активности пациента. Работа этого триггера зависит только от установленной частоты принудительных вдохов. Триггер пациента (patient-trigger) в этом режиме обычно по-давлению или по-потоку. Когда пациент начинает вдох датчик давления или потока дает сигнал аппарату и включается вдох. Чувствительность триггера пациента (patient-trigger) устанавливается врачом при настройке аппарата ИВЛ. Слишком высокая чувствительность приведёт к ложному триг-

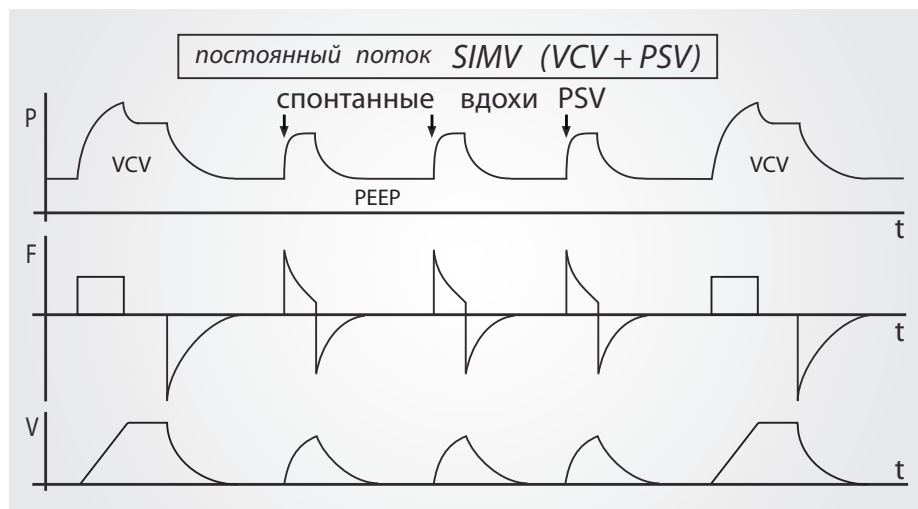
ггированию, а при слишком грубой настройке аппарат будет пропускать дыхательные попытки пациента. В режиме SIMV для спонтанных и принудительных (синхронизированных) вдохов работает один и тот же триггер пациента. Принудительный вдох может быть включён триггером по-времени или триггером пациента (patient-trigger). Здесь работает принцип: «come first served first». В ресторане это значит: первым обслуживаем того кто пришёл раньше. В нашем случае, вдох включит тот триггер, который раньше сработал.

Временная разбивка позволяет аппарату решать как ответить на дыхательную попытку пациента. Когда триггер сообщает о дыхательной попытке пациента, аппарат мог бы включить вдох PSV или принудительный вдох, но всегда включает то, что нужно. Для принудительных и спонтанных вдохов выделены разные временные интервалы.



В режимах SIMV для синхронизации принудительных вдохов с активностью пациента есть временные окна. Это окна синхронизации принудительных вдохов. Окно открыто перед моментом, когда принудительный вдох должен включиться по-времени. В интервалах между окончанием принудительного вдоха и окном синхронизации принудительного вдоха лежит временной период спонтанных вдохов. Если попытка вдоха пациента попадает в окно синхронизации, то аппарат выполнит принудительный синхронизированный вдох. Если пациент не делает попытку вдоха в окно синхронизации, то аппарат делает принудительный вдох по-времени (time-trigger). Если попытка вдоха пациента попадает в интервал между окнами синхронизации принудительных вдохов аппарат выполняет поддержку спонтанного вдоха (PSV).

Вот так этот режим выглядит на графиках.



Этот режим покорила сердца врачей своей универсальностью. При отсутствии спонтанного дыхания он неотличим от CMV-VC. При установке частоты принудительных вдохов ноль, — это PSV. Но самое главное в том, что в этом режиме можно плавно менять степень респираторной поддержки и нет нужды подавлять спонтанное дыхание пациента. Недостатком режима считается то, что по своим параметрам (объем, давление и поток) спонтанные и принудительные вдохи сильно различаются. Графика убедительно демонстрирует эти различия.

(IMV) III - 18 SIMV вариант PCV + PSV (когда все вдохи по-давлению)

- **Кратко:** Этот вариант SIMV в котором принудительные вдохи по-давлению с переключением на выдох по-времени синхронизированы с дыханием пациента, а спонтанные вдохи, в интервалах между принудительными вдохами, в PSV.
- **Подробно:** По своей структуре этот режим организован как описанный в предыдущей главе SIMV (VCV+PSV). Не стоит удивляться тому, что эта глава во многом похожа на предыдущую, ведь поменялся только вариант принудительных вдохов, но это изменение открывает дополнительные возможности. По сравнению с режимом IMV добавилось два существенных элемента: триггер пациента для принудительных вдохов и спонтанные вдохи в PSV.

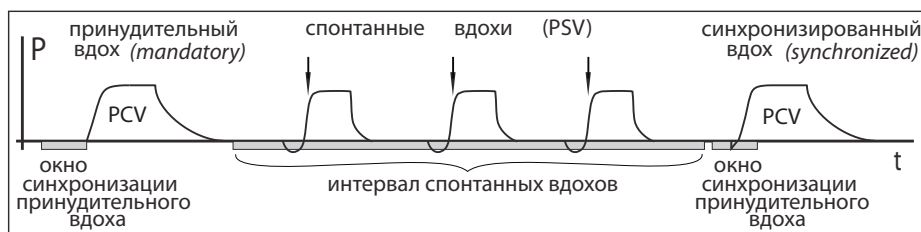
Принудительные вдохи В данном варианте режима SIMV все принудительные вдохи управляемы по-давлению, переключение на выдох по-времени. Возможны два варианта включения принудительного вдоха: по-времени (time-trigger) или в ответ на дыхательную активность пациента. Триггер пациента (patient-trigger) работает по-давлению или по-потоку. Принудительные вдохи начатые в ответ на дыхательную попытку пациента называются синхронизированными (synchronized). Свойства и графика всех принудительных вдохов при любом триггировании не отличаются.

Спонтанные вдохи Все особенности дыхания в PSV даны в главе «(PSV) III - 10». Если установить величину давления поддержки – ноль ($PS=0$), то пациент будет делать спонтанные вдохи в СРАР.

Триггер Во второй части книги, в главе «II - 11» мы рассказали о триггерах. Триггер по-времени (time-trigger, machine-trigger) включает принудительный вдох вне зависимости от дыхательной активности пациента. Работа этого триггера зависит только от установленной частоты принудительных вдохов. Триггер пациента (patient-trigger) в этом режиме обычно по-давлению или по-потоку. Когда пациент начинает вдох датчик давления или потока дает сигнал аппарату и включается вдох. Чувствительность триггера пациента (patient-trigger)

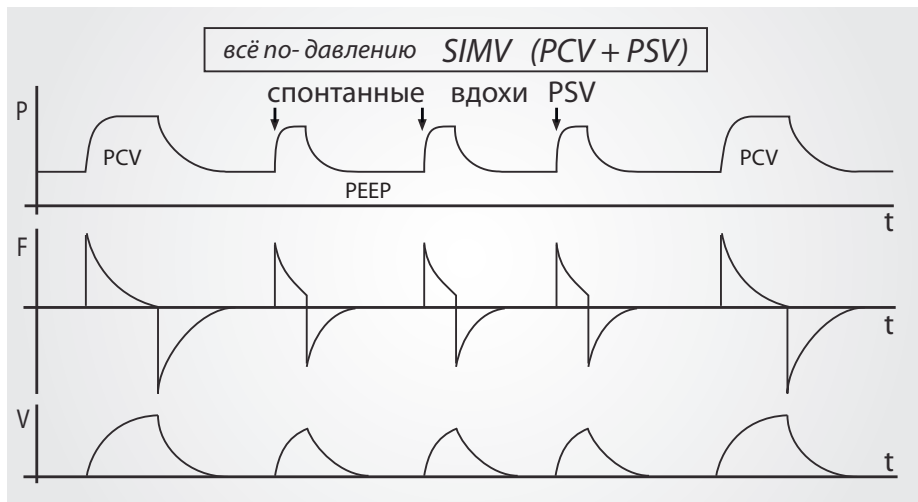
устанавливается врачом при настройке аппарата ИВЛ. Слишком высокая чувствительность приведёт к ложному триггированию, а при слишком грубой настройке аппарат будет пропускать дыхательные попытки пациента. В режиме SIMV для спонтанных и принудительных (синхронизированных) вдохов работает один и тот же триггер пациента. Принудительный вдох может быть включён триггером по-времени или триггером пациента (patient-trigger). Здесь работает принцип: «come first served first». В ресторане это значит: первым обслуживаем того кто пришёл раньше. В нашем случае, вдох включит тот триггер, который раньше сработал.

Временная разбивка позволяет аппарату решать как ответить на дыхательную попытку пациента. Когда триггер сообщает о дыхательной попытке пациента, аппарат мог бы включить вдох PSV или принудительный вдох, но всегда включает то, что нужно. Для принудительных и спонтанных вдохов выделены разные временные интервалы.



В режимах SIMV для синхронизации принудительных вдохов с активностью пациента есть временные окна. Это окна синхронизации принудительных вдохов. Окно открыто перед моментом, когда принудительный вдох должен включиться по-времени. В интервалах между окончанием принудительного вдоха и окном синхронизации принудительного вдоха лежит временной период спонтанных вдохов. Если попытка вдоха пациента попадает в окно синхронизации, то аппарат выполнит принудительный синхронизированный вдох. Если пациент не делает попытку вдоха в окно синхронизации, то аппарат делает принудительный вдох по-времени (time-trigger). Если попытка вдоха пациента попадает в интервал между окнами синхронизации принудительных вдохов аппарат выполняет поддержку спонтанного вдоха (PSV).

Вот так этот режим выглядит на графиках.



Этот вариант режима универсален, как описанный в главе «(IMV) III - 15 SIMV вариант (VCV + PSV)». При отсутствии спонтанного дыхания он неотличим от CMV-PC. При установке частоты принудительных вдохов ноль, – это PSV. В этом режиме можно плавно менять степень респираторной поддержки и нет нужды подавлять спонтанное дыхание пациента. Недостатком режима считается то, что по своим параметрам (объем, давление и поток) спонтанные и принудительные вдохи сильно различаются. Но! В этом варианте SIMV можно сделать принудительные и спонтанные вдохи одинаковыми. И на графиках и по давлению, потоку и объёму. Об этом в следующей главе.

Но внезапно к разговорам примешался чёрный ворон, вспыхнув синими очами он спросил: «А на фига?»

(Андрей Вознесенский)

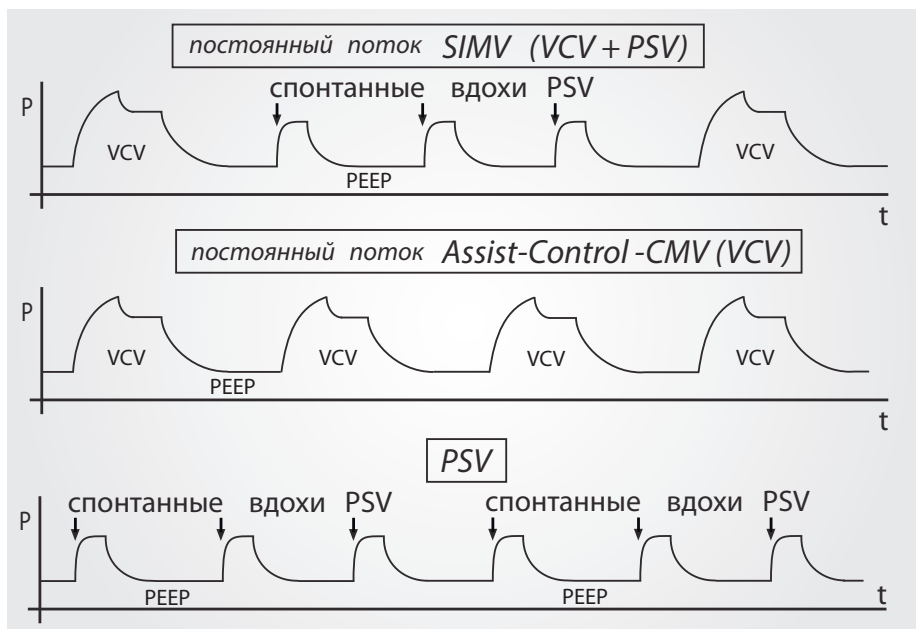
(IMV) III - 19 SIMV вариант PCV + PSV когда все вдохи одинаковы (интересно, красиво, физиологично)

– Для чего это нужно? Чем плохо если спонтанные и принудительные вдохи сильно отличаются? Когда режим SIMV (VCV + PSV) стал широко использоваться, особенно у проблемных пациентов со сложным weaning (сложный перевод на самостоятельное дыхание) его стали сравнивать с другими режимами ИВЛ. SIMV (VCV + PSV) сравнивали с PSV и с режимом Assist-CMV-VC. Общая черта этих режимов – наличие триггера пациента (patient-trigger). Триггер пациента (patient-trigger) при длительном переводе на спонтанное дыхание – определяет успех терапии. Нам важно тренировать и активизировать дыхательный центр и мускулатуру пациента. Врач обеспечивает поддержку каждого спонтанного вдоха, но по мере того как пациент набирается сил, врач постепенно уменьшает аппаратную поддержку. При сравнении трех режимов:

- 1) SIMV (VCV + PSV)
- 2) Assist-CMV-VC
- 3) PSV

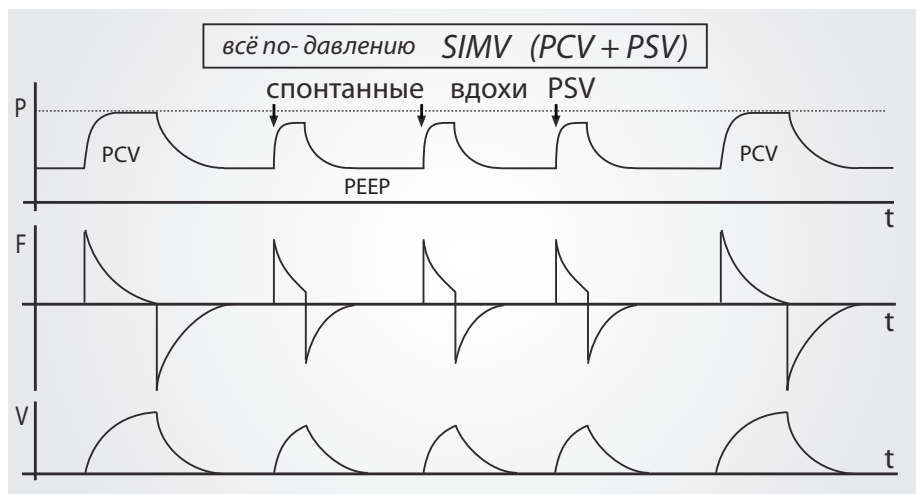
было установлено что наиболее длительный перевод на самостоятельное дыхание был в режиме SIMV (VCV + PSV). Почему?

Рассмотрим графику кривых давления этих режимов.

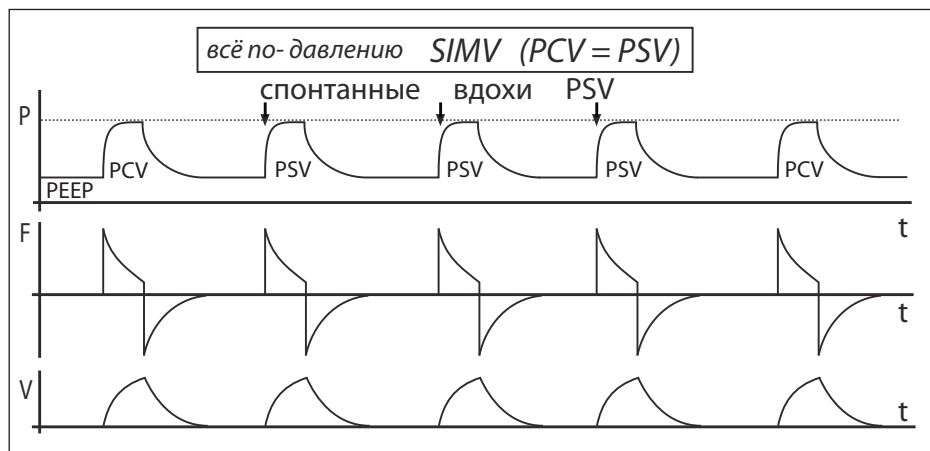


В CMV и PSV все вдохи одинаковые, а SIMV разные. Предположили, что дыхательному центру труднее адаптироваться если он «не знает» как аппарат будет поддерживать очередной вдох. Моряк знает, что «когда на море качка» по палубе идти труднее, чем по тротуару. Ослабленному пациенту легче адаптироваться к стабильной (ровной) поддержке и однотипным вдохам. В режиме SIMV (PCV + PSV) можно все вдохи сделать одинаковыми.

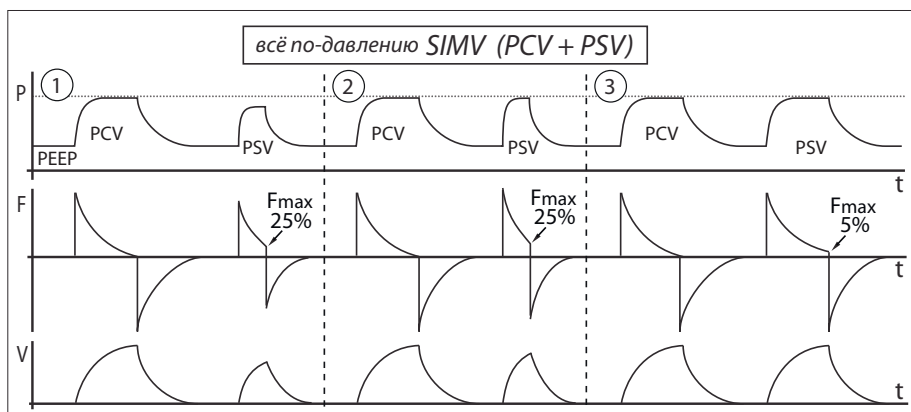
Задача: Мы хотим чтобы в режиме SIMV (PCV + PSV) все вдохи, и принудительные и спонтанные на графиках были одинаковыми и не отличались по объёму, давлению и потоку. Исходный вариант настройки режима ниже.



Первый способ: Нужно установить одинаковое давление вдоха в PCV и в PSV и сделать все вдохи одинаковой длины. Можно уменьшить длительность вдохов в PCV.



Второй способ: (1) – то, что имеем исходно; (2) – установили одинаковое давление вдоха в PCV и в PSV; (3) – сделали все вдохи одинаковой длины. Мы увеличили длительность вдохов в PSV (спонтанных вдохов). Исходный порог переключения по-потоку был 25% от максимального, мы уменьшили порог до 5% от максимального.



NB! Выполняя второе действие мы ориентируемся по кривым потока. Когда кривые потока одинаковые, то и всё остальное одинаково. И помните:

Объём – это площадь под кривой потока

(IMV) III - 20 SIMV вариант VCV + PSV (VC с нисходящим потоком)

- **Кратко:** В этом варианте SIMV принудительные вдохи по-объёму с нисходящим потоком и переключением на выдох по-времени синхронизированы с дыханием пациента, а спонтанные вдохи, в интервалах между принудительными вдохами, в PSV. Этот вариант SIMV можно настроить так чтобы принудительные вдохи не отличались от спонтанных по формам кривых потока, объёма и давления.

- **Подробно:** По сравнению с режимом IMV добавилось два существенных элемента: триггер пациента для принудительных вдохов и спонтанные вдохи в PSV. К аббревиатуре IMV (intermittent mandatory ventilation) добавляется буква S. Вместо IMV, пишут SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation).

Принудительные вдохи В данном варианте режима SIMV все принудительные вдохи управляемы по-объёму, поток нисходящий, переключение на выдох по-времени. Возможны два варианта включения принудительного вдоха: по-времени (time-trigger) или в ответ на дыхательную активность пациента (patient-trigger) по-давлению или по-потоку. Принудительные вдохи начатые в ответ на дыхательную попытку пациента называются синхронизированными (synchronized). Свойства и графика всех принудительных вдохов при любом триггировании не отличаются.

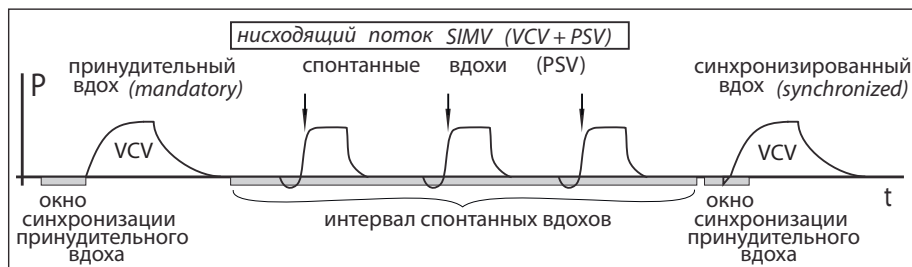
Главная особенность этого режима нисходящий поток при VCV (принудительных вдохах)

Спонтанные вдохи Все особенности дыхания в PSV даны в главе «(PSV) III - 10». Если установить величину давления поддержки – ноль ($PS=0$), то пациент будет делать спонтанные вдохи в CPAP.

Триггер Во второй части книги, в главе «II - 11» мы рассказали о триггерах. Напомним, что триггер по-времени (time-trigger, machine-trigger) включает принудительный вдох вне зависимости от дыхательной активности пациента. Работа этого триггера зависит только от установленной частоты принудительных вдохов. Триггер пациента (patient-trigger) в этом режиме обычно по-давлению или по-потоку. Когда пациент начинает вдох датчик давления или потока дает сиг-

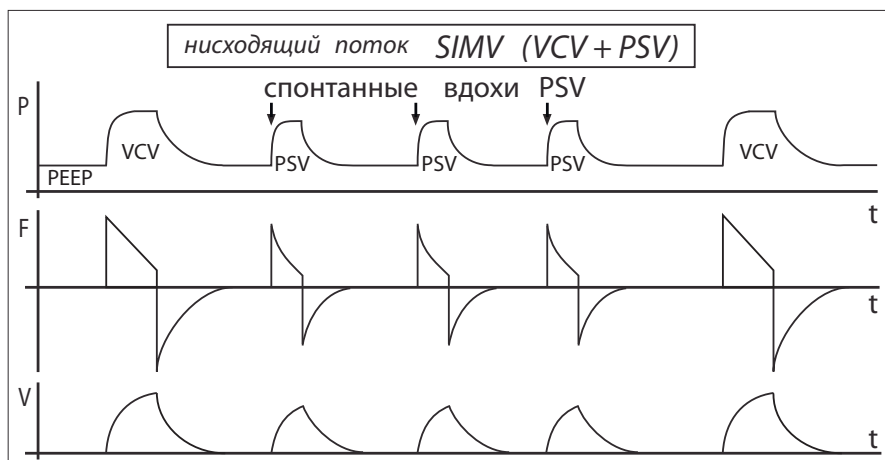
нал аппарату и включается вдох. Чувствительность триггера пациента (patient-trigger) устанавливается врачом при настройке аппарата ИВЛ. Слишком высокая чувствительность приведёт к ложному триггированию, а при слишком грубой настройке аппарат будет пропускать дыхательные попытки пациента. В режиме SIMV для спонтанных и принудительных (синхронизированных) вдохов работает один и тот же триггер пациента. Принудительный вдох может быть включён триггером по-времени или триггером пациента (patient-trigger). Здесь работает принцип: «come first served first». В ресторане это значит: первым обслуживаем того кто пришёл раньше. В нашем случае, вдох включит тот триггер, который раньше сработал.

Временная разбивка позволяет аппарату решать как ответить на дыхательную попытку пациента. Когда триггер сообщает о дыхательной попытке пациента, аппарат мог бы включить вдох PSV или принудительный вдох, но всегда включает то, что нужно. Для принудительных и спонтанных вдохов выделены разные временные интервалы.

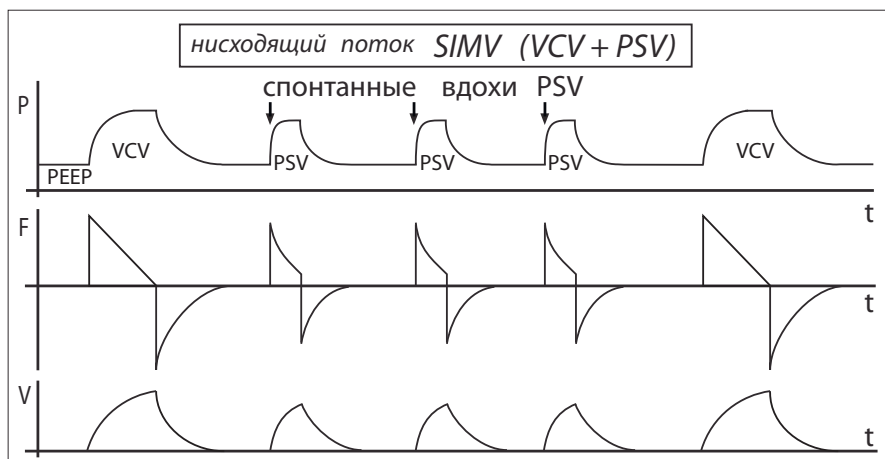


В режимах SIMV для синхронизации принудительных вдохов с активностью пациента есть временные окна. Это окна синхронизации принудительных вдохов. Окно открыто перед моментом, когда принудительный вдох должен включиться по-времени. В интервалах между окончанием принудительного вдоха и окном синхронизации принудительного вдоха лежит временной период спонтанных вдохов. Если попытка вдоха пациента попадает в окно синхронизации, то аппарат выполнит принудительный синхронизированный вдох. Если пациент не делает попытку вдоха в окно синхронизации, то аппарат делает принудительный вдох по-времени (time-trigger). Если попытка вдоха пациента попадает в интервал между окнами синхронизации принудительных вдохов аппарат выполняет поддержку спонтанного вдоха (PSV).

Вот так этот режим выглядит на графиках. Представляем Вам два варианта:



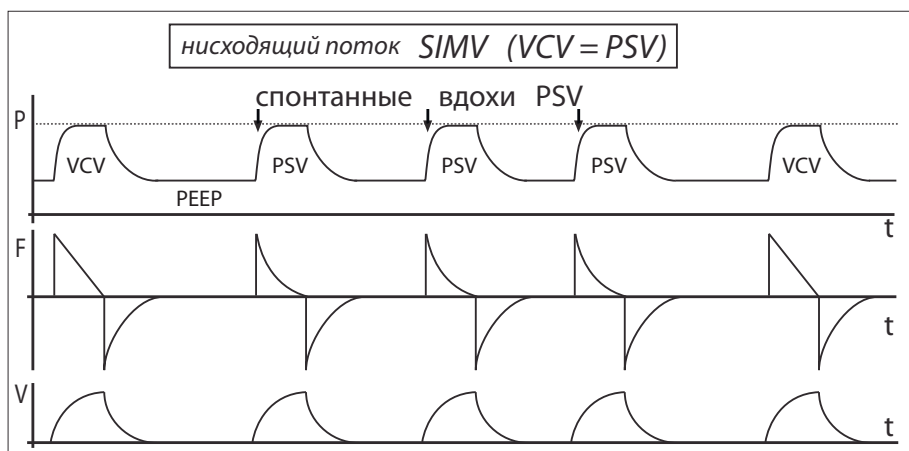
Это первый вариант трапецевидная форма кривой потока принудительных вдохов



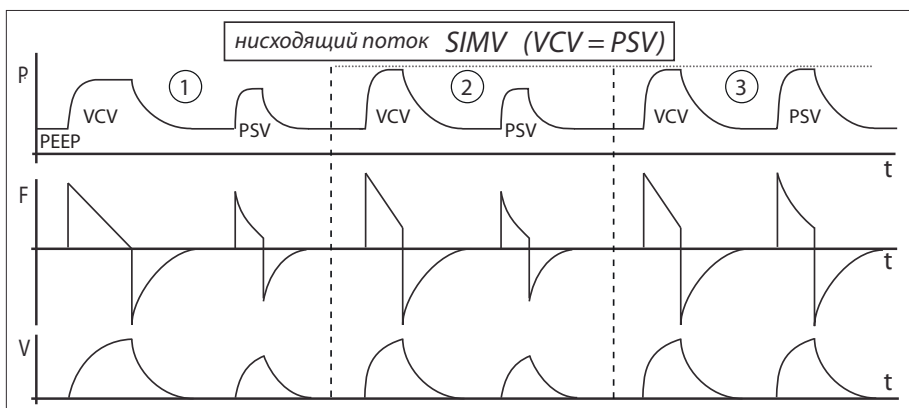
Это второй вариант треугольная форма кривой потока принудительных вдохов.

В следующей главе об оптимизации этого режима ИВЛ.

Ниже, второй вариант оптимизации режима, когда все кривые потока в форме треугольника.



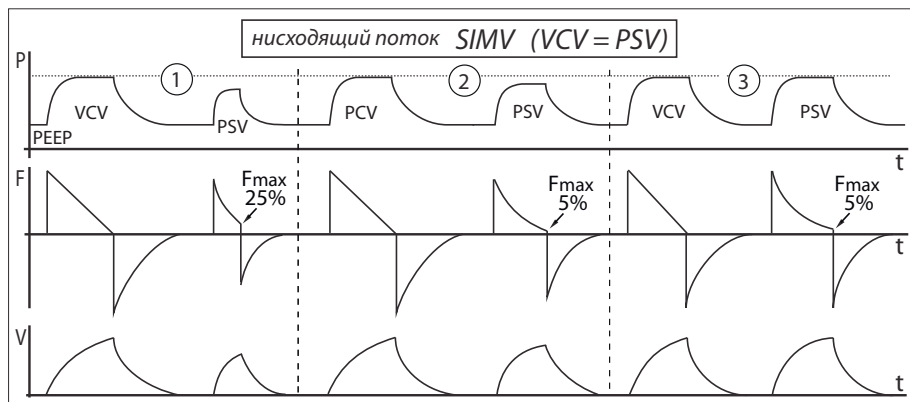
Первый вариант задачи: сделать все кривые потока в форме прямоугольной трапеции одинаковой формы и площади.



№1 – исходная настройка: в принудительном вдохе кривая потока в форме треугольника, а в PSV в форме трапеции. №2 – придаём кривой потока в принудительном вдохе форму трапеции. Для этого мы используем настройку формы кривой потока и настройку длительности вдоха. NB! настройку дыхательного объема не меняем. В результате мы получаем две подобные трапеции. (В геометрии термин «подобные» значит – у двух фигур равны соотношения длин сторон

и соответственные углы.) №3 – глядя на монитор устанавливаем давление вдоха в PSV равным давлению вдоха в VCV. Готово, задача решена.

Второй вариант задачи: сделать все кривые потока в форме прямоугольного треугольника одинаковой формы и площади.



№1 – исходная настройка: в принудительном вдохе кривая потока в форме треугольника, а в PSV в форме трапеции. №2 – придаём кривой потока во вдохе PSV форму треугольника. Для этого мы используем настройку переключения на выдох по-потоку. Нужно использовать минимально-возможный процент (5%). Для того, чтобы формы кривой потока в VCV и PSV приобрели форму подобных треугольников, возможно придется несколько изменить длительность вдоха VCV.

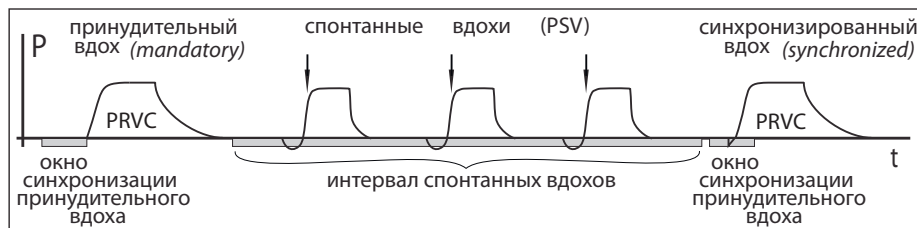
NB! настройку дыхательного объема не меняем. В результате мы получаем два подобных треугольника. (В геометрии термин «подобные» значит – у двух фигур равны соотношения длин сторон и соответственные углы.) №3 – глядя на монитор устанавливаем давление вдоха в PSV равным давлению вдоха в VCV. Готово, задача решена.

(IMV) III - 22 SIMV вариант PRVC + PSV, SIMV-AutoFlow (SIMV-AF), SIMV-Volume Guarantee (SIMV-VG)

Наиболее часто этот режим обозначается SIMV-PRVC, SIMV-APV, SIMV-AF, SIMV-VG. Нужно честно признать, что это названия одного и того же режима. SIMV-APV – на аппаратах Гамильтон-Медикал. SIMV-AF – Dräger. SIMV-VG – на аппаратах Dräger и других фирм. Напомним, что AutoFlow – это опция, которая превращает VCV в PRVC, а опция Volume Guarantee превращает PCV в PRVC.

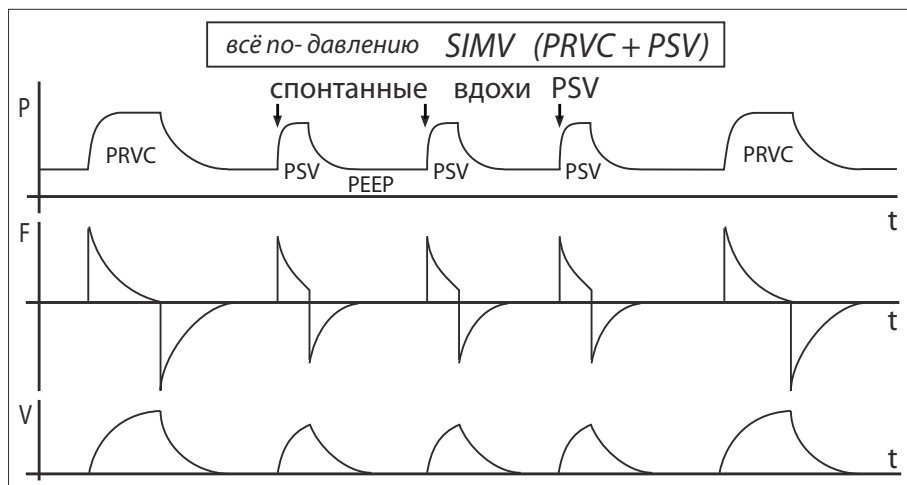
Главное – то, что это режим в котором все вдохи управляемы по давлению, принудительные вдохи выполняются с подстройкой для достижения целевого дыхательного объема, а спонтанные вдохи – это обычное PSV.

Ниже приведена схема синхронизации принудительных и спонтанных вдохов с дыхательной активностью пациента.



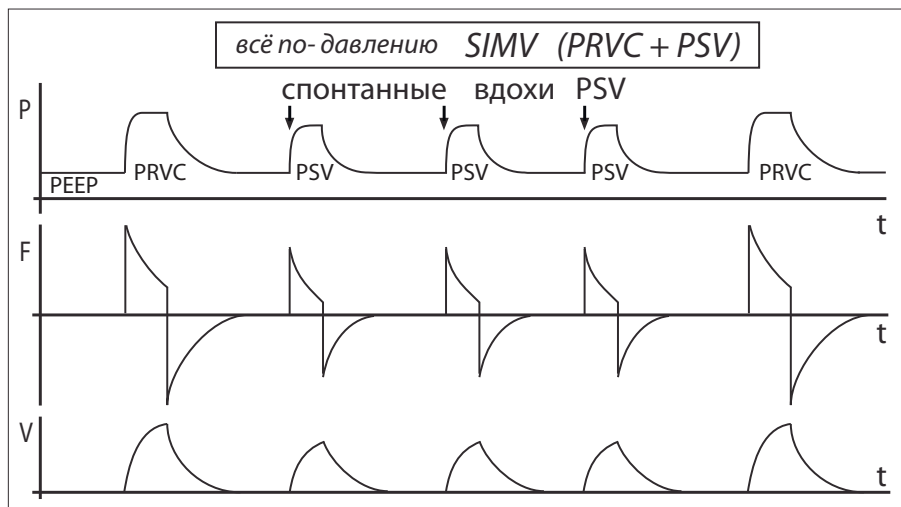
В режимах SIMV для синхронизации принудительных вдохов с активностью пациента есть временные окна. Это окна синхронизации принудительных вдохов. Окно открыто перед моментом, когда принудительный вдох должен включиться по-времени. В интервалах между окончанием принудительного вдоха и окном синхронизации принудительного вдоха лежит временной период спонтанных вдохов. Если попытка вдоха пациента попадает в окно синхронизации, то аппарат выполнит принудительный синхронизированный вдох. Если пациент не делает попытку вдоха в окно синхронизации, то аппарат делает принудительный вдох по-времени (time-trigger). Если попытка вдоха пациента попадает в интервал между окнами синхронизации принудительных вдохов аппарат выполняет поддержку спонтанного вдоха (PSV).

Ниже дана схема этого режима где представлены кривые давления, потока и объёма. В данном варианте в принудительных вдохах треугольная форма потока.



В главе «(CMV) III - 6 Режимы CMV с двойным управлением (PRVC, VG, VC+)» мы разбирали от чего зависит форма кривой потока принудительных вдохов в этом режиме. Напомним, – от трех составляющих: 1) целевого дыхательного объёма, 2) длительности вдоха, 3) состояния респираторной системы. Важно, что в определенных пределах, увеличивая длительность вдоха мы можем доставлять тот же дыхательный объём при меньшем давлении. Все нюансы в главе «III-6».

Ниже дана схема этого режима где представлены кривые давления потока и объёма. В данном варианте в принудительных вдохах трапециевидная форма потока.



Если Вы хотите настроить этот режим так, чтобы принудительные и спонтанные вдохи не отличались по объёму и по формам всех кривых, действуйте как в главе «(IMV) III - 19». Это правомочно, поскольку в этой главе мы имеем дело с режимом, в котором все вдохи управляемы по-давлению. Особенность лишь в том, что в принудительных вдохах аппарат меняет давление вдоха так, чтобы аппарат доставлял целевой дыхательный объём. На приемах подстройки режима это существенно не отражается.

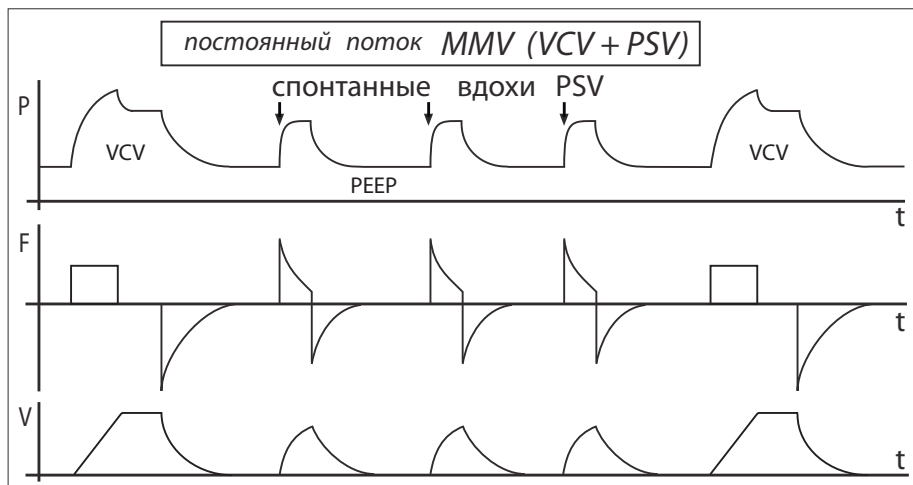
(IMV) III - 23 MMV вариант VCV + PSV (классика)

В этой и последующих двух главах мы рассматриваем варианты MMV на аппаратах фирмы Dräger. MMV расшифровывается как Mandatory Minute Volume переводится как «принудительная минутная вентиляция». Это значит, что аппарат выполняет задачу обеспечения целевого объёма минутной вентиляции. Этот режим использует способ согласования вдохов IMV. В этом режиме пациент дышит самостоятельно в PSV, но если он не обеспечивает целевой минутный объём вентиляции, то аппарат помогает пациенту вставляя принудительные вдохи. Количество принудительных вдохов в обратной зависимости от дыхательной активности пациента. Чем активнее пациент, тем меньше принудительных вдохов. Вплоть до полного отсутствия. Тогда MMV неотличим от PSV. И наоборот, если пациент совсем перестал дышать все вдохи будут принудительными, как в режиме CMV-VC. Настройка режима в два этапа. Вначале врач должен представить что ИВЛ будет в режиме принудительной ИВЛ. Он устанавливает дыхательный объём и частоту дыханий исходя из потребностей пациента. Аппарат, умножив частоту на дыхательный объём, узнает целевой объём минутной вентиляции. Затем врач устанавливает параметры вдохов PSV и чувствительность триггера. Когда включается режим MMV пациент дышит самостоятельно в PSV, а аппарат ИВЛ каждые 20 секунд рассчитывает объём минутной вентиляции. Если пациент не может обеспечить заказанный (целевой) МОД (target minute volume), аппарат делает принудительные вдохи.

Триггеры в режиме MMV. Для спонтанных вдохов в PSV используется триггер пациента (patient-trigger) по-давлению или по-потоку. Здесь нужна настройка поскольку избыточная чувствительность приведёт к ложному триггированию, а при грубой настройке аппарат не будет замечать часть вдохов пациента. Триггер для принудительных вдохов – это аппаратный триггер (machine-trigger). Это значит, что все принудительные вдохи VCV начаты аппаратом ИВЛ. Эти вдохи включаются интеллектуальной программой режима MMV. Это триггер по-требованию (trigger-on-demand). Когда логика программы требует сделать принудительный вдох – аппарат делает вдох. При использовании этого режима с целью подготовки пациента к переводу

на самостоятельное дыхание (weaning) мы рекомендуем учитывать напряжение CO_2 в крови и использовать капнометрию. Помните, что гипервентиляция и снижение напряжения CO_2 в крови приводит к угнетению дыхательного центра. При гипервентиляции пациент не будет инициировать вдохи и «зависнет» в VCV.

Так выглядит графика режима MMV



Резюме: Этот режим не улавливает ситуацию, когда утомлённый пациент переходит на частое поверхностное дыхание (rapid shallow breathing), если минутный объём вентиляции остаётся больше *целевого объёма минутной вентиляции*. При этом будет вентилироваться преимущественно мертвое пространство и нарастать гипоксия. Чтобы не допустить этого, устанавливают тревоги по частоте дыхания и дыхательному объёму. Для пациентов с повреждением ствола мозга и/или синдромом sleep апное этот режим работает хорошо и позволяет максимально сохранить спонтанное дыхание. Режим MMV весьма ценен для нейрореанимации.

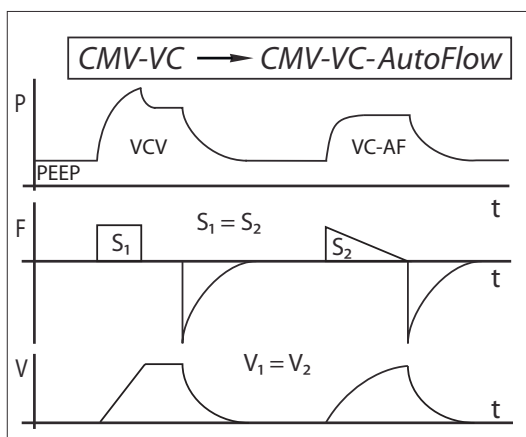
IMV) III - 24 MMV-AutoFlow вариант VCV + PSV (нисходящий поток)

Перед тем как приступить к этой главе прочтите главу «(IMV) III - 23 MMV вариант VCV + PSV (классика)»

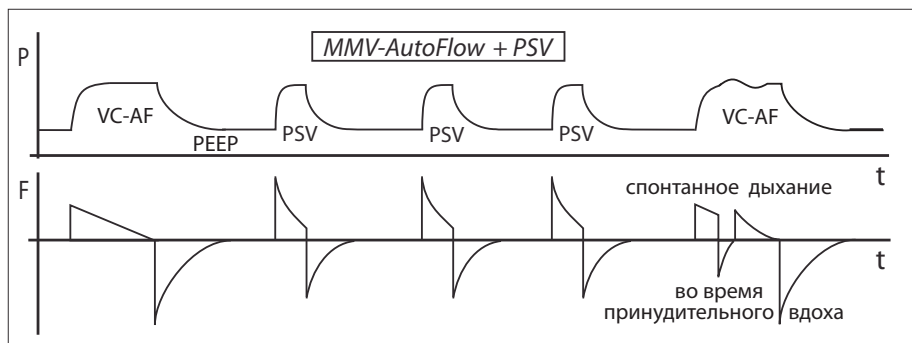
Название AutoFlow® зарегистрировано как бренд и собственность фирмы Dräger.

Ниже текст и рисунок из главы «III-8».

AutoFlow – это опция, изменяющая параметры принудительных вдохов по-объему в режимах VC-CMV, IPPV, VC-AC, VC-SIMV, VC-MMV на аппаратах ИВЛ фирмы Dräger. Эта опция превращает принудительные вдохи с постоянным потоком во вдохи с нисходящим потоком. Отличие AutoFlow от простого изменения формы потока в том, что эта опция одновременно с переключением на нисходящую форму потока включает активный клапан выдоха. За счет использования нисходящей формы потока при том же дыхательном объеме и длительности вдоха снижается давление. Активный клапан выдоха (глава «III - 7») повышает комфорт ИВЛ и снижает риск баротравмы.



Так меняются параметры и графика принудительных вдохов MMV после включения опции AutoFlow.



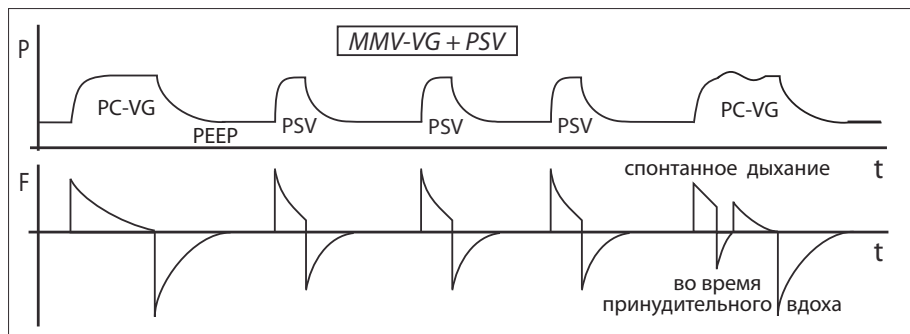
Все остальные свойства режима MMV-AF не отличаются от MMV, описанного в предыдущей главе.

(IMV) III - 25 PC-MMV или MMV-VG вариант PCV + PSV

Перед тем как приступить к этой главе прочтите главу « (IMV) III - 23 MMV вариант VCV + PSV (классика)»

Этот вариант режима есть на современных аппаратах Dräger и позиционируется как режим пригодный для неонатальных пациентов. Главный вопрос, как в этом режиме, где все вдохи управляемы по-давлению задается дыхательный объём для принудительных вдохов и, как аппарат узнаёт какой должен быть целевой минутный объём дыхания. Ответ: в этом режиме принудительные вдохи с двойным управлением как в PRVC или APV. Аппарат проводит ИВЛ по-давлению но при этом, используя свой внутренний монитор и бортовой компьютер подбирает такое давление вдоха при котором будет доставлен целевой дыхательный объём. Это значит что при настройке режима врач устанавливает дыхательный объём и частоту дыханий исходя из потребностей пациента. В остальном вся настройка режима проводится как описано в главе «(IMV) III - 23».

Так выглядит графика принудительных и спонтанных вдохов в режиме PC-MMV.



В этом режиме работает активный клапан выдоха. Это позволяет пациенту реализовывать свою дыхательную активность не вступая в конфликт с аппаратом ИВЛ. Активный клапан выдоха (глава «III - 7») повышает комфорт ИВЛ и снижает риск баротравмы.

(IMV) III - 26 AutoMode

Название можно перевести как «автоматический режим». Данный режим рассмотрим вместе с другими вариантами IMV, поскольку в AutoMode могут выполняться принудительные и спонтанные вдохи. Особенностью является то, что AutoMode использует принцип «или-или». Когда пациент инициирует вдохи, аппарат осуществляет только поддержку спонтанных вдохов и не делает принудительных вдохов, а если пациент не инициирует вдохи, аппарат переключается в CMV.

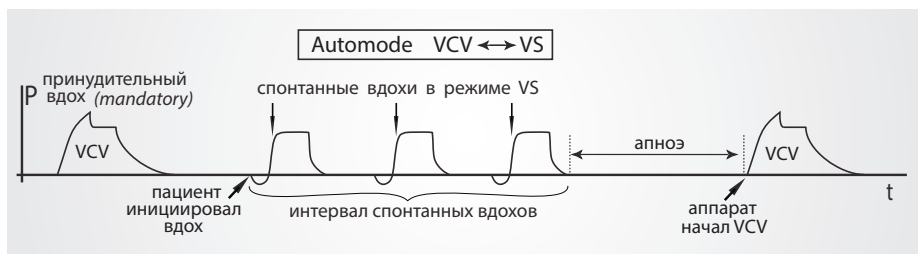
AutoMode – это режим, включающий в себя два режима и производящий автоматическое переключение в обе стороны в зависимости от дыхательной активности пациента. В одном режиме все вдохи принудительные (CMV), а во втором все вдохи спонтанные (CSV). На аппарате Servo-i фирмы MAQUET возможны три варианта режима AutoMode:

1. «VCV» ↔ «VS»
2. «PCV» ↔ «PS»
3. «PRVC» ↔ «VS»

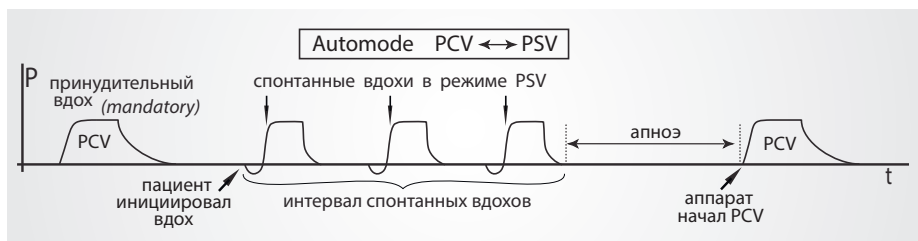
Переключения происходят так:

Если пациент исходно дышит в одном из спонтанных режимов («PS» или «VS»), и возникает апноэ, через заданный интервал (от 7 до 12 сек) аппарат переходит на соответствующий вариант принудительной вентиляции («VCV», «PCV» или «PRVC»). Логика переключения здесь та же, что и при включении опции Apnoe ventilation. Когда уровень дыхательной активности пациента восстановится настолько, что он сможет инициировать 10 вдохов, аппарат Servo-i предоставляет пациенту 7 секунд, чтобы перейти в «PS» или «VS» в соответствии с настройками режима AutoMode.

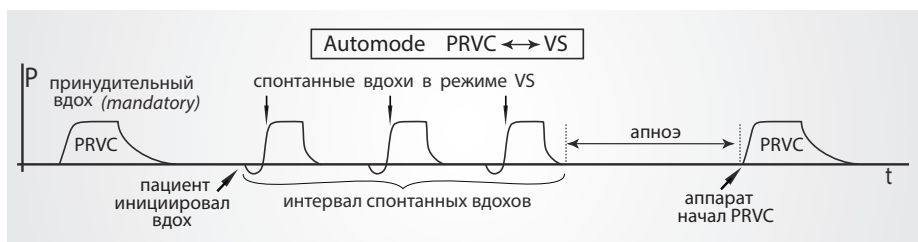
Пример графики AutoMode образованного парой режимов «VCV» и «VS».



Ниже пример графики AutoMode образованного парой режимов «PCV» и «PS».



Ниже пример графики AutoMode образованного парой режимов «PRVC» и «VS».



Ни один из вариантов «SIMV» не может быть встроен в AutoMode. Это значит, что AutoMode на отрезке времени между переключениями позволяет пациенту или только спонтанные вдохи, или только принудительные (mandatory).

AutoMode на разных моделях аппаратов ИВЛ несколько отличаются, например, на аппарате Inspiration фирмы e-Vent длительность апноэ, включающего принудительную вентиляцию от 3 до 60 секунд, а для переключения с принудительного на спонтанный режим

достаточно 2 вдоха. На аппарате Inspiration есть четыре варианта сочетания режимов при настройке AutoMode:

1. «VCV» $\leftrightarrow$ «VS»
2. «PRVC» $\leftrightarrow$ «VS»
3. «PCV» $\leftrightarrow$ «PS»
4. «PCV» $\leftrightarrow$ «CPAP»

Режим «AutoMode» в настоящее время доступен на аппаратах: Siemens 300A, Servo-i фирмы MAQUET, Inspiration фирмы e-Vent. Этот режим ИВЛ с успехом используется у пациентов с нестабильной работой дыхательного центра или при пробуждении после наркоза.

(IMV) III - 27 ASV (Adaptive support ventilation), а так же AVM, Auto-MVG и iSV

Режим ASV (Adaptive support ventilation) в переводе – «Адаптивная поддерживающая вентиляция» был разработан и внедрен на аппаратах ИВЛ фирмы Hamilton-Medical. Данный режим показал свои замечательные качества и сегодня подобные режимы есть на аппаратах других фирм.

AVM (Adaptive ventilation mode) «Bellavista» (Швейцария)

Auto-MVG (Auto-Minute Ventilation Guarantee) «Авента» УПЗ (Екатеринбург)

iSV (intellectual support ventilation) «Зислайн» Тритон (Екатеринбург)

Для нас очевидно, что **концепция** этих режимов **общая**, и эти режимы похожи, однако утверждать, что это один и тот же режим под разными названиями, мы не рискуем. Обсудим общие черты этих режимов. Во всех названных режимах цель – это обеспечение *объёма минутной вентиляции*. Целевой объём минутной вентиляции рассчитывает аппарат исходя из идеальной массы тела. Основой для расчета идеальной массы тела являются рост, пол и возрастная категория пациента. Для расчета оптимального дыхательного объёма и частоты дыханий используется **уравнение Otis**. В уравнение включены параметры мониторинга состояния респираторной системы пациента: комплайнс, резистанс и постоянная времени. Эти параметры расчетные, аппарат напрямую измеряет давление, объём и поток. Компьютер аппарата ИВЛ на основе динамики потока, давления и объёма рассчитывает комплайнс и резистанс вдоха и выдоха. Все эти режимы построены на способе согласования вдохов IMV-PC с целевым дыхательным объёмом и для принудительных, и для спонтанных вдохов. Все вдохи инициированные пациентом выполняются в PSV, а давлением поддержки (PS) управляет аппарат ИВЛ. Цель аппарата – это обеспечение *объёма минутной вентиляции* с наиболее щадящими параметрами вдоха. Если количество спонтанных вдохов не обеспечивает целевой объём минутной вентиляции то

аппарат встраивает принудительные вдохи PCV, в которых давление и длительность вдоха задает аппарат ИВЛ.

Резюмируем общие черты этих режимов:

- цель – минутный объём вентиляции
- способ согласования вдохов – IMV-PC
- основа расчетов – уравнение Otis
- мониторинг состояния респираторной системы пациента
- аппарат ИВЛ управляет и длительностью вдоха и давлением в PCV и давлением (PS) в PSV
- пациенту предоставлена возможность дышать в PSV, но если он не обеспечивает целевой *объём минутной вентиляции*, то аппарат встраивает принудительные вдохи PCV

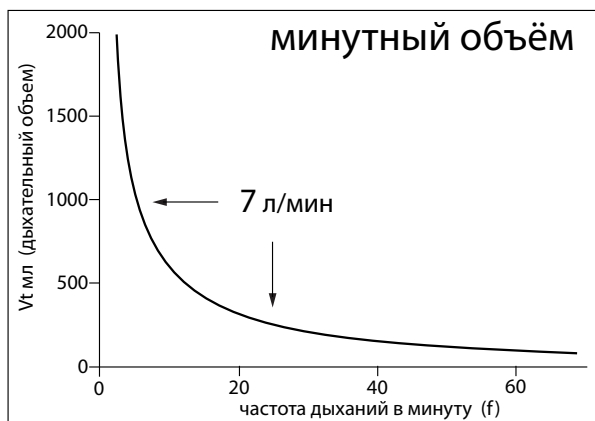
Для того, чтобы детально и аргументированно обсуждать сходства и отличия этих режимов нужно сравнить компьютерные программы этих аппаратов ИВЛ. Возможно, коммерческие интересы фирм и законы об охране авторских прав не позволят нам это сделать. Мы (авторы) имеем большой опыт использования режима «ASV» на аппаратах G-5 фирмы Hamilton-Medical. Название режима полностью не отражает его сущности. Цель (target) режима «ASV» – обеспечить заданный объём минутной вентиляции (как в режиме «MMV»), но не допустить развития частого поверхностного дыхания (rapid shallow breathing). Для достижения этой цели аппарат выполняет принудительные вдохи и поддерживает спонтанные вдохи пациента, как в режиме «IMV». Соотношение числа принудительных и спонтанных вдохов в режиме «ASV» зависит от дыхательной активности пациента. Кроме того, аппарат выполняет коррекцию параметров принудительных и спонтанных вдохов от вдоха к вдоху (Dual Control Breath-to-Breath), как в режимах «PRVC» и «VS». То есть аппарат меняет уровень давления поддержки так, чтобы во время каждого вдоха доставлять целевой дыхательный объём.

Логика управления в режиме «ASV» решает две задачи:

- 1) обеспечивает целевой объём минутной вентиляции;

2) находит оптимальный дыхательный объём и частоту дыханий для данного пациента.

Для каждого объёма минутной вентиляции существует определенный набор сочетаний дыхательного объёма и частоты дыханий. На приведенном ниже графике показана зависимость дыхательного объёма от частоты дыханий при минутной вентиляции семь литров.

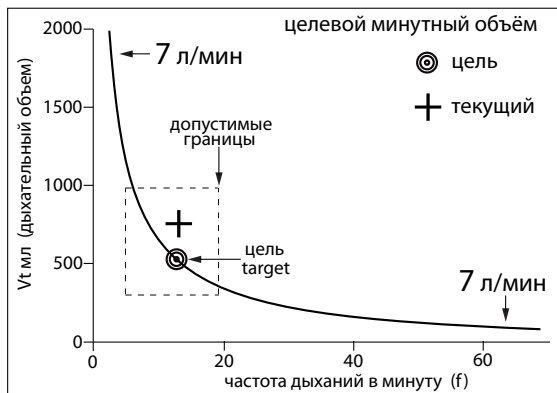


Избыточный дыхательный объём может быть травмирующим фактором, особенно для поврежденных легких, а недостаточный дыхательный объём приведёт к преимущественной вентиляции мертвого пространства. Соответственно, для заданного объёма *минутной вентиляции* с маленьким *дыхательным объёмом* будет связана высокая частота дыханий, а с большим дыхательным объёмом — малая частота дыханий. Кроме того, при увеличении частоты дыханий уменьшается время выдоха. Скорость *выдоха* определяется упругостью (elastance) дыхательной системы и сопротивлением (resistance) дыхательных путей. Аппарат ИВЛ в режиме «ASV» выбирает частоту дыханий таким образом, чтобы за время выдоха пациент успевал освободить легкие для следующего вдоха.

Аппарат рассчитывает комплайнс и резистанс, анализируя характеристики изменений потока и давления на вдохе и на выдохе. В качестве промежуточных показателей для расчетов используется Time constant (постоянная времени выдоха или CR_{exp}) и Dynamic Characteristic (динамическая характеристика, CD, другое название —

динамический комплайнс). Подробно об этих параметрах, Вы прочли в первой части книги.

Когда врач ставит задачу аппарату для ИВЛ в режиме «ASV», аппарат предлагает такой график.



Оптимальное сочетание дыхательного объема и частоты дыханий обозначается в виде кружка-мишени. Реальная ситуация обозначена крестом. Если аппарату удастся проводить ИВЛ в расчетных параметрах, крест попадает в цель. В виде прямоугольника аппарат обозначает допустимые границы частоты и дыхательного объема. Уровень давления поддержки аппарат рассчитывает, сравнивая объем состоявшегося вдоха с целевым дыхательным объемом (target tidal volume). Целевой дыхательный объем – это частное от деления минутного объема вентиляции на оптимальную частоту дыханий.

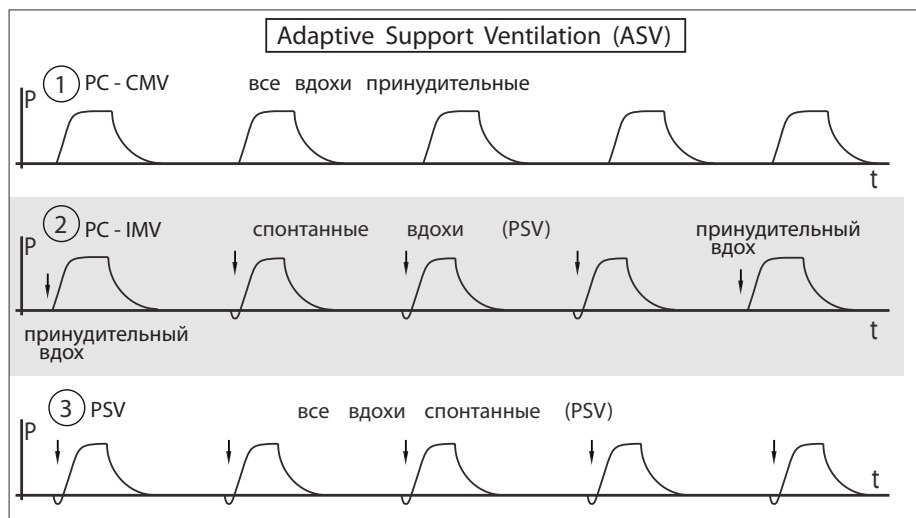
Представим себе работу аппарата ИВЛ в режиме «ASV».

1. Если ИВЛ начинается у пациента с угнетенной дыхательной активностью, режим будет похож на «PRVC» или, иначе говоря – Dual Control Breath-to-Breath-Pressure-Limited, Time-Cycled Ventilation. Главное отличие в том, что аппарату задан не целевой дыхательный объем и частота дыханий, а минутный объем вентиляции, при этом оптимальную частоту дыханий аппарат находит сам. В данном случае паттерн ИВЛ DC-CMV.
2. Когда у пациента начинает восстанавливаться дыхательная активность, режим похож на «DC-IMV». При этом принудительные вдо-

хи выполняются в «PRVC» (Dual Control Breath-to-Breath-Pressure-Limited, Time-Cycled Ventilation), а спонтанные в «VS» (Dual Control Breath-to-Breath-Pressure-Limited, Flow-Cycled Ventilation). Теперь паттерн ИВЛ DC-IMV. Несмотря на изменение паттерна ИВЛ, аппарат стремится сохранять минутный объём вентиляции и оптимальную частоту дыханий.

3. Когда дыхательная активность восстановилась настолько, что пациент инициирует нормальное количество вдохов режим «ASV» становится похож на «VS» (Dual Control Breath-to-Breath-Pressure-Limited, Flow-Cycled Ventilation). Паттерн ИВЛ меняется на DC-CSV. Аппарат ИВЛ продолжает поддерживать минутный объём вентиляции и оптимальную частоту дыханий. Отличие от «VS» на данном этапе в том, что аппарат на основе постоянной оценки респираторной механики и дыхательной активности пациента последовательно уменьшает респираторную поддержку и готовит пациента к прекращению ИВЛ.

Ниже мы приводим схему изменений графики режима ASV по мере того как у пациента восстанавливается спонтанное дыхание.

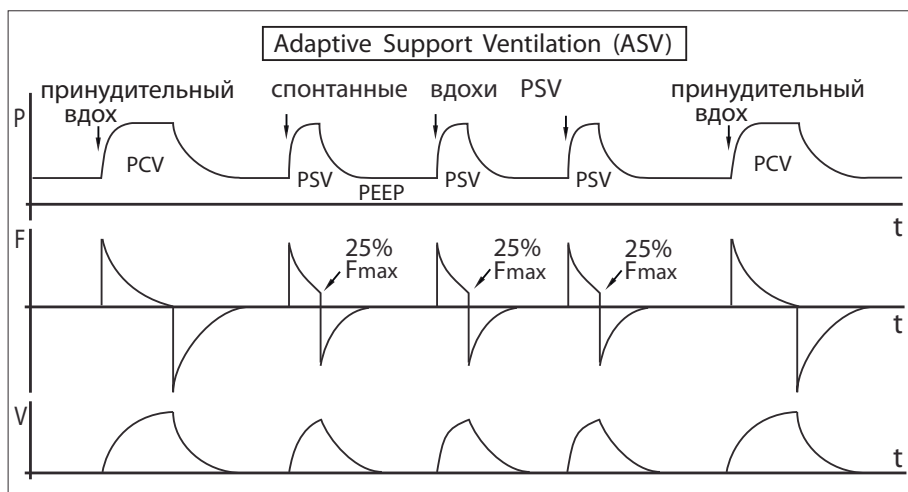


4. Если на любом этапе отмечается отрицательная динамика состояния респираторной механики или угнетение дыхательной активности, режим «ASV» увеличивает респираторную поддержку.

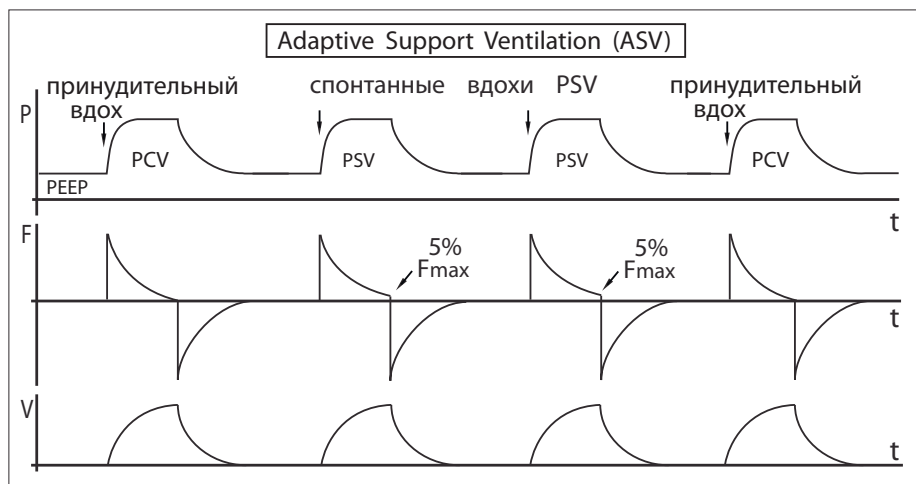
При включении режима ASV врач устанавливает следующие параметры:

- рост, пол и категорию пациента (взрослый; ребенок; младенец)
- % кислорода в дыхательной смеси
- PEEP
- тип и чувствительность триггера
- скорость нарастания потока (P рамп) в миллисекундах (50-200)
- ETS (чувствительность триггера выдоха) в % от max потока вдоха для спонтанных вдохов
- целевой объём минутной вентиляции в % от расчетного (диапазон от 25% до 250%)

Для спонтанных вдохов в ASV аппарат по-умолчанию устанавливает ETS 25%, а длительность принудительных вдохов выбирает исходя из расчетов. Давление одно для всех вдохов. Длительность спонтанного вдоха и принудительного могут отличаться.



Меняя ETS врач может добиться одинаковой длительности спонтанных и принудительных вдохов, как показано на схеме ниже.



Подробно о переключении на выдох в режиме PSV и о ETS в главе «(PSV) III-10».

Врач может вносить поправки в целевой объём минутной вентиляции. Если выбираем 100% аппарат проводит ИВЛ с расчетной величиной. Если будет выбрано иное значение, аппарат проводит ИВЛ с объёмом минутной вентиляции выбранным врачом.

При освоении возможностей режима «ASV» мы рекомендуем попробовать его у выздоравливающих пациентов, которых уже пора переводить на самостоятельное дыхание. При этом целевой объём минутной вентиляции нужно выставить менее 100% от расчетного. Успех открыл Вас.

Вместо резюме приводим дословную цитату из «Руководства пользователя на русском языке» к аппарату Hamilton Galileo Gold:

«Вопреки возможным ожиданиям «ASV» не исключает необходимость врача или клинициста. Однако режим «ASV» минимизирует работу по трудоемкой настройке и перенастройке аппарата. Сам по себе режим «ASV» не принимает клинических решений. «ASV» выполняет команду врача, заданную в самом общем виде, и только врач может изменить команду. Эта команда может быть схематично представлена в следующем виде, где модифицируемые части выделены жирным шрифтом:

- поддерживать **установленную заранее минутную вентиляцию**,
- принимать в расчет спонтанное дыхание,
- предотвращать тахипноэ,
- предотвращать АвтоРЕЕР,
- предотвращать избыточную вентиляцию мертвого пространства,
- обеспечить полноценную вентиляцию при апноэ или слабом дыхательном усилии,
- передавать управление пациенту при достаточной дыхательной активности,
- и при этом не поднимать давление плато выше уровня (**верхней границы давления** минус 10 смH₂O)»

P.S. Нам был предоставлен для клинических испытаний аппарат Беллависта 950. Мы не нашли различий между режимом AVM (Adaptive ventilation mode) на Беллависте и ASV на Гамильтон-Медикал. По данным нашей разведки эти режимы созданы одной группой программистов. На наш взгляд интерфейс аппарата Беллависта 950 один из самых удобных и понятных. Очень четкая, красивая и интуитивно понятная графика. «Touch screen». Есть три порта USB для коммуникации и съёма информации, есть функция «print-screen» с сохранением на обычную «флэшку». Можно даже подключить «мышку».

Оптимизация настройки режима ИВЛ по кривым потока

Это – небольшое резюме. Мы размещаем его здесь для того, чтобы Вы не упустили очень важный и полезный прием настройки режима ИВЛ.

Оптимизацию настройки режима ИВЛ по кривым потока мы обсуждали во второй части в главах : «II-6», «II-7», «II-13», и в большинстве предыдущих глав третьей части этой книги.

Под оптимизацией мы понимаем достижение комфорта пациента, снижение риска повреждения легких при ИВЛ и синхронизацию работы аппарата с дыханием пациента.

Почему именно по кривым потока?

В отличие от объема и давления, которые являются параметрами статическими (объем – это мера пространства, а давление – это сила приложенная к единице площади), поток – это скорость изменения объема. То есть поток показатель динамический. Кроме того поток – это вектор, он имеет направление и на графиках видно куда он направлен, в пациента или из. Именно поток характеризует динамику вдоха и выдоха.

Повторим главное:

Поток – это скорость изменения объема $F=V/t$

Площадь под кривой потока – это объем $V=F*t$

Сравнение графиков потока двух вдохов позволяет нам сразу увидеть отличия этих вдохов или их идентичность.

График потока одного вдоха позволяет нам судить насколько данный вдох по своим свойствам приближается к естественному спонтанному дыханию.

В режимах группы IMV ориентируясь по графикам потока мы можем настроить ИВЛ так, что принудительные и спонтанные вдохи не будут отличаться друг от друга. Ни по объему, ни по давлению, ни по длительности. В тех клинических ситуациях, когда мы хотим настроить ИВЛ по-давлению и при этом использовать минимальное и достаточное давление вдоха мы смотрим на кривые потока. Если при

вдохе кривая потока не достигает изолинии можно снижать давление и увеличивать длительность вдоха. Но если к концу вдоха кривая потока на изолинии, то увеличение длительности вдоха уже не приведет к увеличению дыхательного объема.

Асинхронии пациента и аппарата ИВЛ чаще всего видны на кривых потока. Прежде всего – это асинхронии связанные с недостаточным потоком в начале вдоха, когда пациент пытается вдохнуть больше чем ему даёт аппарат. Английский термин «воздушный голод» «air hunger». Асинхронии связанные с избыточным или недостаточным временем вдоха хорошо видны на графиках потока. Важно оценивать выдох по кривым потока. Если при выдохе кривая потока не доходит до изолинии – это признак неполноценного выдоха и формирования autoPEEP.

В этой главе мы умышленно не даём иллюстраций. Если Вы хорошо усвоили материал предыдущих глав III части при чтении этого резюме у Вас должны возникать отчетливые образы кривых потока. Если этого не происходит, мы рекомендуем Вам перечитать главы: «III-3», «III-10», «III-19», «III-21». Имеет смысл взять карандаш и листок бумаги и порисовать кривые.

Чтобы совсем надежно усвоить материал этой книги, мы настоятельно рекомендуем Вам установить на свой компьютер электронный симулятор аппарата ИВЛ.

Они есть на официальных сайтах фирм Дрегер **www.draegr.com** и Гамильтон-Медикал **www.hamilton-medical.com**

Эти симуляторы позволят Вам, не торопясь, за чашкой ароматного чая моделировать разные состояния респираторной системы пациента и пробовать разные настройки режимов ИВЛ.

Что значит (BiLevel) перед названием главы?

В главах под общим знаком (BiLevel) мы расскажем о режимах ИВЛ, обеспечивающих возможность спонтанного дыхания поочередно на двух уровнях постоянного давления в дыхательных путях. *Эти режимы очень похожи друг на друга.* В названии есть внутреннее противоречие: если давление в дыхательных путях постоянное, по определению, оно должно поддерживаться на одном уровне. Противоречие разрешает время. При настройке этих режимов задаются два уровня постоянного давления и два последовательно чередующихся временных интервала. Режимы, описанные в этом разделе книги, отличаются друг от друга:

1. Соотношением длительности интервалов, когда используется верхний и нижний уровни давления.
2. Степенью поддержки спонтанного дыхания пациента.
3. Наличием синхронизации работы аппарата ИВЛ с дыхательной активностью пациента.

BiPAP и BiPAP, или почему так много названий двухуровневых режимов?

Помимо принципиальных отличий этих режимов, на количество названий повлияла брендовая политика фирм-производителей аппаратов ИВЛ. Фирма «Respironics», специализирующаяся на выпуске аппаратов для неинвазивной ИВЛ для домашнего использования, зарегистрировала название режима ИВЛ «BiPAP» («Bilevel positive airway pressure»). По существу «BiPAP» это «PSV» с РЕЕР. Особенностью «BiPAP» от фирмы «Respironics» является уникальная система триггера и переключения с вдоха на выдох. Естественно, представители фирмы зарегистрировали авторство на свою великолепную разработку. В это же время фирма Dräger уже представляла на мировом рынке аппараты ИВЛ серии «Evita» оснащенные режимом «BiPAP» («Biphasic positive airway pressure»). В результате, фирма Dräger тоже зарегистрировала права на своё название режима. После этого остальные фирмы-производители аппаратов ИВЛ выпускают

на мировой рынок двухуровневые режимы под разными названиями. Общим достоянием осталась только аббревиатура «APRV» («Airway pressure release ventilation»).

История вопроса: «BIPAP» и «APRV»

«BIPAP». Первое описание режима «BIPAP» («Biphasic positive airway pressure»), как режима ИВЛ на основе переключения между двумя уровнями CPAP сделано профессором H.Benzer в 1988 году, а с 1989 года фирма Dräger выпускает аппараты ИВЛ серии «Evita», оснащенные этим режимом. Название режима «BIPAP» является зарегистрированной торговой маркой фирмы Dräger. Главной задачей разработчиков этого режима было сохранение спонтанной дыхательной активности пациента на ИВЛ и адаптация работы аппарата к пациенту без использования седации. В результате был создан режим ИВЛ, который можно описать как PC-CMV (Pressure controlled continuous mandatory ventilation) с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла.

«APRV». С 1987 года публикуются результаты использования нового режима ИВЛ «APRV» («Airway pressure release ventilation»). Эти работы выполнены J.Downs и M.Stock в США в содружестве с европейской группой H.Benzer. Целью работы было сохранить достоинства режимов с удлиненной фазой вдоха («IR-PCV»), улучшив адаптацию работы аппарата ИВЛ к пациенту. То есть, при применении «APRV» удастся удерживать лёгкие пациента в максимально «открытом» состоянии без использования седации. Как и при создании режима «BIPAP», ключом к решению этой задачи было сохранение спонтанной дыхательной активности у пациента на ИВЛ. В настоящее время вполне корректное определение «APRV» – это «IR-PCV» («Inverse Ratio Pressure Control Ventilation») с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла.

Если сравнить «BIPAP» и «APRV» мы видим главное отличие в длительности фаз верхнего и нижнего давлений. «APRV» – это вариант «BIPAP» с соотношением длительности фазы **CPAP high** к длительности фазы **CPAP low** 1:1 и больше.

Имена двухуровневых режимов:

1) имена, принадлежащие фирмам:

1.1 «Biphasic positive airway pressure» («BIPAP») Dräger

1.2 «Duo-PAP» Hamilton-Medical

1.3 «ARPV/ Biphasic» Viasys Avea

1.4 «BiVENT» «Bi-vent» MAQUET Servo-s, Servo-i

1.5 «Bilevel» Puritan Bennett 840

1.6 «SPAP» E-Vent Inspiration LS

2) имена, доступные всем:

2.1 «Airway pressure release ventilation» («APRV»)

2.2 «Intermittent CPAP»

2.3 «CPAP with release».

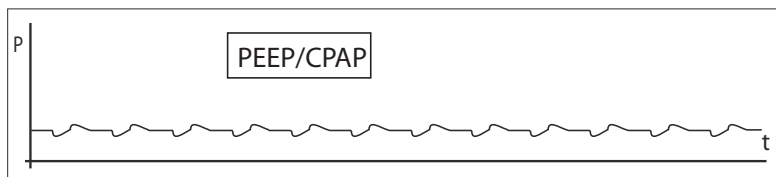
(BiLevel) III - 28 VIPAP от фирмы Dräger

Тайна имени: VIPAP расшифровывается как Biphaseic positive airway pressure и переводится как двухфазное положительное давление в дыхательных путях. Происходит чередование фазы высокого давления в дыхательных путях с фазой низкого давления.

Определение понятия: В руководствах от фирмы Dräger обычно даются сразу два определения:

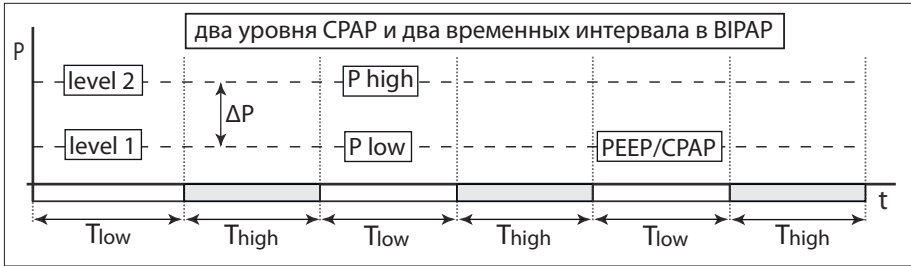
1. «VIPAP» – это режим спонтанной вентиляции на двух уровнях CPAP с переключением с одного уровня давления на другой через заданные временные интервалы.
2. «VIPAP» – это «Pressure control ventilation» с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла. Иными словами – спонтанное дыхание, совмещенное со стандартным режимом «PCV».

Начнем с первого определения, в главе «III - 9» мы подробно рассмотрели режим спонтанной ИВЛ «CPAP», который на панели управления аппаратов часто обозначается «PEEP/CPAP».



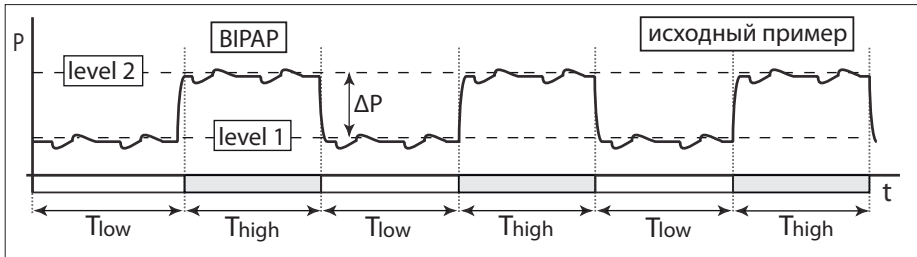
В настоящее время существует несколько модификаций двухуровневых режимов, но общим является то, что заданы два уровня (level) постоянного давления: верхний уровень (P high) и нижний (P low), и два временных интервала (фазы) (time high и time low). Другое название временных интервалов – inspiratory time и expiratory time.

Использование термина «inspiratory time» в качестве названия фазы «time high» и «expiratory time» вместо «time low» многих сбивает с толку, поскольку во время каждой фазы может состояться несколько самостоятельных вдохов и выдохов. Мы считаем термины «time high» и «time low» наиболее корректными, однако, просим быть



готовыми к тому, что многие авторы используют «inspiratory time» и «expiratory time». Некоторые фирмы-производители для названия нижнего уровня используют «PEEP/CPAP». Вместо «Phigh» может быть «PEEPhigh», а вместо «Plow», «PEEPlow». На свойства режима это, конечно, не влияет.

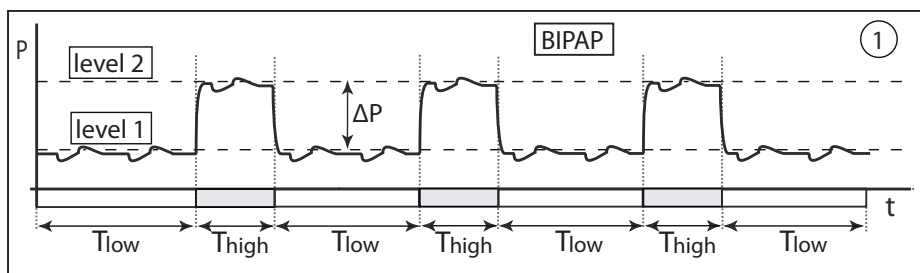
После того как установлены два уровня РЕЕР/СРАР и дана временная разбивка режим на графике давления выглядит так:



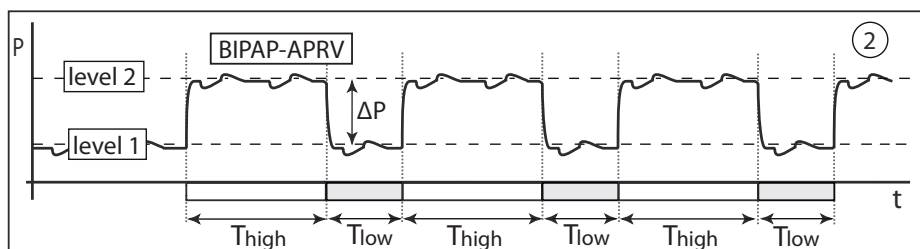
ΔP – это разность между верхним и нижним уровнями давления. Как мы уже объясняли в главе «III - 9», от уровня СРАР зависит объём заполнения легких после обычного выдоха. Для человека без ИВЛ – это ФОЕ (FRC). При ИВЛ – это EELV (End-Expiratory Lung Volume) объём заполнения конца выдоха. Если рассматривать переход с нижнего уровня на верхний как аппаратный вдох, а переход с верхнего уровня на нижний как выдох, то ΔP – это давление вдоха, которое определяет величину дыхательного объёма. Все двухуровневые режимы работают с активным клапаном выдоха и управляемым потоком. Это позволяет пациенту беспрепятственно совершать дыхательные движения на любом уровне давления без конфликта с работой аппарата ИВЛ.

Врач может менять соотношение и длительность временных интервалов для верхнего и нижнего уровня давлений.

Ниже, пример №1, в котором временной интервал на верхнем уровне сокращен по сравнению с исходным.

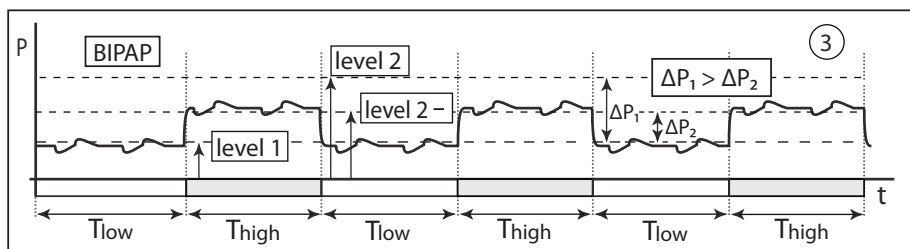


Пример №2, в нем временной интервал на нижнем уровне сокращен по сравнению с исходным.

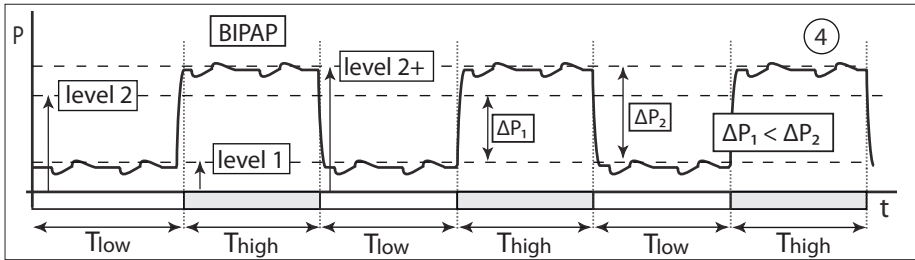


В этих примерах давление на обоих уровнях не менялось. В двухуровневых режимах врач может независимо менять уровень верхнего и нижнего давления.

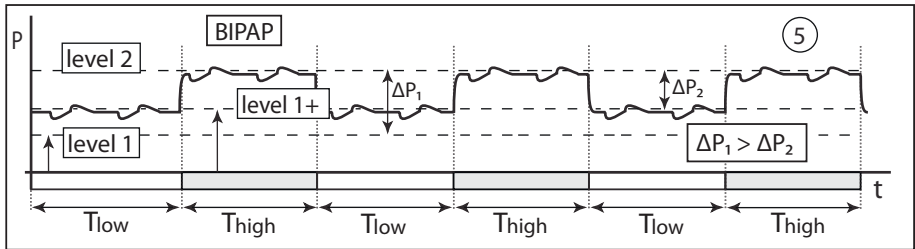
В приводимом ниже примере №3, показано как меняется график при снижении верхнего уровня давления. ΔP (давление вдоха) тоже снижается.



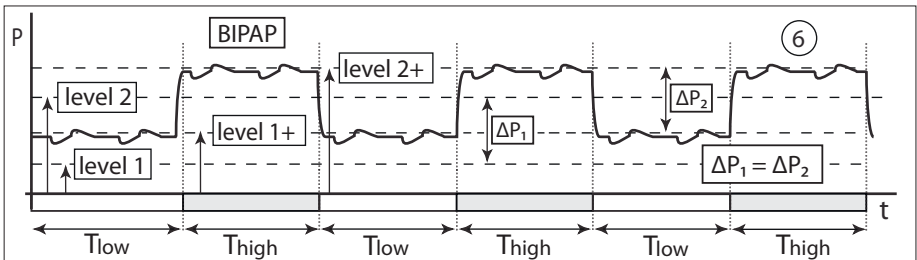
Следующий пример №4: верхний уровень давления повышен, нижний уровень не менялся. ΔP (давление вдоха) тоже повысилось.



Пример №5 демонстрирует как меняется графика при повышении нижнего уровня давления (РЕЕР/CPAP) и неизменном уровне верхнего давления. ΔP (давление вдоха) снизилось. Увеличилось EELV (FRC, ФОЕ).



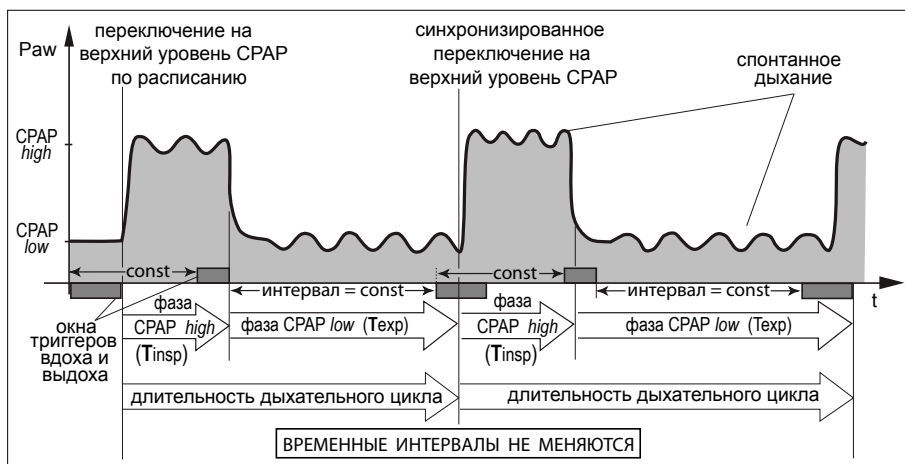
Пример №6 одновременно повышено верхнее и нижнее давление на одинаковую величину. ΔP (давление вдоха) не изменилось. Увеличилось EELV (FRC, ФОЕ).



Синхронизация переходов в двухуровневых режимах

Для того, чтобы предотвратить конфликт пациента с аппаратом ИВЛ, режим «BIPAP» был дополнен возможностью синхронизации переключения между уровнями CPAP с дыхательной активностью пациента. Современная модификация режима «BIPAP» от фирмы Dräger имеет два триггера. Один триггер синхронизирует переключение с нижнего уровня на верхний, а второй – с верхнего на нижний. Для работы каждого триггера выделено своё временное окно. Первый конфликт пациента с аппаратом ИВЛ может возникнуть при переходе с нижнего уровня CPAP на верхний, если пациент в этот момент делает выдох. Представьте себе, пациент выдыхает, а аппарат ИВЛ в этот момент повышает давление в дыхательных путях. У пациента, из-за невозможности выдохнуть, может возникнуть паника. Триггер вдоха обеспечивает переход с нижнего уровня на верхний синхронно с вдохом пациента. Второй конфликт может возникнуть при переходе с верхнего уровня на нижний, если снижение давления в дыхательных путях произойдёт в момент вдоха пациента. Этот вариант десинхронизации переносится тяжелее, чем первый и субъективно воспринимается, как удушье. Триггер выдоха обеспечивает переход с верхнего уровня на нижний синхронно с выдохом пациента.

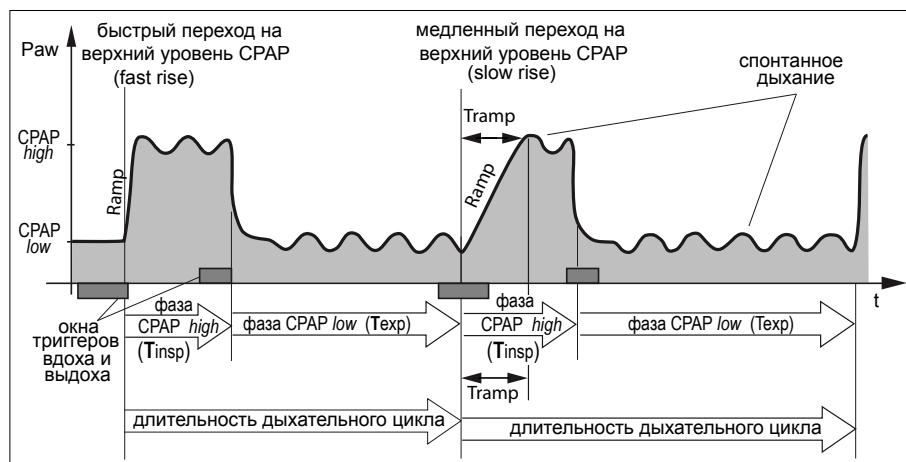
Частота переключений между двумя уровнями не меняется, потому что окна синхронизации не смещаются во времени. Таким образом, все временные интервалы остаются постоянными.



Изменение скорости перехода с уровня P low на уровень P high

О том с какой скоростью в режимах управляемых по-давлению достигается целевое давление вдоха мы говорили в главе «II - 7 Скорость нарастания потока». Скорость нарастания потока указывает, за какое время при аппаратном вдохе поток достигает максимального значения. При настройке режима ИВЛ врач может менять скорость нарастания потока. На разных аппаратах ИВЛ используются разные названия: «Inspiratory rise time», «Time ramp», «Pressure ramp», «Rise time factor», «Flow acceleration factor» «Slope». Наиболее часто указывается временной интервал, за который поток на вдохе достигает максимального значения. Обычно настройки аппарата ИВЛ предлагают выбор от 50мсек до 300мсек (здесь используется термин время, time). Есть вариант, когда предлагается выбор в процентах от максимальной скорости (здесь используется термин множитель, factor). Различия для разных скоростей нарастания потока наиболее четко видны на графиках потока и давления. На аппаратах Dräger используется термин «Ramp» или «Slope» (от 0 до 2сек).

Перевод английского слова ramp – наклонная плоскость, соединяющая две горизонтальные поверхности. При рассмотрении графиков давления, потока или объёма этот термин используют для названия наклонного отрезка. На представленном ниже графике давления Ramp – это отрезок кривой, описывающей изменение давления при переходе с нижнего уровня на верхний.



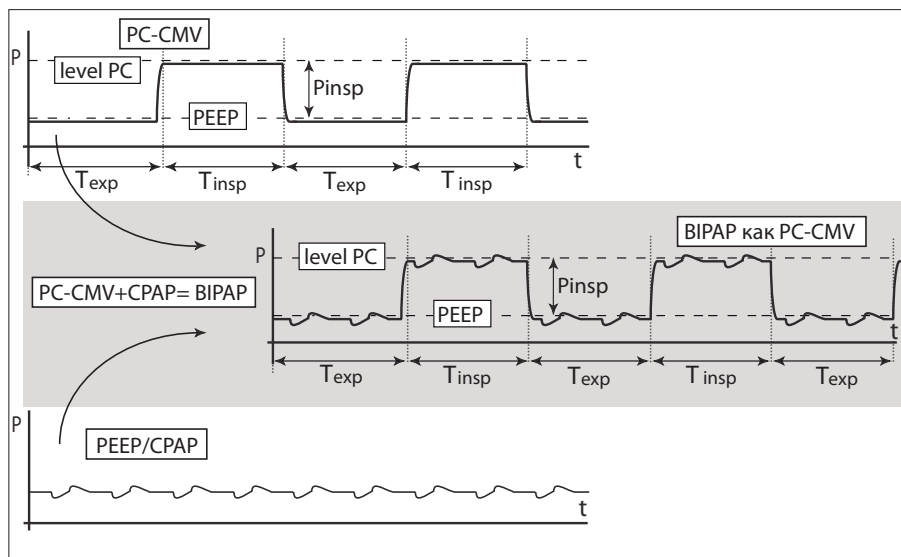
Скорость перехода с уровня CPAP low на уровень CPAP high определяется временем Tramp (ramp time), другое название этого временного интервала - Rise time или Slope. Чем больше Tramp, тем более плавно аппарат ИВЛ переходит с уровня CPAP low на уровень CPAP high. Длительность Tramp не может превышать T_{insp} (длительность фазы CPAP high).

Второе определение ВІРАР и новая номенклатура

Эту главу мы начали с того, что в руководствах от фирмы Dräger обычно даются сразу два определения:

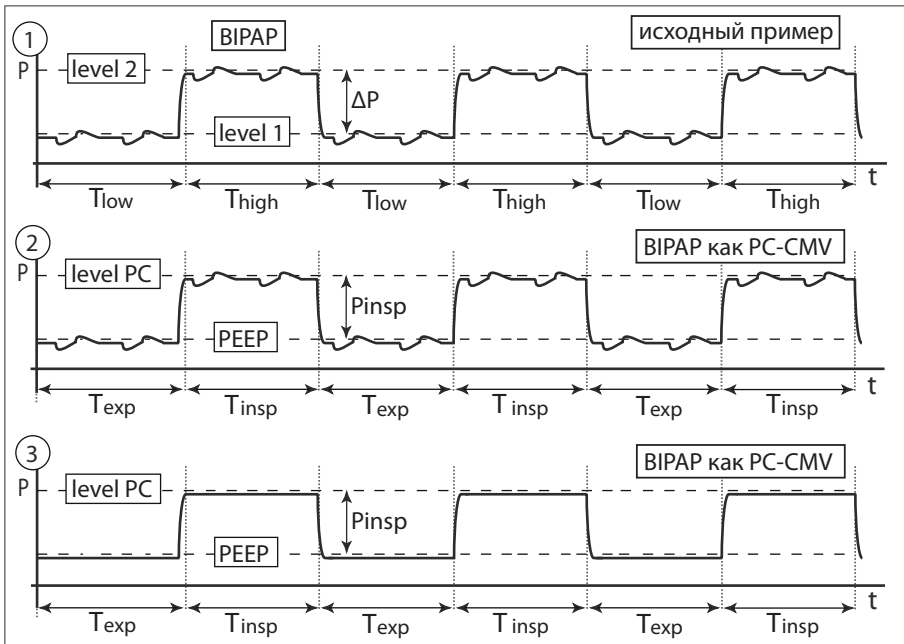
1. «ВІРАР» – это режим спонтанной вентиляции на двух уровнях CPAP с переключением с одного уровня давления на другой через заданные временные интервалы.
2. «ВІРАР» – это «Pressure control ventilation» с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла. Иными словами – спонтанное дыхание, совмещенное со стандартным режимом «PCV».

Мы рассмотрели первое определение. Теперь приступим ко второму. Можно представить себе такую «гибридизацию», как совмещение PC-CMV и CPAP в одном режиме. Это возможно, когда в PC-CMV включён активный клапан выдоха. В результате получаем ВІРАР.



Таким образом, режим ВІРАР обладает свойствами режима принудительной ИВЛ управляемого по-давлению (РС-СМV). Разница между верхним и нижним уровнями давления (ΔP), эквивалентна давлению вдоха ($P_{\text{insp}} - P_{\text{EEP}}$) в РС-СМV. Временной интервал на верхнем уровне давления (T_{high}) соответствует длительности вдоха (T_{insp}). Временной интервал на нижнем уровне давления (T_{low}) соответствует длительности выдоха (T_{exp}). Огромная популярность режима ВІРАР связана с тем, что активный клапан выдоха позволяет пациенту совершать дыхательные движения и, даже, кашлять, не вступая в «конфликт» с работой аппарата ИВЛ. Благодаря такому преимуществу можно обходиться без седации, быстрее активизировать пациента и сократить длительность ИВЛ. Реализация спонтанной дыхательной активности на ИВЛ улучшает качество вентиляции, изгнания мокроты, снижается риск развития пневмонии.

На исходном примере (№1) показаны термины, которые используют для описания двухуровневых режимов. На втором (№2) примере показано, что режим ВІРАР может быть описан в терминах, которые используют для описания режима РС-СМV.



Отличие от «классического» РС-CMV в том, что в этом режиме работает *активный клапан выдоха* и пациент может совершать дыхательные движения в любой момент дыхательного цикла, как в СРАР. Пример №3 демонстрирует, что при отсутствии дыхательной активности пациента этот режим неотличим от обычного РС-CMV.

В новой номенклатуре от фирмы Dräger:

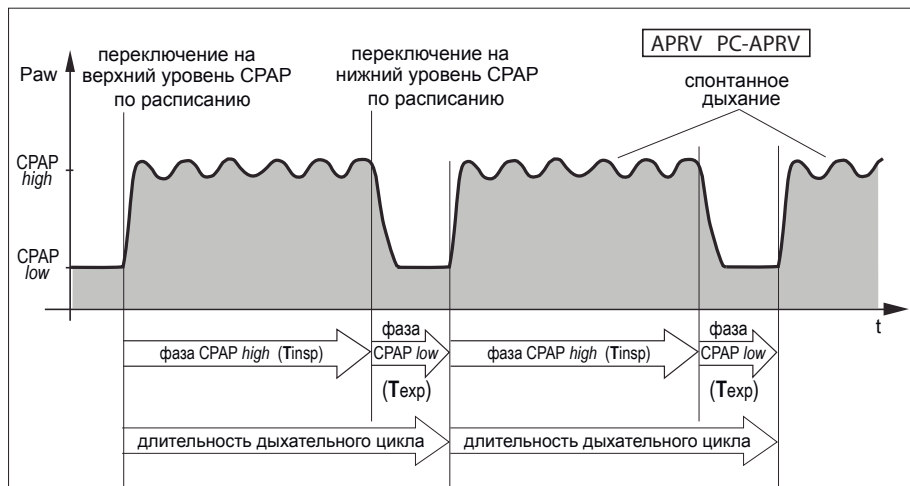
1. режим «BIPAP» называется «РС-BIPAP»
2. режим «APRV» называется «РС-APRV»
3. режим «BIPAP-assist» называется «РС-АС»

В этих режимах работает активный клапан выдоха (глава III - 7). Скорость нарастания потока настраивается как в любом варианте PCV (глава II - 7). Переключение на выдох по-времени.

(BiLevel) III - 29 APRV Airway Pressure Release Ventilation или PC-APRV по новой номенклатуре

Целью разработчиков этого режима было обеспечить пациенту возможность дышать самостоятельно при высоком уровне постоянного давления в СРАР. По мере повышения СРАР увеличивается конечный объём выдоха (EELV) или, тот объём, который при самостоятельном дыхании называется ФОЕ (функциональная остаточная емкость). Для того чтобы снять напряжение, «сбросить давление», (release) добавлен короткий переход на низкий уровень давления с быстрым возвратом к высокому уровню СРАР. Главное достижение в том, что пациент дышит самостоятельно, а легкие максимально расправлены.

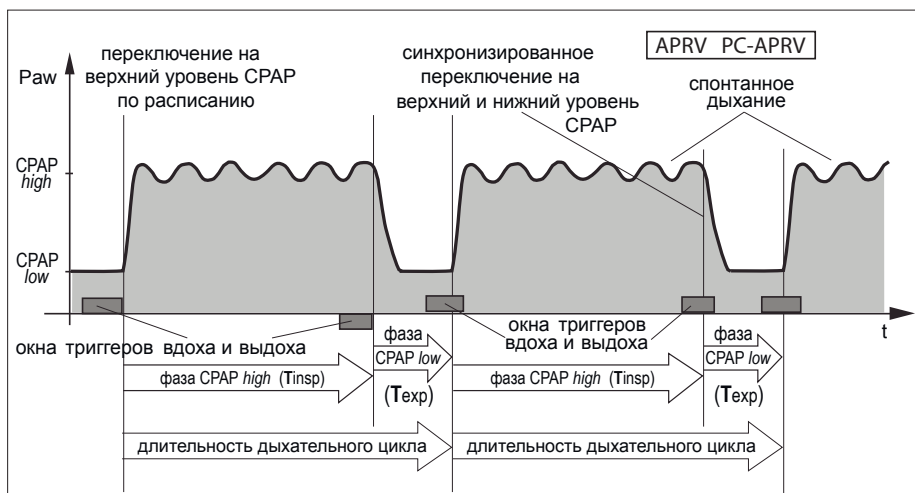
Формальный перевод – «ИВЛ с помощью снижения (дословно освобождения) давления». По существу – это вариант «ВІРАР» с длинной фазой time high и короткой фазой time low.



Спонтанное дыхание происходит на верхнем уровне СРАР. Через заданные временные интервалы происходит кратковременное снижение давления до уровня РЕЕР. Этот режим ИВЛ разработан для пациентов с нарушенными вентиляционными свойствами лёгких. Во время фазы низкого давления (Time low, Tlow) в областях лёгких с сохранёнными вентиляционными свойствами происходит выдох.

Участки лёгких с нарушенной проходимостью бронхов успевают выдохнуть лишь часть воздуха и остаются расправленными («открытыми»). Таким образом, удаётся улучшить вентиляционно-перфузионные соотношения у пациентов с нарушенным газообменом. В этом режиме возможно менять скорость перехода с нижнего уровня давления на верхний (ramp). При этом время перехода с нижнего уровня давления на верхний (rise time, ramp time, slope) не может превысить Thigh (фаза верхнего уровня давления). У данного варианта «APRV» нет синхронизации переключений между уровнями давления с дыхательной активностью пациента.

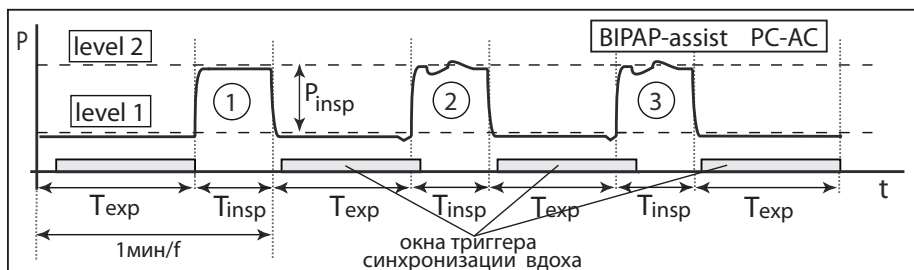
Существуют варианты APRV в которых активированы триггеры вдоха и выдоха. Это имеет смысл при относительно длительных интервалах time low, когда пациент успевает делать вдохи на нижнем уровне давления.



Читайте инструкцию к своему аппарату ИВЛ.

(BiLevel) III - 30 BIPAP-assist или PC-AC по новой номенклатуре Dräger

Сегодня на аппаратах фирмы Dräger тот режим, который раньше назывался BIPAP-assist называется PC-AC (Pressure-Control-Assist-Control ventilation).

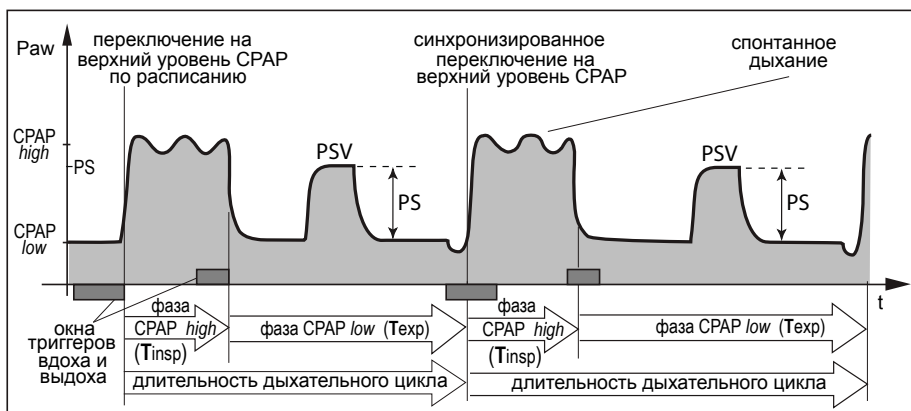


Вдох №1 сделан по расписанию, вдохи №2 и №3 инициированы пациентом. При этой модификации BIPAP или PC-AC любая попытка вдоха на нижнем уровне (в данном случае это РЕЕР или Baseline) приведёт к переходу на верхний уровень (CPAP high). На верхнем уровне в течение фазы Time high возможно спонтанное дыхание CPAP. Переход с верхнего уровня давления на нижний происходит по окончании фазы Thigh (T_{insp}) без синхронизации с выдохом пациента. Если пациент не сделает попытки вдоха на нижнем уровне давления, переход на верхний уровень произойдёт при закрытии временного окна триггера вдоха (по окончании фазы Time low). Скорость нарастания потока (Rise time или Slope) настраивается как во всех режимах управляемых по-давлению.

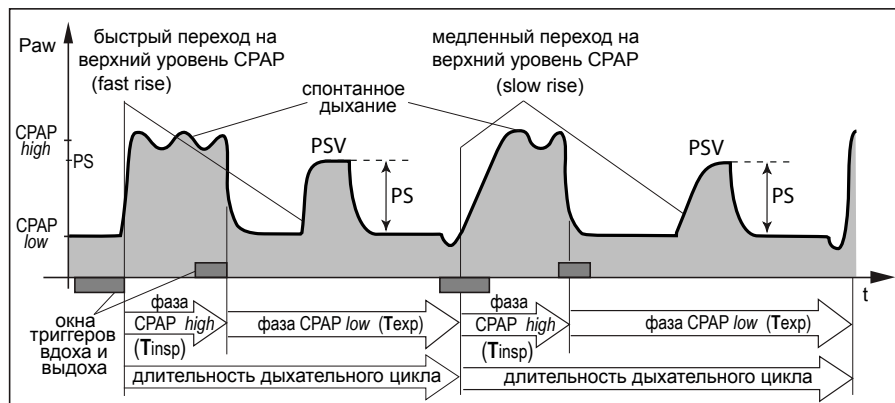
Резюме: Если пациент не делает попыток спонтанных вдохов, то этот режим на аппаратах фирмы Dräger вообще неотличим от режимов PC-CMV других производителей. Отличие возникает когда во время аппаратного вдоха пациент делает дополнительный вдох или выдох. Активный клапан выдоха позволяет пациенту совершать дыхательные движения, но при этом не возникает «конфликта» пациента с аппаратом ИВЛ. До окончания времени вдоха в дыхательных путях поддерживается целевое давление вдоха. Такой вариант режима PC-CMV безопаснее и комфортнее тех режимов PC-CMV, где активный клапан выдоха не работает.

(BiLevel) III - 31 BIPAP + PSV

На аппаратах фирмы Dräger режим BIPAP может быть дополнен подключением поддержки спонтанных вдохов в PSV. На старых аппаратах фирмы Dräger в качестве названия режима «PSV» («Pressure support ventilation») использовалось «ASB» («Assisted Spontaneous Breathing»). При данной модификации BIPAP те спонтанные вдохи пациента на уровне CPAP low, которые не попадут во временное окно триггера, включающего переход на уровень CPAP high, будут поддержаны давлением по типу «PSV». В данном режиме уровень давления поддержки (PS) устанавливается отдельно и независимо от CPAP high.



Как и в других вариантах режимов управляемых по-давлению скорость нарастания потока, или скорость перехода на верхний уровень можно устанавливать при настройке данного режима ИВЛ. Скорость нарастания потока для BIPAP и для PSV одна и та же.



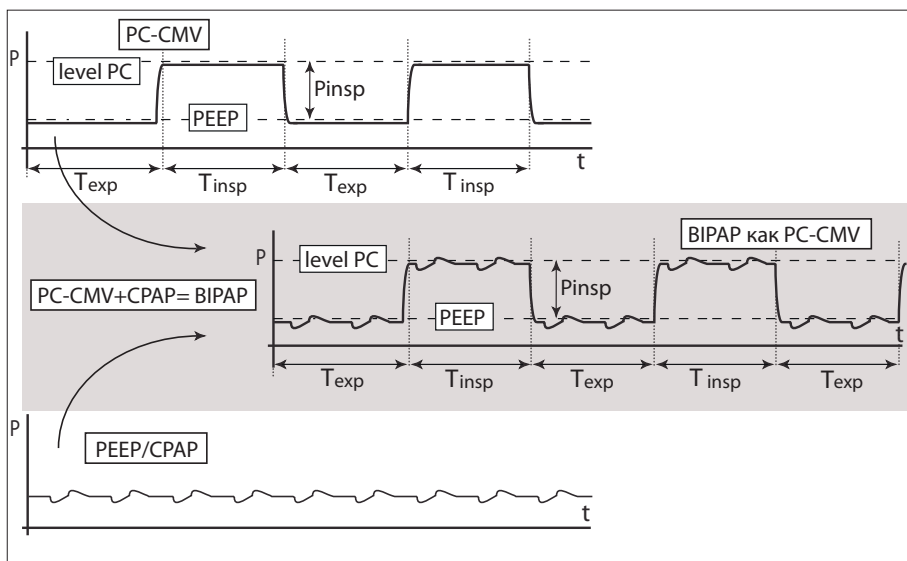
Те, кто внимательно читает эту книжку, уже заметил, что данный вариант режима BIPAP очень похож на PC-IMV.

(BiLevel) III - 32 универсальность двухуровневых режимов

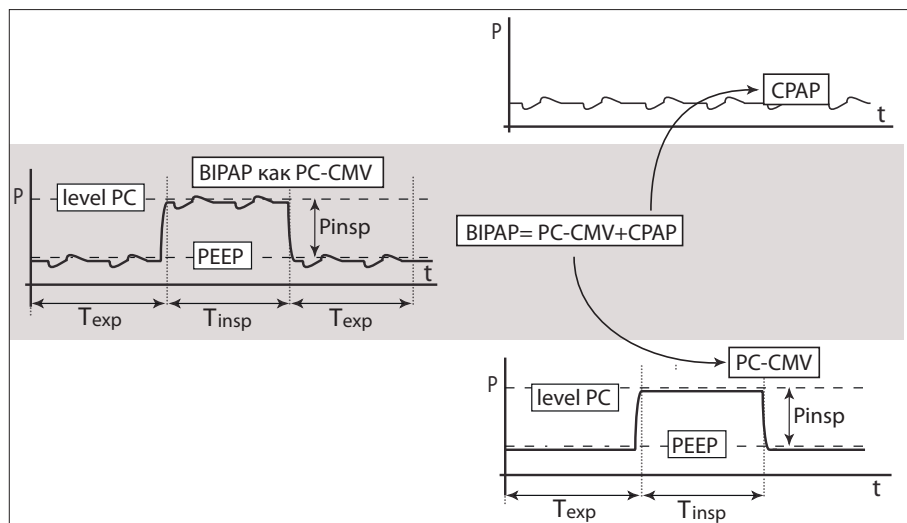
Мы начали рассмотрение двухуровневых режимов с двух определений от фирмы Dräger:

1. «BIPAP» – это режим спонтанной вентиляции на двух уровнях CPAP с переключением с одного уровня давления на другой через заданные временные интервалы.
2. «BIPAP» – это «Pressure control ventilation» с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла. Иными словами – спонтанное дыхание, совмещенное со стандартным режимом «PCV».

Приводимая ниже схема, показывает как при включении активного клапана выдоха PC-CMV превращается BIPAP.

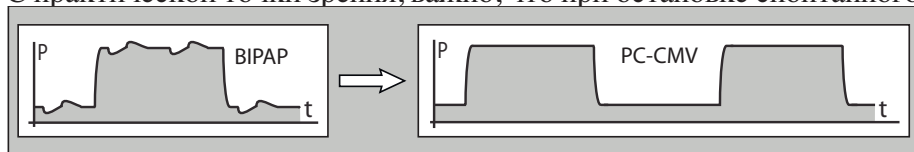


Соответственно, если уровень верхнего и нижнего давления равны – это CPAP, а если нет спонтанного дыхания – это PC-CMV.



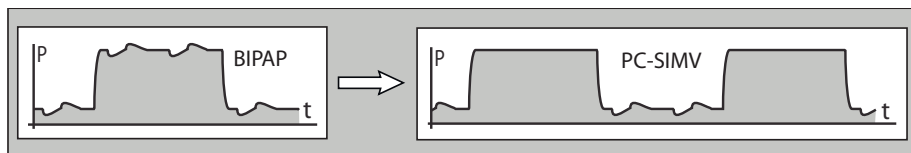
Рассмотрим эти метаморфозы последовательно. На схеме, приведенной ниже, показано как выглядит режим ВІРАР если пациент утратил спонтанную дыхательную активность. Такое превращение может случиться, если врач углубляет седацию, вводит миорелаксанты, или если произошло утомление пациента. На графиках монитора при этом ВІРАР неотличим от PC-CMV.

С практической точки зрения, важно, что при остановке спонтанного

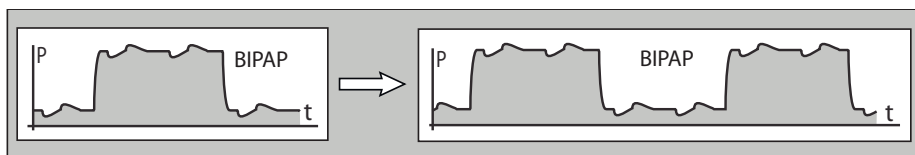


дыхания аппарат ИВЛ защищает пациента от гипоксии.

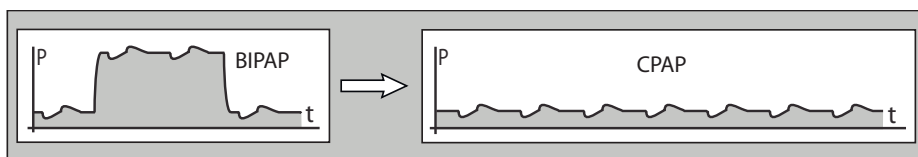
На схеме, приведенной ниже, показано как выглядит режим ВІРАР если пациент реализует дыхательную активность только на нижнем уровне давления. На графиках ВІРАР выглядит как PC-SIMV с дыханием в CPAP на нижнем уровне давления. Для комфорта пациента важно, что аппарат не мешает ему постепенно активизироваться.



На схеме, приведенной ниже, показано как выглядит режим ВІРАР если пациент реализует дыхательную активность и на верхнем и на нижнем уровне давления. Ритмичные переходы с нижнего уровня давления на верхний и обратно обеспечивают пациенту полноценную вентиляцию, при этом не возникает «конфликта» пациента и аппарата ИВЛ.

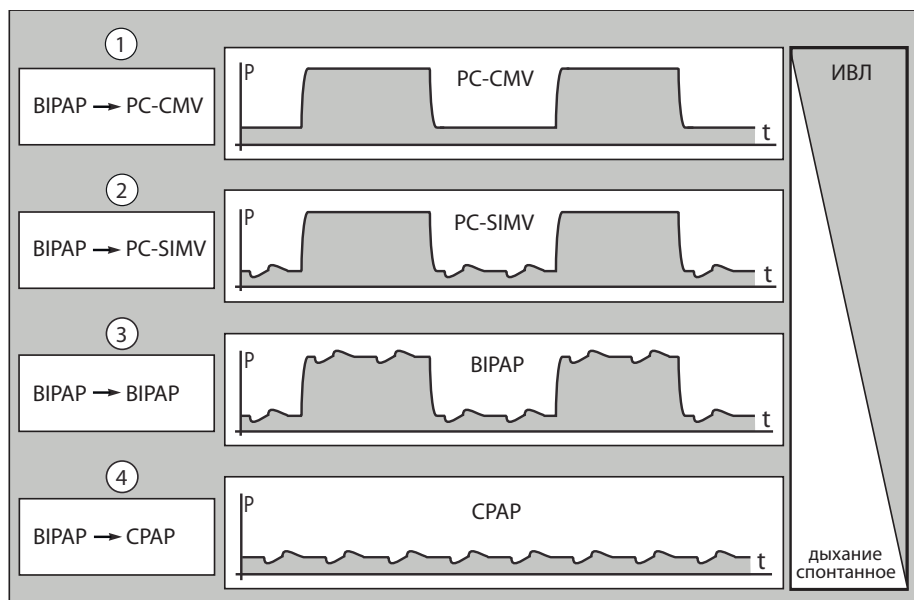


По мере выздоровления пациента врач может уменьшать разницу между верхним и нижним уровнем давления постепенно превращая ВІРАР в СРАР.



Схема, приведенная ниже показывает, как используя режим ВІРАР, пациент постепенно переходит от полного замещения функции внешнего дыхания к спонтанному дыханию в СРАР. Обратите внимание, что если режим исходно настроен правильно, с позиций обеспечения необходимого объема минутной вентиляции, оксигенации крови и элиминации углекислого газа, то до достижения третьего уровня может не потребоваться существенных перестроек аппарата ИВЛ. Начиная с третьего уровня, когда пациент реализует дыхательную активность и на верхнем и на нижнем уровне давления, постепенно снижаем уровень верхнего давления и переходим к ИВЛ в СРАР.

Главное достоинство данной схемы снижения респираторной под-



держки и перехода на самостоятельное дыхание в том, что предлагается максимально быстрая активизация пациента и отказ от седации.

(BiLevel) III - 33 «BiLevel» на аппарате Puritan Bennett 840 и «Duo-PAP/APRV» на аппаратах Hamilton-Medical

Этот режим очень похож на «BIPAP» от фирмы Dräger. Главное отличие в том, что в режиме «BIPAP» опция «PSV» работает только с уровня PEEP *low*, а в «BiLevel» поддержка спонтанного дыхания возможна с двух уровней (PEEP *low* и PEEP *high*).

Тайна имени: ИВЛ с использованием двух уровней давления в дыхательных путях. Точно также, как и в «BIPAP», происходит чередование фазы высокого давления в дыхательных путях с фазой низкого давления.

Определение понятия: Два определения почти дословно совпадают с определениями для режима «BIPAP» от фирмы Dräger.

1. «BiLevel» – это режим спонтанной вентиляции на двух уровнях PEEP с переключением с одного уровня давления на другой через заданные временные интервалы.
2. «BiLevel» – это «Pressure control ventilation» с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла. Иными словами, спонтанное дыхание, совмещенное со стандартным режимом «PCV». При этом на каждом уровне давления спонтанные вдохи могут быть поддержаны давлением («BiLevel»+ «PSV»).

В режиме «BiLevel» заданы два уровня (level) постоянного давления: верхний уровень (PEEP *high*) и нижний (PEEP *low*), и два временных интервала – фазы (time high и time low).

Аппарат позволяет устанавливать длительность фазы time high и частоту переходов между PEEP *high* и PEEP *low*. Возможно соотношение inverse ratio, в этом случае режим «BiLevel» соответствует «APRV».

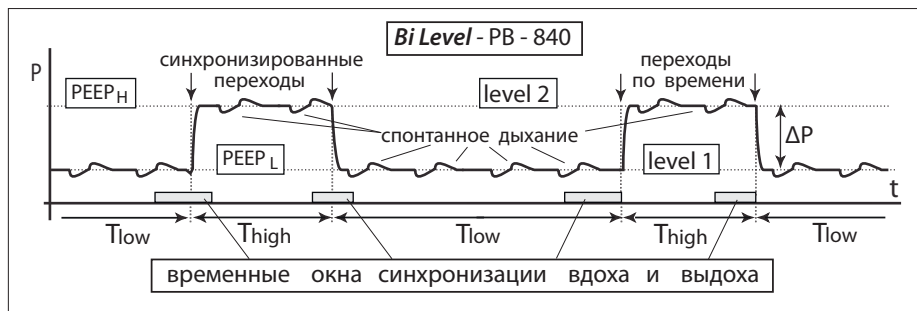
Скорость перехода с уровня PEEP *low* на уровень давления PEEP *high* задаётся с помощью коэффициента или множителя (factor), выраженного в процентах. Подробно об этом в главе «II - 7». По-английски называется PS Rise Time Factor или Flow acceleration factor (ускорение

потока). Главное запомнить, чем больше этот коэффициент, тем круче подъём кривой давления. Выбор от 1% до 100%. При настройке режима аппарат предлагает выбрать 50%. В инструкции к «PB-840» на русском языке этот коэффициент назван так: «процент времени роста». Точно также, как в режимах «Pressure support ventilation» и «Pressure control ventilation».

Для того, чтобы предотвратить конфликт пациента с аппаратом ИВЛ, режим «BiLevel», как и «BIPAP», был дополнен возможностью синхронизации переключения между уровнями давления с дыхательной активностью пациента. Режим «BiLevel», как и «BIPAP» имеет два триггера. Один триггер синхронизирует переключение с нижнего уровня на верхний, а второй – с верхнего на нижний. Для работы каждого триггера выделено своё временное окно.

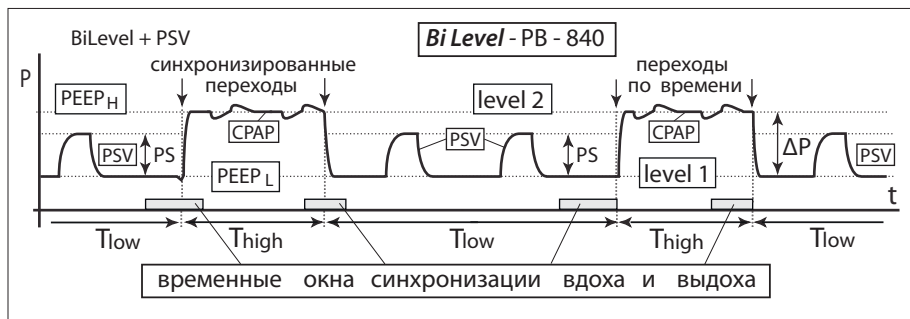
Первый конфликт пациента с аппаратом ИВЛ может возникнуть при переходе с нижнего уровня РЕЕР/CPAP на верхний, если пациент в этот момент делает выдох. Представьте себе, пациент выдыхает, а аппарат ИВЛ в этот момент повышает давление в дыхательных путях. У пациента, из-за невозможности выдохнуть, может возникнуть паника. Триггер вдоха обеспечивает переход с нижнего уровня на верхний синхронно с вдохом пациента.

Второй конфликт может возникнуть при переходе с верхнего уровня на нижний, если снижение давления в дыхательных путях произойдёт в момент вдоха пациента. Этот вариант десинхронизации переносится тяжелее, чем первый и субъективно воспринимается, как удушье. Триггер выдоха обеспечивает переход с верхнего уровня на нижний синхронно с выдохом пациента.

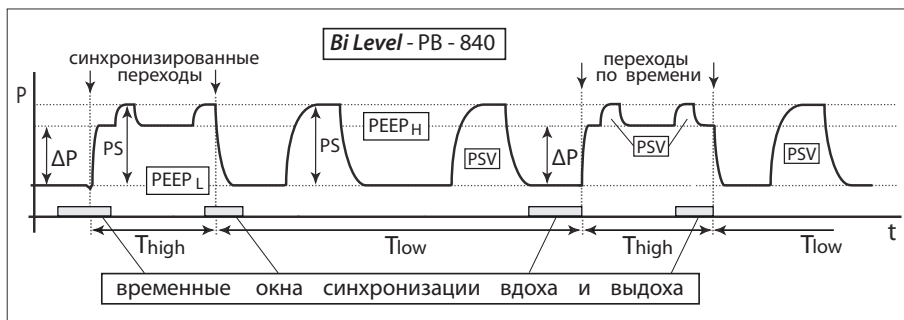


Отличие режима «BiLevel» от «BIPAP» в том, что в «BIPAP» частота переключений между уровнями постоянна, а в «BiLevel» может увеличиваться при высокой дыхательной активности пациента.

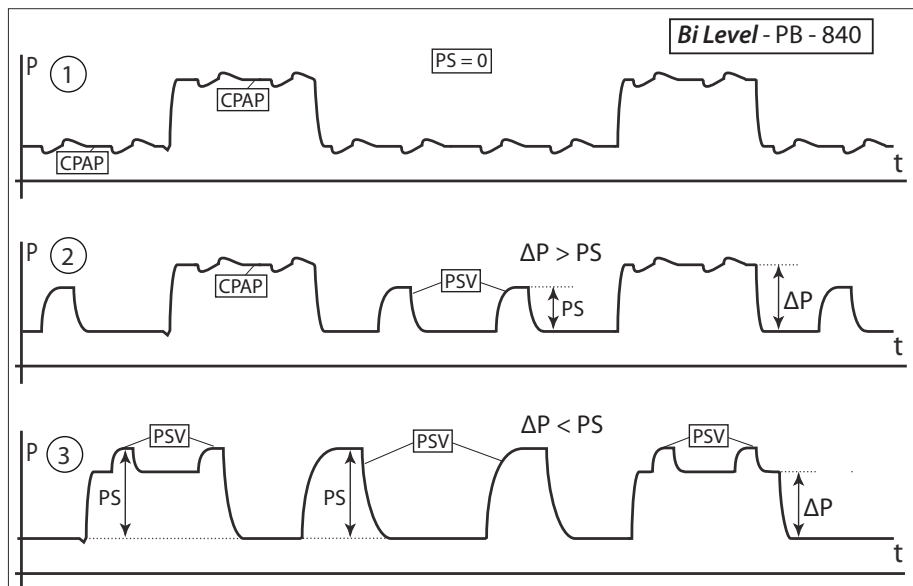
Уровень поддержки спонтанного дыхания задаётся от нижнего уровня PEEP. Если уровень поддержки спонтанного дыхания не превышает PEEP *high*, «PSV» включается только с нижнего уровня.



Если уровень поддержки спонтанного дыхания выше PEEP *high*, «PSV» включается с двух уровней. Уровень давления поддержки устанавливается от PEEP *low* и одинаков независимо от того, с какого уровня инициирован спонтанный вдох.



Резюме: На схеме приводимой ниже мы показываем отличия в режиме «BiLevel» в зависимости от того, какой уровень поддержки установлен для вдохов в PSV.



В примере №1 давление поддержки ноль ($PS=0$), и пациент может дышать в CPAP на верхнем и на нижнем уровне давления. Во втором примере давление поддержки (PS) ниже уровня верхнего давления. В результате спонтанные вдохи на нижнем уровне выполняются в PSV, а спонтанные вдохи на верхнем уровне выполняются в CPAP. В примере №3 давление поддержки (PS) больше, чем разность между давлениями верхнего и нижнего уровней. В результате спонтанные вдохи и на нижнем, и на верхнем уровнях выполняются в PSV. Важно помнить, что давление верхнего и нижнего уровней (PEEP *high* и PEEP *low*), считают от нулевого уровня, а давление поддержки (PS) от нижнего уровня (PEEP *low*). Когда мы видим графику режима на мониторе всё становится понятно. И наоборот, если у аппарата ИВЛ нет графического монитора, легко запутаться и совершить ошибку.

Режим «Duo-PAP/APRV» на аппаратах фирмы «Hamilton Medical» очень похож на «BiLevel» на аппарате Puritan Bennet 840.

(BiLevel) III - 34 «Bi-Vent» на аппарате Servo-I фирмы MAQUET и «SPAP» «Spontaneous Positive Airway Pressure» на аппаратах ИВЛ «Ispiration»

Этот режим очень похож на «BIPAP» от фирмы Dräger. Главное отличие в том, что в режиме «BIPAP» опция «PSV» работает только с уровня PEEP *low*, а в «Bi-Vent» поддержка спонтанного дыхания возможна с двух уровней (PEEP и P *high*).

Определение почти дословно совпадают с определением для режима «BIPAP» от фирмы Dräger.

«Bi-Vent» – это «Pressure control ventilation» с возможностью спонтанного дыхания в течение всего дыхательного цикла. Иными словами, спонтанное дыхание, совмещенное со стандартным режимом «PCV». При этом на каждом уровне давления спонтанные вдохи могут быть поддержаны давлением («Bi-Vent»+ «PSV»).

Режим «SPAP» «Spontaneous Positive Airway Pressure» на аппаратах ИВЛ «Ispiration» фирмы «e-Vent» по своей структуре и настройкам вообще не отличается от режима «Bi-Vent» фирмы MAQUET.

В режиме «Bi-Vent» заданы два уровня (level) постоянного давления: верхний уровень (P *high*) и нижний (PEEP), и два временных интервала – фазы (time *high* и time PEEP).

Аппарат позволяет устанавливать длительность фазы time *high* (T *high*) и длительность фазы time PEEP (T PEEP). Частоту переходов между PEEP и P *high* не задают. Частота переключений получается как частное от деления минуты на длительность дыхательного цикла. $f = 1\text{min}/(T_{\text{high}} + T_{\text{PEEP}})$. Возможно соотношение *inverse ratio*. В этом случае режим «Bi-Vent» соответствует «APRV».

Устанавливают скорость достижения уровня давления P *high*. По английски называется *Inspiratory rise time*. Чем выше скорость (меньше время), тем круче график давления. Если установлена высокая скорость подъёма, аппарат ИВЛ выполняет переход на уровень давления P *high* высоким пиковым потоком. Для того, чтобы скорость подъёма давления была меньше увеличивают *Inspiratory rise time* (время до-

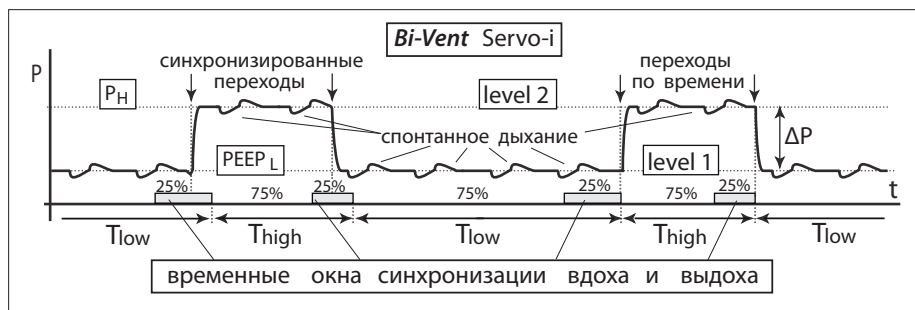
стижения уровня давления *P high*). Как и в режиме «BIPAP» (Dräger), врач задает аппарату временной отрезок в секундах, а аппарат сам устанавливает величину потока для выполнения поставленной задачи.

Для того, чтобы предотвратить конфликт пациента с аппаратом ИВЛ, режим «Bi-Vent», как и «BIPAP», был дополнен возможностью синхронизации переключения между уровнями давления с дыхательной активностью пациента.

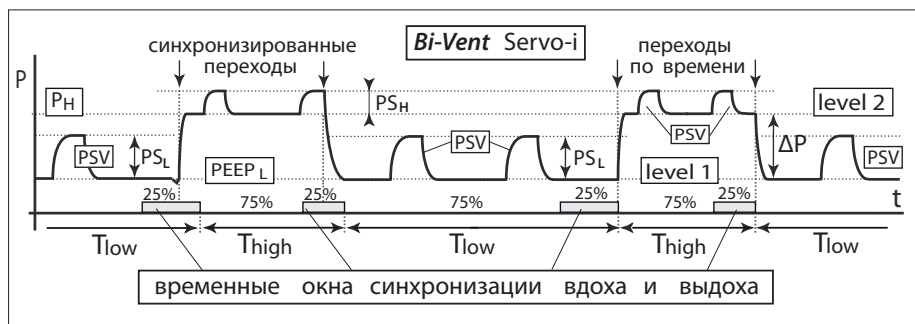
Режим «Bi-Vent» как и «BIPAP» имеет два триггера. Один триггер синхронизирует переключение с нижнего уровня (РЕЕР) на верхний (*P high*), а второй – с верхнего (*P high*) на нижний (РЕЕР). Для работы каждого триггера выделено своё временное окно. Оба временных окна составляют по 25% от длительности интервалов T_{PEEP} и T_{high} . Окно триггера переключающего на верхний уровень давления расположено в конце отрезка T_{PEEP} , а окно триггера переключающего на нижний уровень давления расположено в конце интервала T_{high} .

Первый конфликт пациента с аппаратом ИВЛ может возникнуть при переходе с нижнего уровня на верхний, если пациент в этот момент делает выдох. Представьте себе, пациент выдыхает, а аппарат ИВЛ в этот момент повышает давление в дыхательных путях. У пациента, из-за невозможности выдохнуть, может возникнуть паника. Триггер вдоха обеспечивает переход с нижнего уровня на верхний синхронно с повышением давления в дыхательных путях пациента.

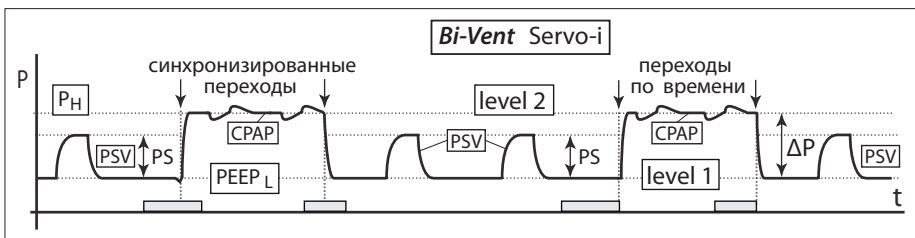
Второй конфликт может возникнуть при переходе с верхнего уровня на нижний, если снижение давления в дыхательных путях произойдёт в момент вдоха пациента. Этот вариант десинхронизации переносится тяжелее чем первый, и субъективно воспринимается как удушье. Триггер выдоха обеспечивает переход с верхнего уровня на нижний синхронно с выдохом пациента.



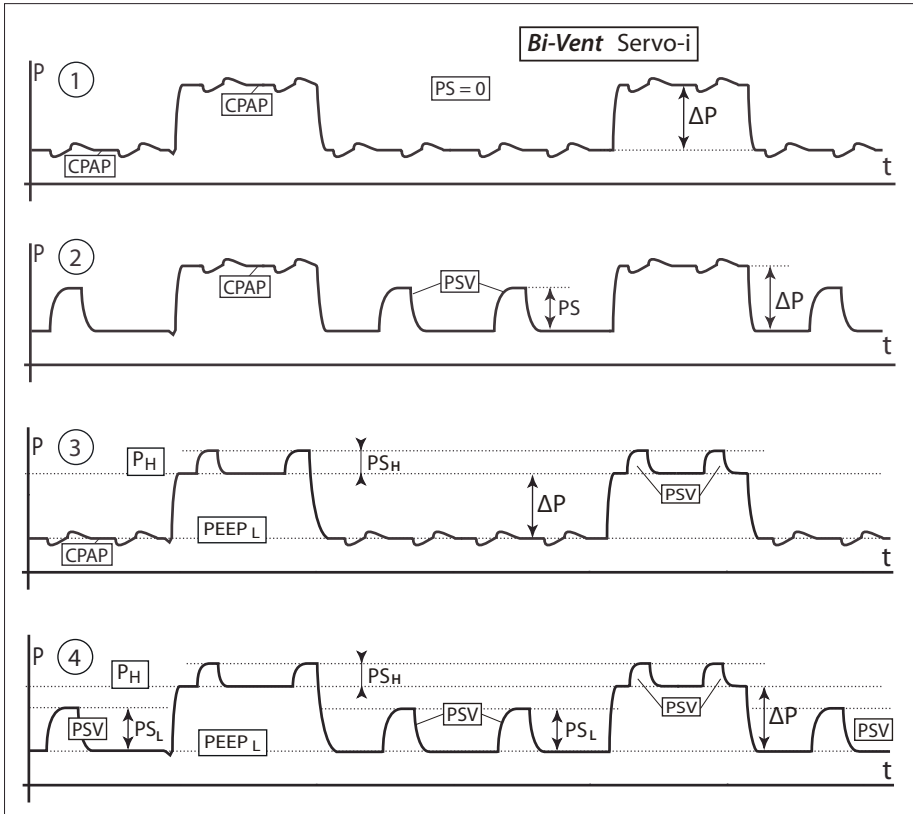
На каждом уровне давления возможна поддержка дыхательной активности пациента в PSV. Величина поддержки давлением для уровней *P_{high}* и PEEP задаётся независимо.



Если поддержка вдохов в PSV активирована только с нижнего уровня давления, этот вариант Bi-Vent похож на SIMV-PC. (На схеме ниже)



Ниже приводим четыре варианта настройки режима Bi-Vent



Пример №1 PSV и на нижнем и на верхнем уровнях давления не активирован. В примере №2 спонтанные вдохи поддерживаются в PSV только на нижнем уровне. В примере №3 спонтанные вдохи поддерживаются в PSV только на верхнем уровне. В четвертом примере спонтанные вдохи поддерживаются в PSV и с верхнего и с нижнего уровней.

В режиме «SPAP» «Spontaneous Positive Airway Pressure» на аппаратах ИВЛ фирмы e-Vent и в режиме «Bi-Vent» фирмы MAQUET поддержка спонтанных вдохов в PSV для каждого уровня настраивается отдельно.

Те же яйца, только в профиль.

(Народное высказывание)

III - 35 Двухуровневые режимы и режимы с двойным управлением

• **Кратко:** Двухуровневые режимы и режимы с двойным управлением могут быть неотличимы друг от друга, как на графиках монитора, так и по-существу.

• **Подробно:** В этой главе мы сравниваем режимы принудительной вентиляции с двойным управлением (PRVC, VC+, APV, PC-VolumeGuarantee, VC-AutoFlow) с режимами типа BiPAP без активации PSV.

– Что у этих режимов одинаково?

1. Работает активный клапан выдоха – это значит, что в любой момент дыхательного цикла, на любом уровне давления пациент может совершать спонтанные дыхательные движения.
2. Все эти режимы по-существу, являются режимами управляемыми по-давлению.
3. Частота дыхательных циклов (в режимах с двойным управлением) и частота переходов с одного уровня давления на другой (в двухуровневых режимах) задаются врачом при настройке режима.
4. Длительность вдоха (в режимах с двойным управлением) и время на верхнем уровне давления (в двухуровневых режимах) задаются врачом при настройке режима.

То есть вся временная разбивка задается одинаково, у всех этих режимов работает активный клапан выдоха и все эти режимы работают по-давлению.

– В чём различие?

1. При настройке двухуровневых режимов врач задаёт давление вдоха, или верхний уровень давления.
2. При настройке режимов с двойным управлением врач задаёт целевой дыхательный объём, а давление вдоха аппарат подбирает сам.

На графиках режимы выглядят совершенно одинаково. Если состояние пациента стабильно и свойства респираторной системы не меняются, то между всеми этими режимами вообще нет никакой разницы.

Когда свойства респираторной системы меняются:

1. У двухуровневых режимов меняется дыхательный объём.
2. У режимов с двойным управлением меняется давление вдоха.

Объединение концепций

На аппаратах «Chirolog» выпускаемых для интенсивной терапии фирмой Chirana есть двухуровневый режим с целевым дыхательным объёмом VIPAP (2LV)-VG. Мы рассмотрим этот режим в следующей главе.

P.S.: То, что режим VIPAP управляем по-давлению с переключением на выдох по времени нашло отражение в изменении номенклатуры режимов ИВЛ на аппаратах фирмы Dräger: тот режим, который раньше назывался «VIPAP-Assist» на новых аппаратах называется «PC-AC».

II - 36 Многоуровневые режимы на аппаратах Chirana (ХИРАНА)

Аппараты словацкой фирмы Chirana используются в российских клиниках с середины прошлого века. Сегодня в отделениях реанимации и интенсивной терапии широко используются аппараты Chirolog. Эти аппараты имеют более 20 режимов вентиляции. Приведем весь список:

I. Режимы принудительной вентиляции (группа CMV)

1. CMV – принудительная вентиляция по-объему (VC-CMV)
2. SCMV – синхронизированная принудительная вентиляция по-объему (AC-VCV)
3. PCV – принудительная вентиляция по-давлению (PC-CMV)
4. SPCV – синхронизированная принудительная вентиляция по-давлению (AC-PCV)

II. Режимы чередующие спонтанные вдохи PSV и принудительные (группа IMV)

5. SIMV(V)+PS – синхронизированные принудительные вдохи по-объему
6. SIMV(P)+PS – синхронизированные принудительные вдохи по-давлению

III. Режимы спонтанной вентиляции

7. PS – поддержка давлением (PSV)
8. CPAP – постоянное положительное давление в дыхательных путях
9. nCPAP – назальный CPAP
10. *CFvS® - continuous flow support – вентиляционная поддержка непрерывным потоком
11. **HFM CPAP – это вариант CPAP + HFV для детей весом менее 5 kg

IV. Двухуровневые режимы (неотличимы от режимов ВІРАР на аппаратах Dräger)

- 12. APRV (ВІРАР)
- 13. 2-Level – вентиляция на двух уровнях давления
- 14. 2-Level+PS – вентиляция на двух уровнях давления + PSV с нижнего уровня

V. Опция применимая в большинстве режимов

- 15. SIGH – вздох (углубленный вдох)

VI. Режимы с двойным управлением – ИВЛ по-давлению с целевым дыхательным объёмом.

- 16. PS-VG – PSV с целевым дыхательным объёмом аналог VS
- 17. PC-VG – вентиляция по-давлению, с целевым дыхательным объёмом аналог PRVC
- 18. SIMV-VG – синхронизированная IMV с целевым дыхательным объёмом

VI. Режимы и опции фирмы Chirana – мы разберём в этой главе

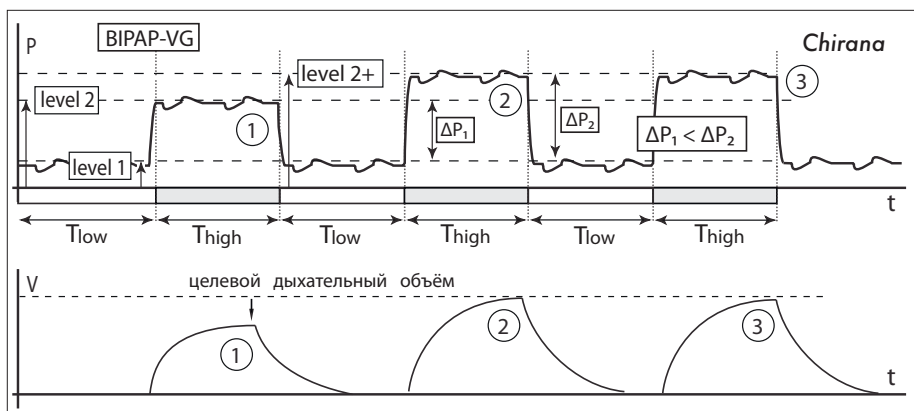
- 19. ВІРАР (2LV)-VG – вентиляция на двух уровнях СРАР с целевым дыхательным объёмом
- 20. MLV (multi level ventilation) – многоуровневая вентиляция легких
- 21. MLV-VG – многоуровневая вентиляция легких с целевым дыхательным объёмом
- 22. PMLV® - programmed multi level ventilation – программированная многоуровневая вентиляция
- 23. APMV® (MV_s) - automatic proportional minute volume – автоадаптивная система ИВЛ с целевой минутной вентиляцией.

*CFvS® - continuous flow support – разработка профессора Павола Торока (Pavol Török) в трахею пациента вводится тонкий катетер, не препятствующий выдоху. Через этот катетер в трахею подается постоянный поток дыхательной смеси.

**HFM СРАР – это вариант СРАР для детей весом менее 5 kg. Подается поток модулированный по высокой частоте, но средний уровень давления задается как в СРАР.

В VI разделе списка мы назвали оригинальные **режимы и опции фирмы Chirana**, обсуждение которых – цель данной главы. Это: «BIPAP (2LV)-VG», «MLV», «MLV-VG», «PMLV®», «APMV®»

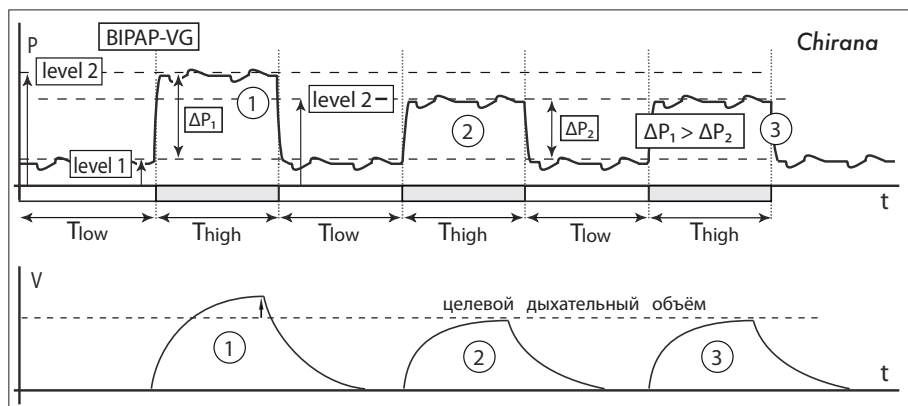
1. BIPAP (2LV)-VG – вентиляция на двух уровнях CPAP с целевым дыхательным объемом. Принцип работы тот же что и в режимах PRVC, APV, VG, AF. Эти режимы описаны в главах «III - 6» и «III - 8». В данном режиме компьютер аппарата ИВЛ оценивает дыхательный объем доставленный пациенту при переходе с нижнего уровня CPAP (level 1) на верхний уровень CPAP (level 2).



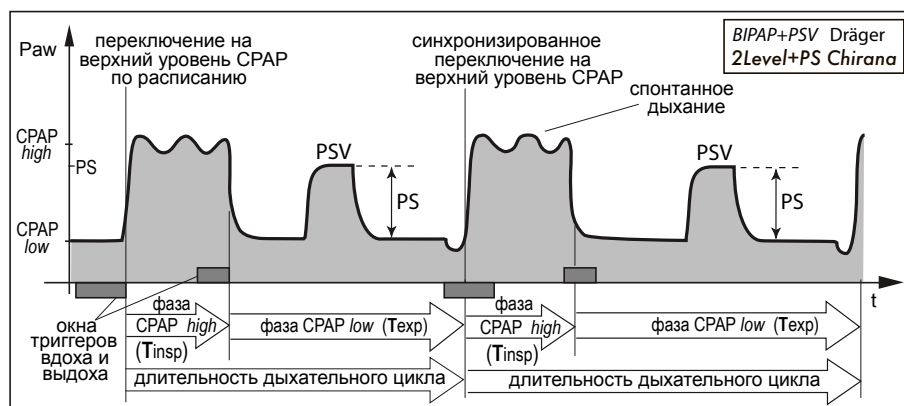
В том случае, если доставленный дыхательный объем меньше целевого (вдох №1), аппарат повышает уровень верхнего CPAP так, чтобы доставлять пациенту целевой дыхательный объем (вдохи №2 и №3).

На схеме ниже показано как аппарат изменит параметры вентиляции если при переходе с нижнего уровня CPAP (level 1) на верхний уровень CPAP (level 2) пациент получает дыхательный объем больше целевого (вдох №1).

Аппарат снижает уровень верхнего CPAP так, чтобы доставлять пациенту целевой дыхательный объем (вдохи №2 и №3).

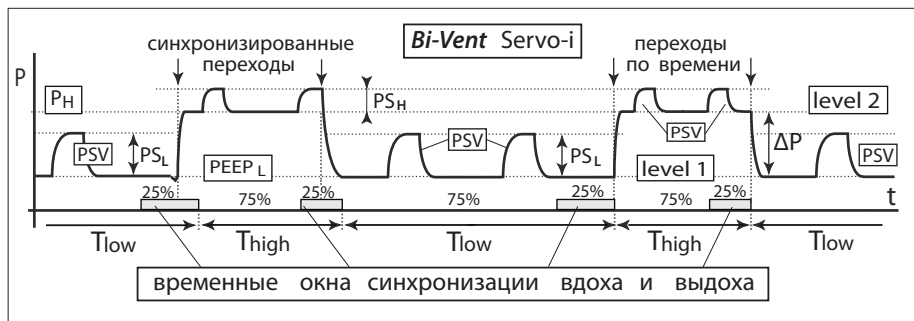


2. MLV (multi level ventilation) – многоуровневая вентиляция легких может иметь три, четыре и более уровней в одном режиме. Наша задача понять, в чем особенность этого режима и отличие от двухуровневых режимов, которые мы разбирали в главах «(BiLevel)III-28» – «(BiLevel)III - 34». В этих главах говорится о том, что когда в двухуровневых режимах активируется поддержка спонтанных вдохов в PSV возникает дополнительные уровни давления. Более того, на предыдущей странице мы сообщили, что и на аппаратах *Chirolog* есть режим «2-Level+PS», который неотличим от BIPAP+PSV на аппаратах Dräger. Ниже мы приводим рисунок из главы «III - 31 BIPAP + PSV». Так выглядят режимы «2-Level+PS» и «BIPAP+PSV».

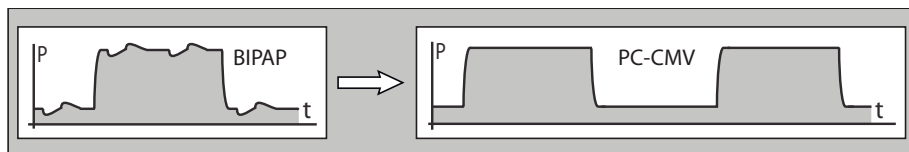


Рассматривая этот режим мы могли бы сказать о трех уровнях дыхания: CPAPlow, CPAPhigh, PSV. Но с этим можно и поспорить. В этом режиме только два уровня вдоха! Как только мы активировали PSV с уровня CPAPlow для пациента закрыта возможность дышать спонтанно на уровне CPAPlow. Уровень CPAPlow теперь становится baseline pressure, то есть, уровнем давления с которого начинается вдох и заканчивается выдох. Любой спонтанный вдох на уровне CPAPlow немедленно приведёт или к переходу на уровень CPAPhigh, или триггирует вдох в PSV с уровня CPAPlow. Третьего не дано!

Теперь рассмотрим режим Bi-Vent на аппаратах Servo-i фирмы MAQUET. Мы подробно описали этот режим в главе «III - 34 Bi-Vent». Ниже приводим рисунок из той главы. Особенность этого варианта двухуровневого режима в том, что вдохи в PSV возможны и с верхнего и с нижнего уровня. Более того величина поддержки (PS) для каждого уровня настраивается независимо.

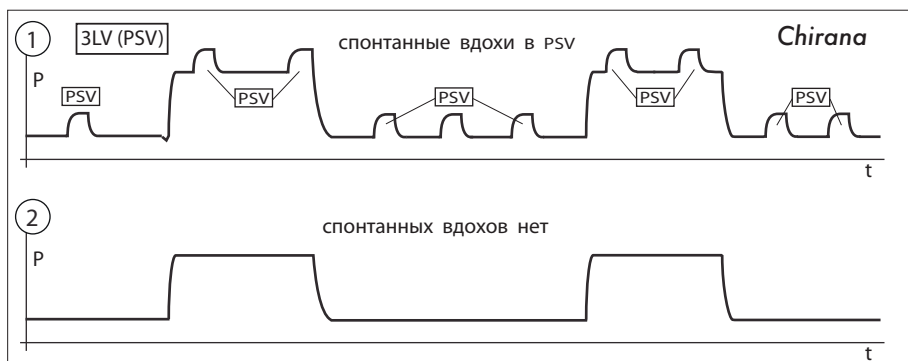


На первый взгляд кажется, что мы видим четыре уровня: PEEP_L, P_H, PS_L, PS_H. Но если подойти к анализу строго, уровней вдоха три. PEEP_L является уровнем baseline pressure и вдохи с этого уровня получают поддержку PS_L. Переход с уровня PEEP_L на уровень P_H соответствует второму уровню вдоха. Третий уровень – это вдохи в PSV с уровня P_H. Очевидно, что названия – это вопрос трактовки и консенсуса о том, что мы будем называть уровнем давления вдоха. Мы считаем, что, если пациент триггирует вдохи в PSV с уровней PEEP_L и P_H этот режим вполне правомочно назвать трехуровневым. А теперь мы предъявляем самый сильный аргумент в пользу оригинальности MLV (Chirana). Ниже приведен рисунок из главы «III - 32».

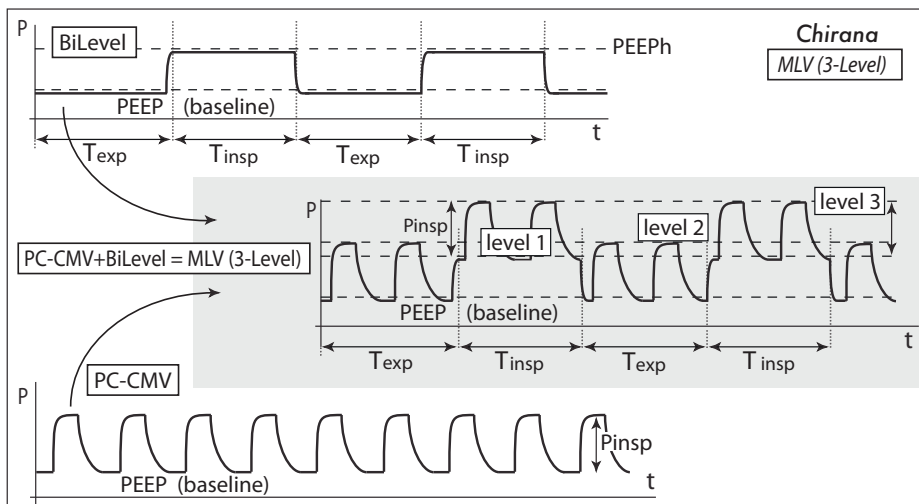


Если у пациента нет спонтанной дыхательной активности режим ВІРАР неотличим от режима РС-СМV. Когда пациент не триггирует вдох, то какой бы уровень PSV мы не установили, имеем аналог РС-СМV.

После того как мы вспомнили, как организованы двухуровневые режимы обратимся к многоуровневой вентиляции на аппаратах фирмы Chirana. Нужно отметить два существенных отличия от двухуровневых режимов. Первое отличие состоит в том, что уровней РЕЕР/СРАР может быть не два, а больше. Второе отличие состоит в том, что за основу варианта многоуровневого режима можно взять VC-CMV, РС-CMV, PSV, и даже BiLevel. Выбранный режим ИВЛ совмещается с переключениями с одного уровня РЕЕР на другой и обратно. Если мы взяли за основу PSV, мы получим режим похожий на Bi-Vent на аппаратах Servo-i фирмы MAQUET (1). Если пациент не будет триггировать вдохи режим превратится в РС-CMV (2).

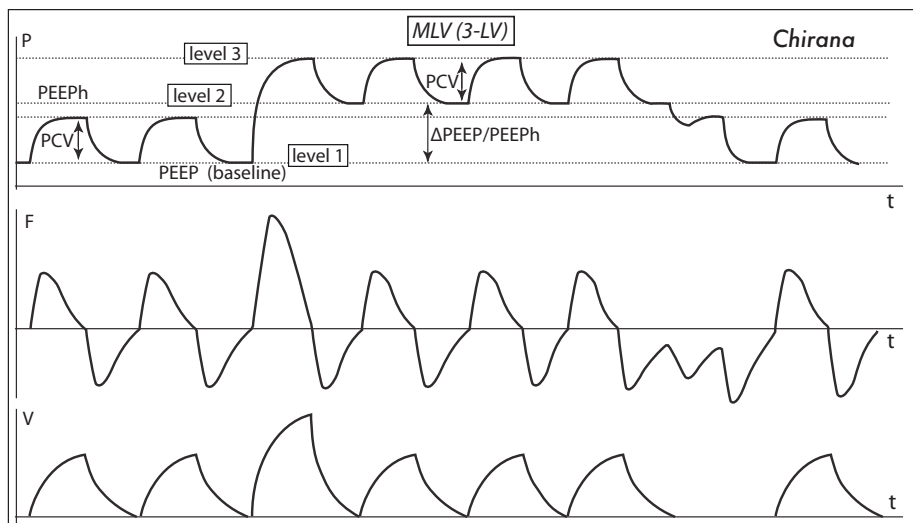


Теперь возьмем за основу режим РС-CMV и совместим его с двухуровневым режимом. Вне зависимости от дыхательной активности пациента аппарат выполняет вдохи по-давлению (PCV) с каждого уровня РЕЕР.

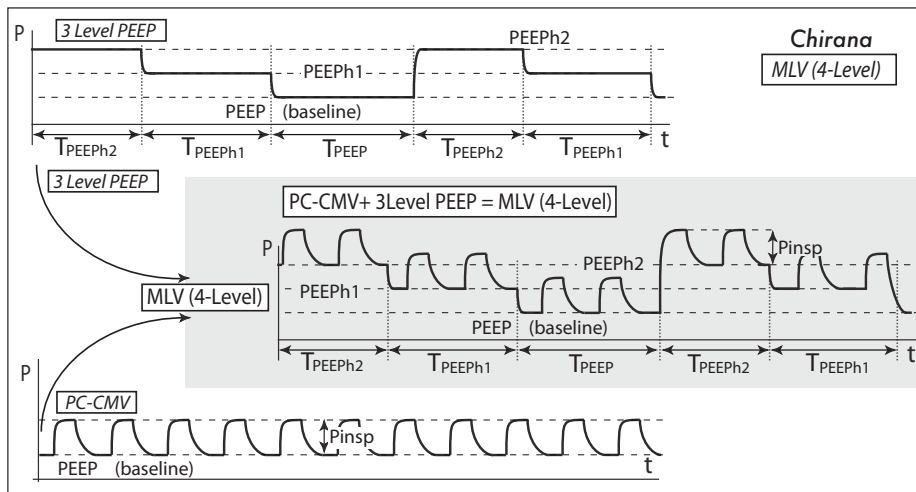


И, кроме того сам переход с уровня РЕЕР на уровень РЕЕР_h, является эквивалентом вдоха, поскольку повышение давления в дыхательных путях – это вдох.

На рисунке представленном ниже показаны кривые давления, потока и объема при ИВЛ в трехуровневом режиме построенном на основе PC-CMV.



Следующий пример: MLV 4Level. Данный вариант многоуровневого режима построен на использовании в одном режиме трёх уровней РЕЕР и вдохов PC-CMV. Особенностью этого режима, как и в варианте описанном выше является то, что все уровни вентиляции работают вне зависимости от дыхательной активности пациента.



По данным профессора Павола Торока (Pavol Török) использование многоуровневой ИВЛ улучшает результаты лечения пациентов как с обструктивными так и с рестриктивными заболеваниями легких приводящих к дыхательной недостаточности. Особое значение в публикациях Павола Торока придаётся тому, что в ряде клинических ситуаций бывает целесообразно снизить, или на время блокировать дыхательную активность пациента, и при этом проводить многоуровневую вентиляцию легких. В основе физиологического обоснования использования многоуровневой ИВЛ у пациентов с тяжелыми заболеваниями легких лежит представление о негетогенности поражения легких. Следствием негетогенности является различное сопротивление дыхательных путей и разный комплаинс легочной ткани в разных отделах легких. В результате разные отделы легких имеют разные постоянные времени (CR или τ). Использование режимов, в которых одновременно используются разные частоты переходов с одного уровня давления на другой и несколько давлений вдоха позволяют повысить эффективность ИВЛ у тяжёлых больных.

3. MLV-VG – многоуровневая вентиляция легких с целевым дыхательным объемом. По техническим принципам работы этот режим похож на другие режимы управляемые по давлению с целевым дыхательным объёмом. В начале этой главы мы описали как работает двухуровневый режим с целевым дыхательным объёмом «BIPAP (2LV)-VG». Аппарат ИВЛ оценивает дыхательный объём состоявшегося вдоха и в зависимости от результатов повышает или снижает давление следующего вдоха.

4. PMLV® - *programmed multi level ventilation* – программированная многоуровневая вентиляция. Это вариант многоуровневой ИВЛ. В этом режиме компьютер аппарата ИВЛ на основе вводных данных о пациенте и результатов мониторинга состояния респираторной системы рассчитывает и предлагает вариант MLV (уровни давлений и соотношения длительности на каждом уровне). Врач может вносить изменения в настройки режима.

5. APMV® (MVs) - *automatic proportional minute volume* – автоадаптивная система ИВЛ с целевой минутной вентиляцией. Принцип работы этой опции похож на режимы VG, однако в этом режиме целью является уже не дыхательный объём, а минутный объём вентиляции. Компьютер аппарата суммирует дыхательные объёмы каждые 20 сек и рассчитывает ожидаемый минутный объём вентиляции. По результатам расчетов повышает или снижает давление вдоха с целью достижения целевого объёма минутной вентиляции, меняя величину дыхательного объёма. Опция APMV® может быть активирована для любого режима управляемого по-давлению.

Триггеры На аппаратах Chirolog во всех режимах предполагающих поддержку дыхательной активности пациента можно активировать триггер пациента работающий по-давлению или по-потоку, в зависимости от предпочтений врача и оценки клинической ситуации.

Активный клапан выдоха и компенсация потока Во всех режимах с двойным управлением (VG), двухуровневых и многоуровневых режимах работает активный клапан выдоха.

III - 37 Двойное управление в течение вдоха – Dual Control Within a Breath

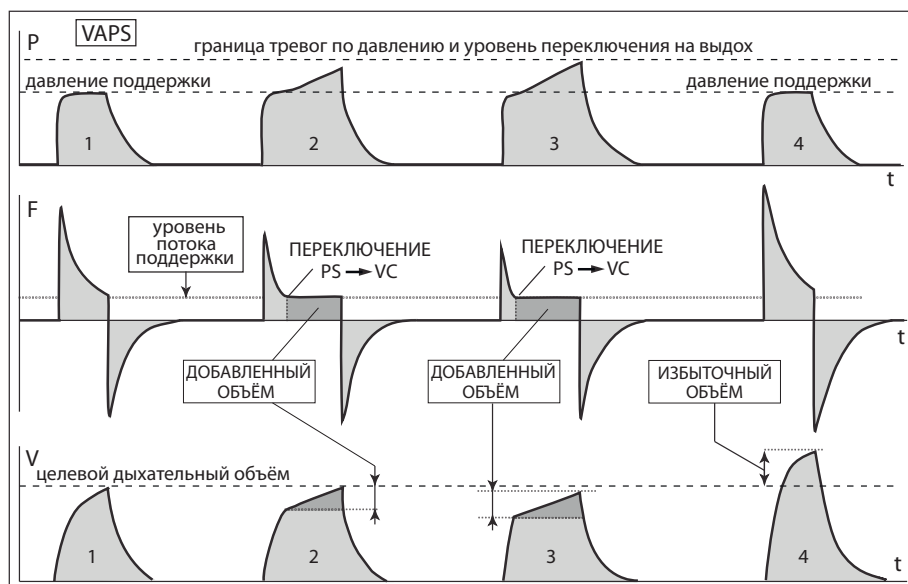
Задача в том, чтобы при изменениях комплайанса и/или резистанса в течение одного вдоха аппарат успел скорректировать настройки режима ИВЛ и все-таки доставить целевой дыхательный объем, не превышая заданный уровень давления.

Один из вариантов решения – режим VAPS. Этот режим есть на аппаратах ИВЛ **Bird 8400ST** и **Bear 1000**.

Принцип работы режима VAPS.

При настройке режима задается давление поддержки (support pressure), целевой дыхательный объем (target tidal volume) и граница тревог по давлению (она же является уровнем «аварийного» переключения на выдох). Кроме того, задается уровень потока поддержки. Это величина потока, при достижении которой, аппарат ИВЛ принимает решение переключиться на выдох или начать управление вдохом по объему.

Вдох начинается в ответ на инспираторную попытку пациента, как в режиме PSV с заданным уровнем давления поддержки. Аппарат ИВЛ измеряет доставленный пациенту дыхательный объем. Если к моменту снижения потока до уровня потока поддержки пациент не получил целевой дыхательный объем, аппарат продолжит вдох с управлением по объему постоянным потоком и доставит недостающее количество дыхательной смеси.



На данной схеме первый вдох в режиме **VAPS** неотличим от вдоха в **PSV**. Во втором вдохе пациенту не был доставлен целевой дыхательный объем до момента, когда поток снизился до уровня потока поддержки, и аппарат продолжил вдох с управлением по объёму постоянным потоком и добавил недостающий объем. Третий вдох похож на второй, но при попытке аппарата добавить недостающий объем давление достигло границы тревог, и аппарат переключился на выдох. Задача не выполнена – целевой дыхательный объем не доставлен. Четвертый вдох показывает, что если у пациента повышается комплаинс или инспираторное усилие, аппарат доставляет дыхательный объем, превышающий целевой. Задача вновь не выполнена.

Суть двойного управления в том, что задается предел давления. Вдох управляем по объёму. При снижении

комплаинс и/или повышении резистанс аппарат уменьшает поток, но увеличивает потоковое время вдоха. Таким образом, не превышая заданный уровень давления, аппарат ИВЛ доставляет целевой дыхательный объем.

Резюме: Мы показали режим, относящийся к группе **Dual Control Within a Breath**. Это значит, что аппарат стремится доставить целевой дыхательный объём во время текущего вдоха. При создании этих режимов использован принцип управления – autosetpoint. Тот же принцип управления, использован в режиме PLV. Подход к решению задачи в этих режимах различный.

В режиме VAPS сначала включается вдох с заданным уровнем давления поддержки, а потом добавляется недостающий объём. Режим «VAPS» довольно часто не справляется с задачей, если состояние пациента не стабильно: то недодаёт, то завышает объём, как показано во время вдохов 3 и 4. В результате, на новых моделях аппаратов ИВЛ режима VAPS нет.

Добавим к сказанному режим – «Pressure limited ventilation» (PLV) созданный на основе режима VCV с постоянным потоком, на аппаратах фирмы Dräger тоже относится к группе режимов двойного управления в течение вдоха – Dual Control Within a Breath. Подробно описан в главе «III - 4». По старой классификации на аппаратах фирмы Dräger, VCV назывался «IPPV» («Intermittent positive pressure ventilation»).

ЧАСТЬ ЧЕТВЕРТАЯ IV

Асинхронии

«...и думая, что дышат просто так, они невольно попадают в такт такого же неровного дыхания.»

(В. С. Высоцкий)

«Нет человека – нет проблемы»

(И. В. Сталин)

Вступление к четвертой части

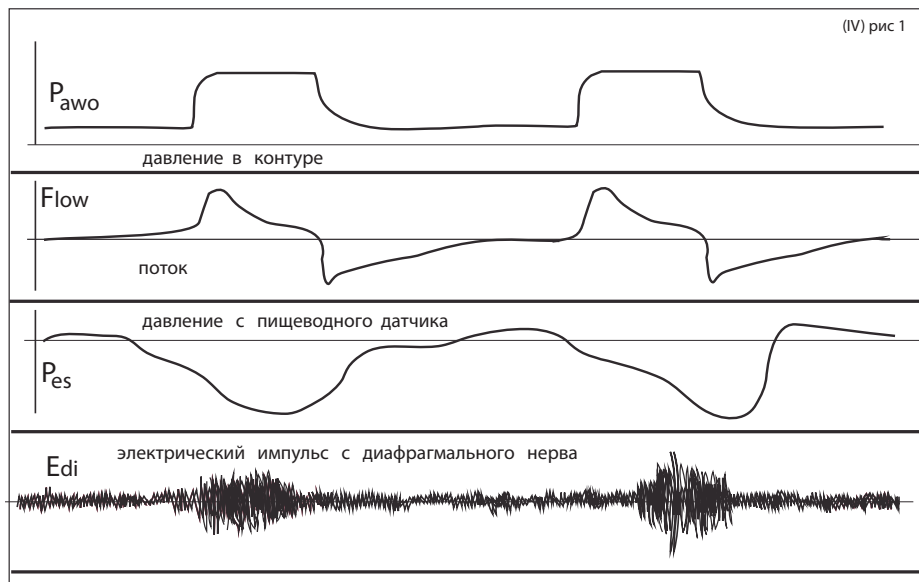
Проводя ИВЛ при острой дыхательной недостаточности – решаем две главные задачи: 1) оксигенация крови и 2) удаление углекислоты. Мы оцениваем результаты пульсоксиметрии и капнографии на прикроватном мониторе и результаты анализа газов крови. Если нам **не** удаётся улучшить показатели газообмена – ИВЛ **неэффективна**. Добиваясь нормализации газообмена при ИВЛ мы **не** должны повреждать лёгкие, и аппарат ИВЛ **не** должен «вступать в конфликт» с пациентом. Когда дыхательной активности у пациента нет, – конфликт невозможен. Так происходит ИВЛ у пациентов в крайне тяжелом состоянии, при глубоком угнетении функции дыхания или при глубоком наркозе с миорелаксацией. Как только возникает задача пробуждения после наркоза или реабилитации выздоравливающего пациента с переводом на самостоятельное дыхание, нужно поддерживать и стимулировать дыхательную активность пациента. Нужно настроить работу аппарата ИВЛ так, чтобы конфликтов не было. При оценке работы аппарата с позиций дыхательного комфорта пациента врач анализирует графики потока и давления. Дискомфорт пациента, или, «борьба пациента с аппаратом», возникает при несоответствии потока аппарата ИВЛ потоку, который создаёт пациент. Возможны различные варианты таких несоответствий. Для обозначения конфликта пациента с работой аппарата используется собирательный термин «асинхронии». Должно понимать, что несинхронен именно аппарат ИВЛ с пациентом, а не наоборот.

К сожалению, часто приходится слышать фразу: «пациент несинхронен с аппаратом». Говоря и думая таким образом, врач автоматически перекладывает всю вину на пациента. Неправильный ответ на вопрос «Кто виноват?» приводит к неправильному ответу на вопрос «Что делать?». Вместо изменения параметров вентиляции в соответствии с потребностями пациента врачи идут по пути наказания непослушного пациента, имеющего собственное представление о том, как ему лучше дышать. В роли наказания используют в лучшем случае седацию, в худшем – миорелаксацию. Большинство асинхроний можно разрешить изменением настроек вентиляции. Но для того чтобы уметь это делать нужно знать какие варианты асинхроний существуют, как их распознать, причины их возникновения, и способы их устранения.

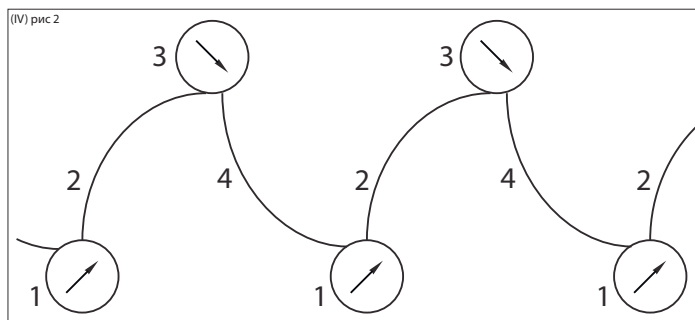
Knowledge is power! (Знание – сила.)

IV - 1 Классификация асинхроний

Для того, чтобы говорить об асинхронности работы аппарата ИВЛ со спонтанной дыхательной активностью пациента нужны критерии синхронности. На первом месте визуальный контроль. Врач должен увидеть своего пациента. Имеет значение то, как расширяется грудная клетка при дыхании, как меняет форму область живота на вдохе и на выдохе. Если телосложение пациента позволяет, нужно оценить работу всей дыхательной мускулатуры. Нас интересует работа мышц брюшного пресса, межреберных мышц, мышц области шеи. На дискомфорт пациента могут указывать мимика страдания, раскрытие рта, движение крыльев носа. Дополнительными критериями говорящими о неблагополучии могут быть побледнение или покраснение лица, пот. При оценке качества ИВЛ нужно смотреть на то, как меняются данные гемодинамического мониторинга, в первую очередь ЧСС. Возникновение дискомфорта при ИВЛ почти всегда приводит к изменению ЧСС. Большинство современных прикроватных мониторов одновременно с кривой ЭКГ выводит на экран частоту дыханий и электроимпедансную кривую дыхания. Мы настоятельно рекомендуем сопоставлять электроимпедансную кривую дыхания на прикроватном мониторе с кривыми дыхания на мониторе аппарата ИВЛ. Самыми достоверными и информативными методами выявления асинхроний является сопоставление кривых потока, давления и объёма, характеризующих работу аппарата, с кривыми давления с пищевода датчика и с электрической активностью диафрагмы.



Наиболее удобная классификация асинхроний основана на привязке к фазе дыхательного цикла, в которой работа аппарата ИВЛ не совпадает с дыханием пациента. В дыхательном цикле выделяют 4 фазы: 1) триггирование вдоха, 2) вдох, или стадия инспираторного потока, 3) переключение с вдоха на выдох (cycle), 4) выдох или стадия экспираторного потока. Фазы дыхательного цикла рассмотрены в главе «II – 9». Асинхрония, может возникнуть во время любой фазы.



Фазы дыхательного цикла: 1) триггер, 2) вдох, 3) переключение на выдох (cycle), 4) выдох.

Соответственно можно выделить 4 группы асинхроний:

1. Асинхронии триггера

- Неэффективное триггирование
- Двойное триггирование
- Автотриггирование

2. Асинхронии потока (на вдохе)

- В начале вдоха
- В конце вдоха

3. Асинхронии переключения с вдоха на выдох

- Раннее переключение с вдоха на выдох
- Позднее переключение с вдоха на выдох

4. Асинхронии выдоха

Возможно сочетание нескольких типов асинхроний у одного пациента.

IV - 2 Асинхронии триггирования

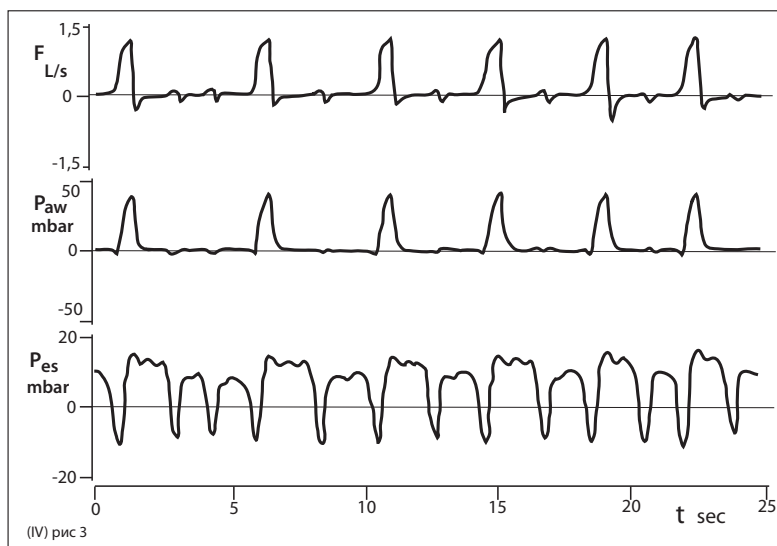
Выделяют следующие виды асинхроний триггирования: 1) неэффективное триггирование, 2) двойное триггирование, 3) автотриггирование

IV - 2.1 Неэффективное триггирование

Про неэффективное триггирование говорят в тех случаях, когда дыхательная попытка пациента не приводит к включению аппаратного вдоха или приводит, но с задержкой. Основными причинами неэффективного триггирования являются:

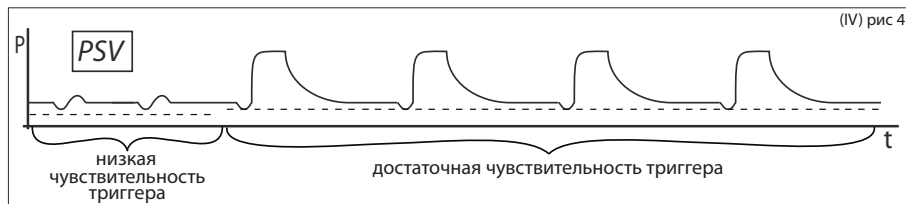
- 1) недостаточная чувствительность триггера
- 2) наличие autoPEEP
- 3) избыточный уровень поддержки.

Неэффективное триггирование очень плохо переносится пациентами, возникает чувство удушья, нарастает беспокойство. Возникает тахипноэ, еще больше усугубляющее гиперинфляцию легких. При отсутствии своевременной коррекции данного вида асинхронии, проявления «борьбы пациента с аппаратом» прогрессивно нарастают и пациент истощается. В большинстве случаев неэффективные дыхательные попытки видны на кривых потока, давления в дыхательных путях и на кривой, снятой с пищевого датчика давления. (Рисунок 3)



1) недостаточная чувствительность триггера

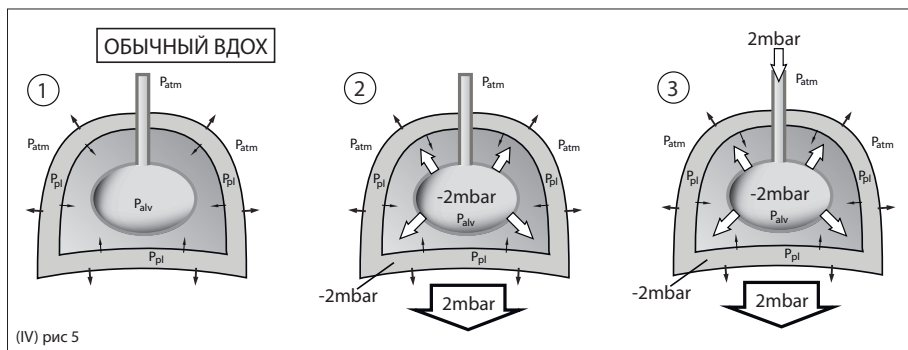
является наиболее легко устранимой причиной неэффективного триггирования. Данный вид асинхронии возникает в тех случаях, когда пациент не может осуществить дыхательную попытку достаточной силы для снижения давления в дыхательных путях или для создания потока, достаточного для триггирования аппаратного вдоха. Причина – либо низкая чувствительность триггера, либо слабость пациента. Наиболее часто это наблюдается у пациентов с нейромышечными заболеваниями любого генеза. У пациентов раннего детского возраста необходимо устанавливать более высокую чувствительность триггера, чем у взрослых. Если мы предполагаем, что асинхрония обусловлена недостаточной чувствительностью триггера, нужно отрегулировать чувствительность триггера, чтобы все дыхательные попытки пациента поддерживались аппаратом. При настройке чувствительности триггера необходимо соблюдать определенный баланс, чтобы избежать как неэффективного триггирования, так и автотриггирования.



2) наличие autoPEEP (автоПДКВ) является одной из наиболее частых причин неэффективного триггирования у пациентов с ХОБЛ.

Давайте рассмотрим каким именно образом autoPEEP приводит к неэффективному триггированию. Для того, чтобы аппарат ИВЛ распознал дыхательную попытку пациента и поддержал её, необходимо, чтобы датчик давления распознал снижение давления в дыхательном контуре или датчик потока зафиксировал начало инспираторного потока. По законам физики, для создания потока необходим градиент давлений, то есть давление в дыхательных путях пациента должно стать ниже внешнего давления. Если пациент дышит сам через естественные дыхательные пути, внешнее давление – это атмосферное давление. Если пациент находится на ИВЛ, внешнее давление – это давление в контуре аппарата и оно равно установленному значению РЕЕР.

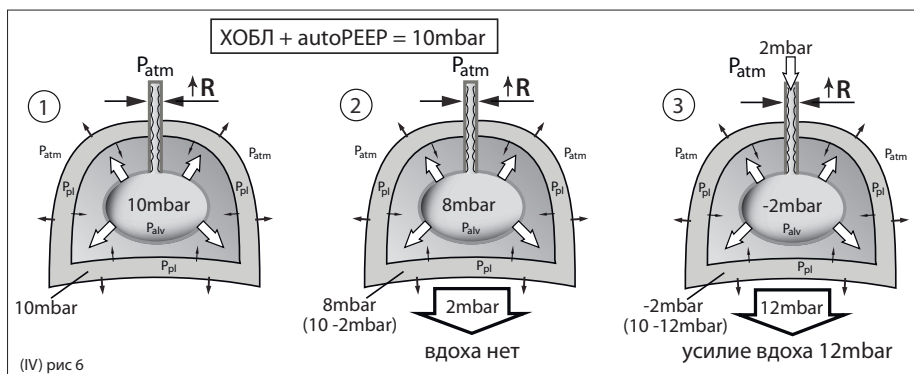
Давайте рассмотрим плевральное давление и давление в дыхательных путях у пациента со здоровыми легкими.



Предположим, что пациент находится на ИВЛ с уровнем РЕЕР = 0 мбар (Рисунок 5). В конце выдоха плевральное давление, альвеолярное давление и внешнее давление равны 0 мбар (1). Во время спонтанной дыхательной попытки за счет сокращения дыхательной мускулатуры происходит снижение плеврального давления, которое приводит к пропорциональному снижению альвеолярного давления (2). Таким образом, давление в дыхательных путях стало ниже внешнего давления (давления в контуре аппарата ИВЛ). Возникший градиент давления в 2 мбар неизбежно приведет к двум последствиям:

во-первых, возникнет инспираторный поток, во-вторых, давление в контуре аппарата тоже снизится (3). Таким образом, какой бы не был установлен триггер, по-потoku или по-давлению, дыхательная попытка пациента будет распознана и поддержана аппаратом ИВЛ.

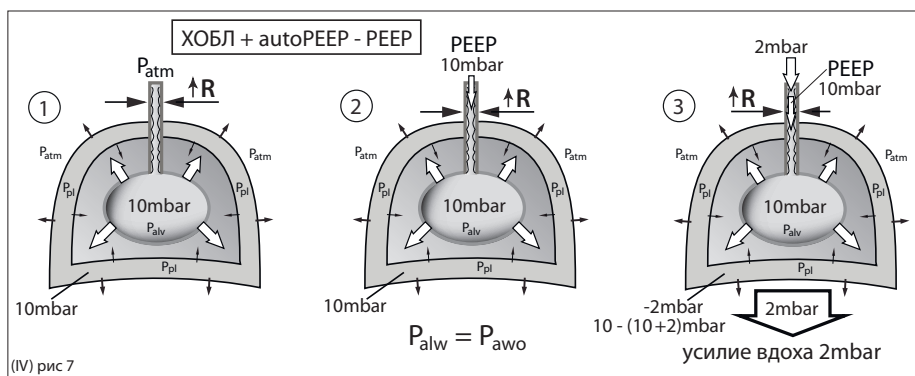
Наличие autoPEEP является одной из наиболее частых причин неэффективного триггирования у пациентов с ХОБЛ. Для того, чтобы аппарат ИВЛ распознал дыхательную попытку пациента и поддержал её, необходимо, чтобы датчик давления распознал снижение давления в дыхательном контуре или, чтобы датчик потока зафиксировал начало инспираторного потока. Для создания потока необходим градиент давлений, то есть давление в дыхательных путях пациента должно стать ниже внешнего давления. Если пациент дышит сам через естественные дыхательные пути, внешнее давление – это атмосферное давление. Если пациент находится на искусственной вентиляции легких, внешнее давление – это давление в контуре аппарата и оно равно установленному значению PEEP.



Теперь рассмотрим пациента с ХОБЛ и autoPEEP (рисунок 6). Уровень PEEP также как и в предыдущем случае установлен 0 мбар (1). Допустим уровень autoPEEP равен 10 мбар. Таким образом, альвеолярное давление и плевральное давление в конце выдоха равны +10 мбар, а внешнее давление равно 0 мбар. Предположим, что пациент осуществил дыхательную попытку той же силы, что и в предыдущем случае, которая привела к снижению плеврального давления на 2 мбар. К чему это приведет? К тому, что давление в дыхательных путях снизится с +10 до +8 мбар, что по-прежнему существенно выше

внешнего давления (2) (рисунок 6). Инспираторный поток не возникнет, давление в контуре аппарата ИВЛ не снизится и дыхательная попытка пациента окажется не распознанной. Для того, чтобы создать инспираторный поток и триггировать аппаратный вдох пациенту придется проделать существенную работу, направленную на преодоление autoPEEP. Так, для создания того же самого градиента давления в 2 мбар, плевральное давление необходимо снизить с +10 мбар до -2 мбар, то есть на 12 мбар! (3) Очевидно, что для инициации вдоха в условиях столь высокого уровня autoPEEP пациенту придется проделать существенно большую работу.

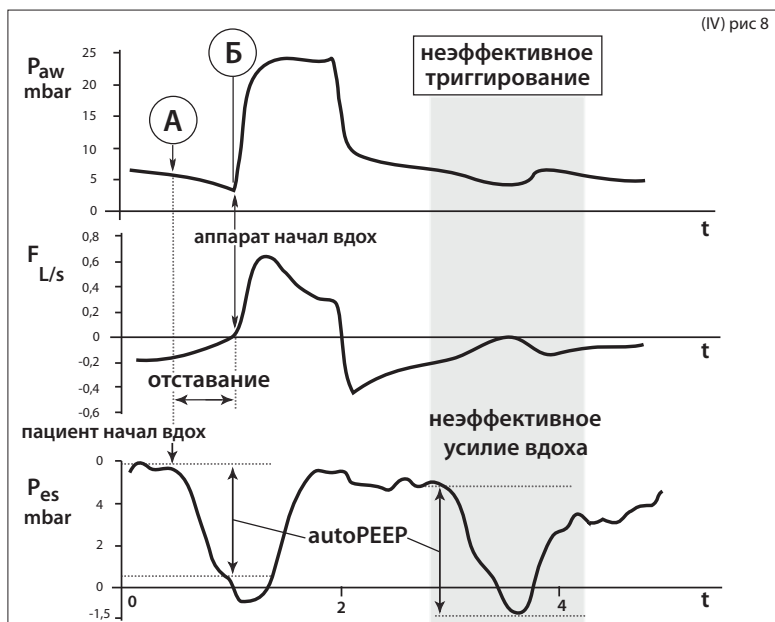
В этих случаях для борьбы с неэффективным триггированием приходится использовать подбор уровня РЕЕР. Как внешний РЕЕР влияет на эффективность триггирования у пациентов с autoPEEP? Обратимся к нашему пациенту с ХОБЛ (рисунок 7).



Для того, чтобы создать градиент давления 2 мбар и иницировать инспираторный поток, степень снижения плеврального давления должна составить 12 мбар, 10 из которых потрачено на преодоление autoPEEP (1). Что будет, если установить внешний уровень РЕЕР 10 мбар? Давление в дыхательных путях будет равно давлению в альвеолах: $P_{alw} = P_{awo}$. Теперь для создания градиента давления в 2 мбар не требуется преодолевать autoPEEP, достаточно приложить внешнее усилие в 2 мбар. Очевидно, что требуется совершить существенно меньшую работу. Иными словами: чтобы снизить альвеолярное давление до -2 мбар при autoPEEP 10 мбар необходимо приложить усилие в -12 мбар. От этой задачи никуда не деться. Но, когда мы при-

кладываем внешний РЕЕР 10 мбар, то пациенту остается добавить к «аппаратным» 10 мбар только 2 мбар своего мышечного усилия. Таким образом, адекватный подбор уровня внешнего РЕЕР позволяет снизить работу дыхания, предотвратить неэффективное триггирование у пациентов с autoPEEP и улучшить синхронизацию пациента с аппаратом ИВЛ. Оптимально, если удастся подобрать внешний уровень РЕЕР, равный уровню autoPEEP.

Давайте посмотрим как это происходит на практике.



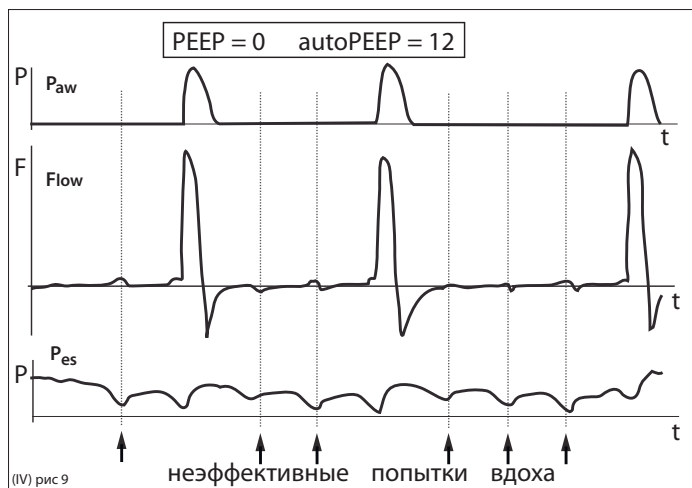
На рисунке 8 представлены графики давления в дыхательных путях, потока и пищевода. Мы видим, что пищеводное давление начинает снижаться в точке А. При этом значимого изменения кривой давления в дыхательных путях мы не наблюдаем, равно как и не наблюдаем возникновения инспираторного потока. Это связано с тем, что на участке А-Б снижение плеврального давления затрачено на преодоление autoPEEP. И только в точке Б, после преодоления autoPEEP отмечается снижение давления в дыхательных путях, которое может быть распознано датчиком давления аппарата ИВЛ и послужить триггером для аппаратного вдоха. В результате аппаратный вдох будет запущен только в точке Б, а весь временной промежуток

А-Б силы пациента расходятся на преодоление autoPEEP. Во время следующей дыхательной попытки ситуация еще хуже. По кривой пищевода давления мы можем видеть спонтанную дыхательную попытку пациента. Однако в связи с наличием autoPEEP, столь значимое снижение пищевода давления не привело к снижению давления в дыхательных путях. Не возникло инспираторного потока и дыхательная попытка пациента была не распознана аппаратом ИВЛ.

Каковы возможные действия врача реаниматолога при выявлении неэффективного триггирования на фоне autoPEEP? Очевидно, что в первую очередь необходимо попытаться минимизировать autoPEEP и гиперинфляцию легких. Как мы знаем, основная причина autoPEEP заключается в том, что пациент не успевает полностью выдохнуть доставленный дыхательный объем. Более подробно об этом будет в главе «IV - 5». Соответственно, первое, что мы можем сделать в попытке минимизировать autoPEEP – это продлить время выдоха. Конкретные настройки параметров вентиляции будут зависеть от используемого режима ИВЛ. Это может быть уменьшение соотношения I:E для принудительных вдохов, повышение порога переключения с вдоха на выдох для вспомогательных вдохов и т.д. Однако в ряде случаев, особенно у пациентов с тяжелым ХОБЛ, избавиться от autoPEEP за счет оптимизации времени выдоха не удастся.

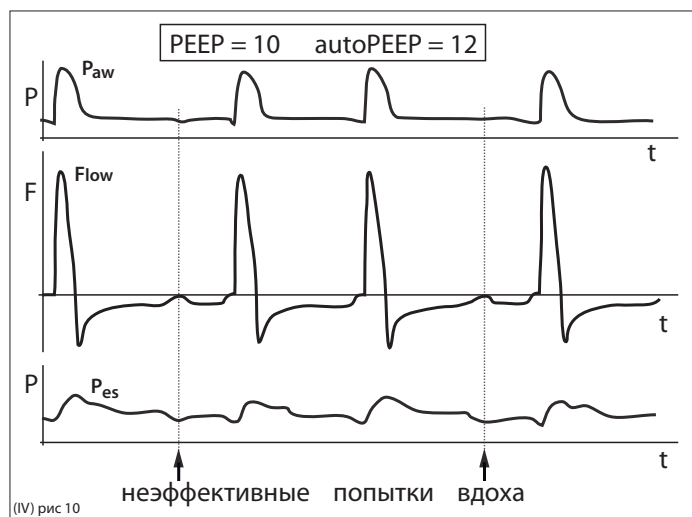
Изменение уровня внешнего РЕЕР позволяет улучшить синхронизацию с аппаратом ИВЛ и уменьшить частоту неэффективных дыхательных попыток у пациента с тяжелым ХОБЛ.

На приводимом ниже примере представлены кривая давления в дыхательных путях, кривая потока и кривая давления снятая с пищевода датчика. Высокое давление с пищевода датчика отражает высокое внутригрудное и внутриплевральное давление. Это высокое давление связано с формированием autoPEEP на фоне высокого сопротивления в дыхательных путях и затруднения выдоха.

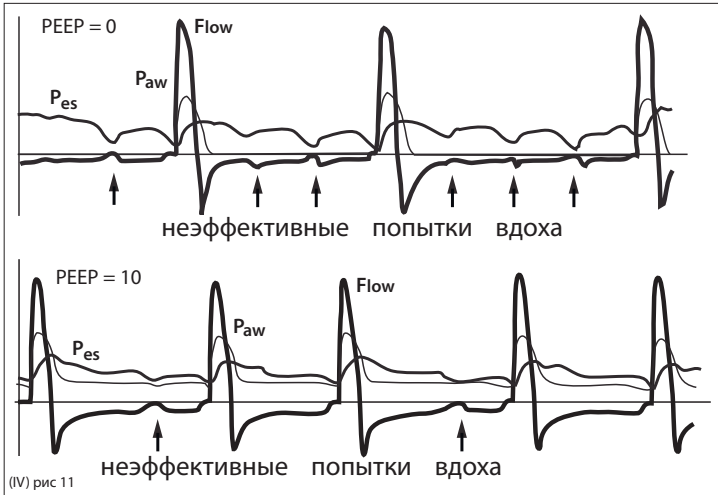


На графике видно, что при ИВЛ на фоне $PEEP = 0$ пациенту трудно активировать триггер и включить аппаратный вдох. Видна грубая асинхрония.

После того как внешний $PEEP$ увеличили до 10 мбар, пациенту стало легче инициировать аппаратные вдохи и выраженность асинхронии уменьшилась.

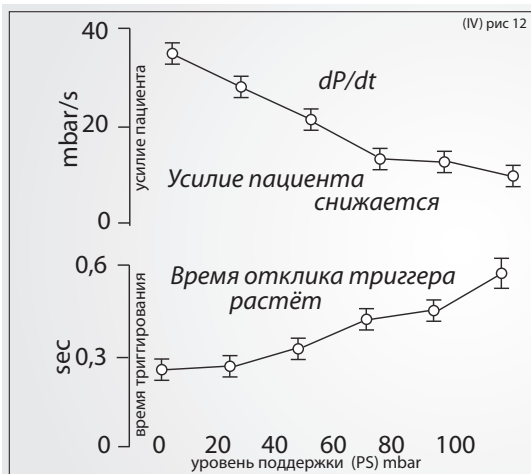


Ниже мы представили на одном рисунке как меняется графическая картина у пациента с ХОБЛ после того как РЕЕР с нуля увеличили до 10 мбар. (Кривые те же, что и на двух предыдущих схемах.)



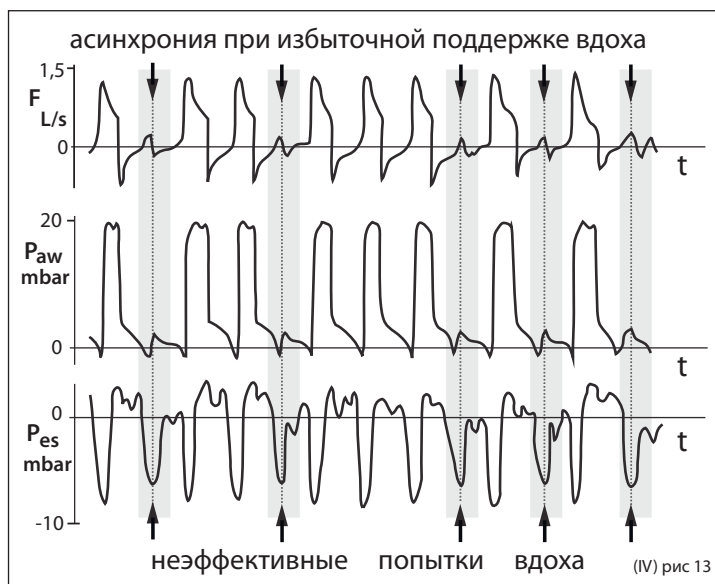
Улучшения синхронизации у пациентов с ХОБЛ и autoPEEP можно добиться и за счет использования альтернативных способов триггирования (пищеводное давление, NAVA).

3) избыточный уровень поддержки может приводить к возникновению неэффективного триггирования. Физиологический механизм заключается в том, что при повышении уровня поддержки снижается сила собственных дыхательных попыток. В экспериментах на животных показано, что повышение уровня Pressure support приводит к снижению респираторного драйва.



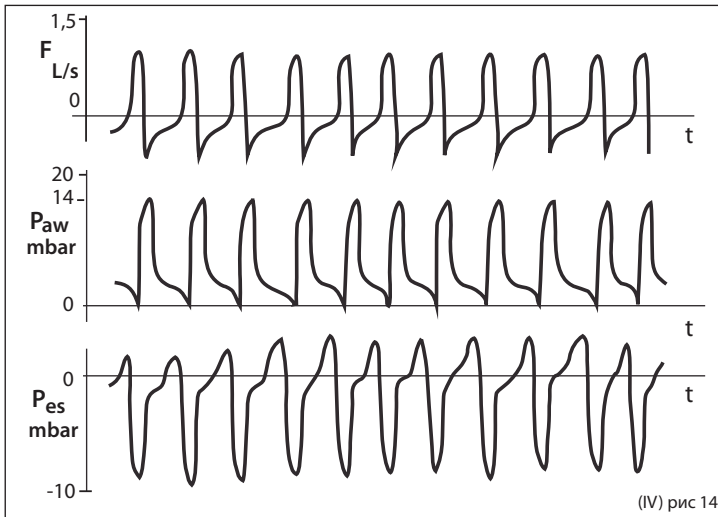
На рисунке 12 показано, как уменьшается респираторный драйв, выраженный как $\Delta P/\Delta T$ при увеличении уровня PS. Параллельно отмечается увеличение времени отклика триггера.

На рисунке 13 (ниже) показана избыточная поддержка приводящая к асинхронии.



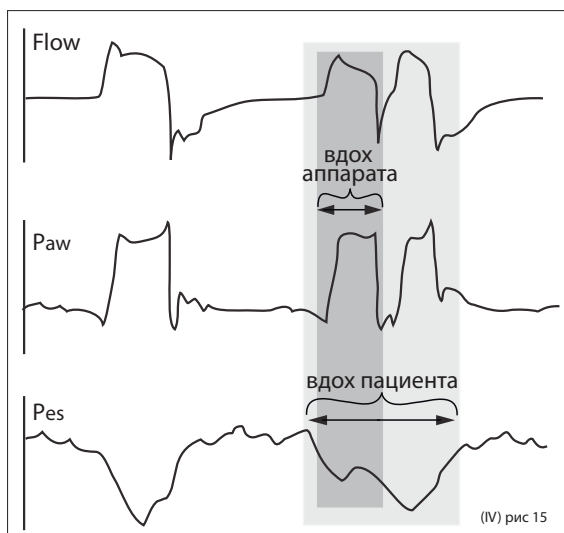
В случаях неэффективного триггирования на фоне избыточного уровня поддержки, необходимо просто снизить уровень PS для улучшения синхронизации.

На рисунке 14 показано, как снижение уровня Pressure support позволило добиться полной синхронизации и прекращения неэффективного триггирования.

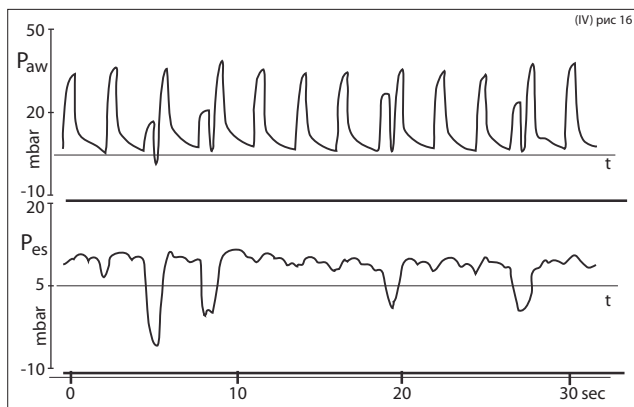


IV - 2.2 Двойное триггирование

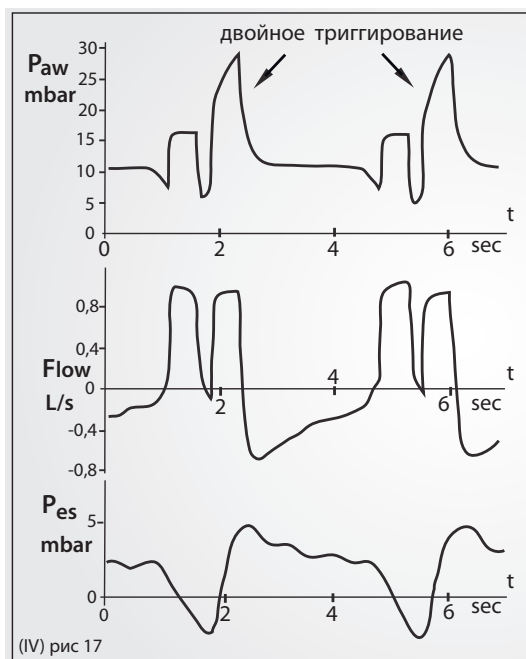
Двойное триггирование – это триггирование двух аппаратных вдохов в течение одной инспираторной попытки пациента. Причиной двойного триггирования всегда служит недостаточная степень респираторной поддержки. В классическом варианте двойное триггирование возникает в том случае, когда нейрональное время вдоха превышает аппаратное время вдоха.



Надо помнить, что после того как спонтанная дыхательная попытка привела к триггированию аппаратного вдоха, дыхательная мускулатура продолжает сокращаться. Если аппаратный вдох короче нейронального времени вдоха пациента, то продолжающееся сокращение дыхательной мускулатуры приведет к повторному триггированию аппаратного вдоха. Наиболее частой причиной двойного триггирования является ранее переключение с вдоха на выдох, более подробно описанное в главе «IV - 4». Однако причиной двойного триггирования может служить любой вариант недостаточной респираторной поддержки (низкий дыхательный объем, низкий инспираторный поток, недостаточный уровень поддержки давлением.) На рисунке 16 продемонстрирован классический вариант двойного триггирования.



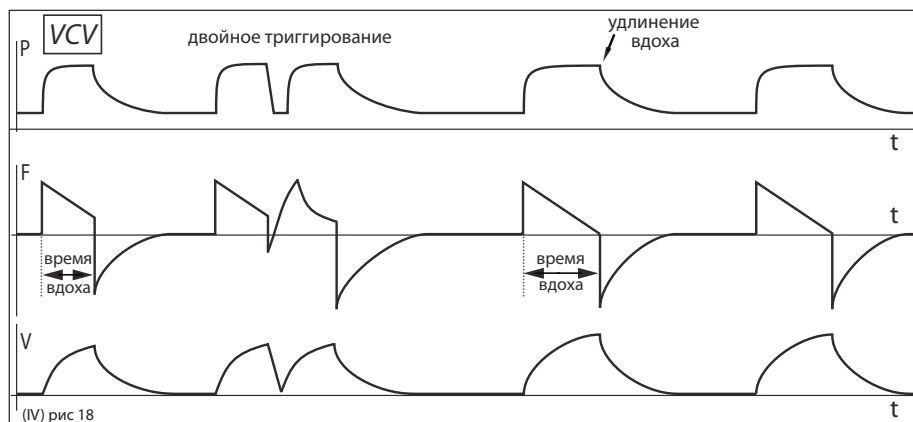
По кривой пищевогода давления можно увидеть значимое удлинение нейронального времени вдоха тех дыхательных циклов, во время которых развивалось двойное триггирование.



На графиках рисунка №17 показано, как на фоне малого дыхательного объема и недостаточного потока возникает асинхрония. На данном примере видно, как всё непросто. Пациент триггирует вдох, но настройка режима такова, что аппарат «недодает» тот дыхательный объем, который нужен пациенту. Происходит повторное триггирование вдоха. Поскольку объем и поток взаимосвязаны (объем — это площадь под кривой потока), часто дефицит объема сочетается с дефицитом потока.

Поэтому данный вариант асинхронии может рассматриваться и как следствие дефицита объема, и как следствие дефицита потока. Но поскольку в данный момент работает триггер пациента мы можем вполне обоснованно говорить о двойном триггировании.

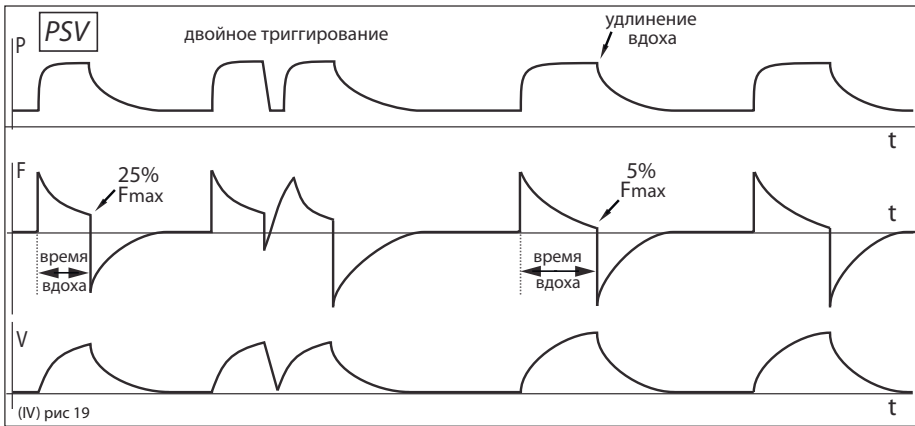
На рисунке 18 представлено влияние удлинения времени вдоха на синхронизацию пациента с аппаратом ИВЛ в режиме VCV.



При времени вдоха 0.6сек многие дыхательные циклы сопровождались двойным триггированием. При удлинении времени вдоха до 1сек данный вид асинхронии был полностью устранен. Обратите внимание на то, что когда мы увеличили время вдоха, изменилась форма кривой потока. Была трапеция, стал треугольник. Площадь под кривой потока увеличилась – увеличился дыхательный объем.

Объем – это площадь под кривой потока.

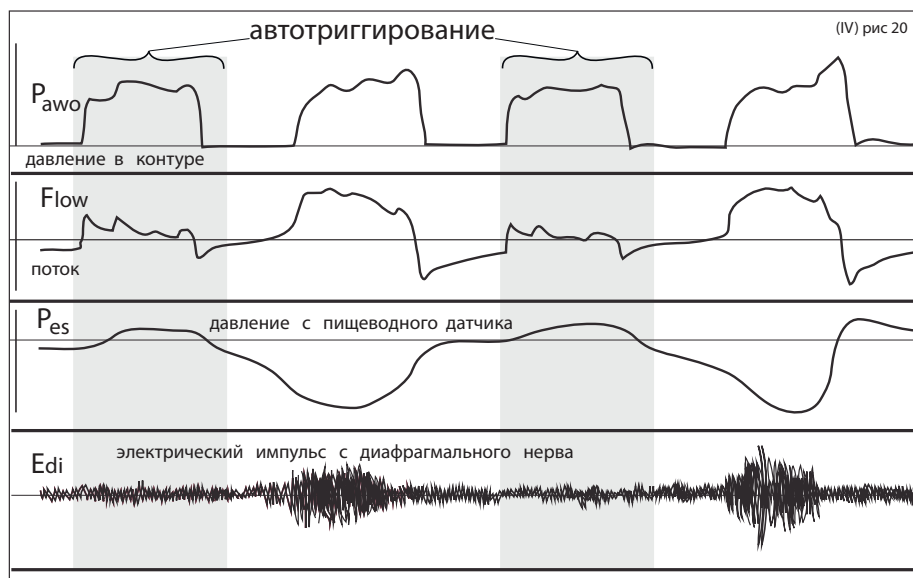
При проведении ИВЛ в режиме Pressure Support наиболее часто двойное триггирование развивается у пациентов с низким комплайансом и длительным нейрональным временем вдоха. В этих случаях инспираторный поток снижается до порогового значения переключения с вдоха на выдох быстрее, чем заканчивается инспираторная попытка пациента. В таких случаях целесообразно снижение порога переключения с вдоха на выдох (рисунок 19).



Исходно порог переключения на выдох по-потоку был установлен 25% от максимального потока. После того как порог переключения изменили (снизив до 5% от максимального), время вдоха увеличилось и двойное триггирование прекратилось. Обратите внимание на то, что когда мы увеличили время вдоха изменилась форма кривой потока. Кривая потока на вдохе не доходила до изолинии, после изменения настройки переключения доходит до изолинии. Была похожа на трапецию, стала — на треугольник. Площадь под кривой потока увеличилась — увеличился дыхательный объем. Объем — это площадь под кривой потока. Если вместо оптимизации длительности вдоха снизить чувствительность триггера можно получить «утешительную» картинку на мониторе при сохраняющейся (скрытой) асинхронии.

IV - 2.3 Автотриггирование

Автотриггирование – это вариант асинхронии, когда аппаратный вдох триггируется при отсутствии дыхательной попытки пациента. Причинами автотриггирования могут быть *избыточная чувствительность триггера, наличие утечек, конденсат в контуре аппарата ИВЛ, сердечные осцилляции, икота*. При наличии мониторинга пищевого давления или электрической активности диафрагмы выявление автотриггирования не представляет сложности. На рисунке 20 представлен классический вариант автотриггирования: каждый второй аппаратный вдох не сопровождается ни электрическим сигналом с диафрагмы, ни снижением пищевого давления, то есть аппарат ошибочно определяет дыхательную попытку пациента там, где её в действительности нет.



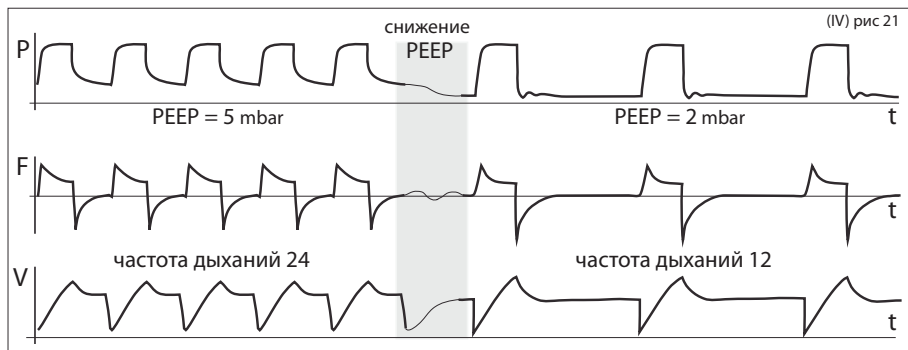
В реальной клинической практике автотриггирование может остаться нераспознанным, так как мониторинг пищевого давления и электрической активности диафрагмы рутинно не проводится. Заподозрить автотриггирование можно в тех случаях, когда у пациента без явной на то причины отмечается тахипноэ. Если тахипноэ сохра-

няется на фоне седации и/или миорелаксации, наличие автотриггирования становится очевидным. Мы сравниваем установленную при настройке режима частоту дыханий, с реальной. Очевидно, что пациент, которому ввели миорелаксанты триггировать вдох не может. Если общая частота вдохов больше установочной – это автотриггирование.

Для коррекции автотриггирования необходимо выявить и ликвидировать его причину. Наиболее частой и наиболее легко коррегируемой причиной автотриггирования является наличие конденсата в контуре аппарата ИВЛ.

Другой частой причиной автотриггирования являются утечки. Утечки, обусловленные негерметичностью контура или недостаточным давлением в герметизирующей манжете интубационной/трахеостомической трубки легко устранимы и не представляют серьезной проблемы. Однако в ряде случаев устранить утечки не представляется возможным, в таких случаях для коррекции автотриггирования приходится манипулировать настройками параметров вентиляции. При проведении продленной ИВЛ у детей младшего возраста не рекомендуется использовать трубки с герметизирующей манжетой ввиду высокого риска развития трахеомалации. Отсутствие герметизирующей манжеты приводит к возникновению утечки воздуха мимо интубационной/трахеостомической трубки, которая может приводить к развитию автотриггирования. В таких случаях необходимо попытаться подобрать параметры вентиляции таким образом, чтобы минимизировать утечку. Поскольку триггирование аппаратного вдоха возможно только в экспираторную фазу дыхательного цикла, основное значение для развития автотриггирования имеют утечки, возникающие именно в данную фазу. Основным фактором, который влияет на утечку в экспираторную фазу дыхательного цикла, является РЕЕР. Уменьшение РЕЕР приводит к снижению утечки в фазу выдоха и в ряде случаев позволяет устранить автотриггирование.

На рисунке 21 представлен пример выраженной асинхронии за счет автотриггирования у ребенка, у которого ИВЛ проводится через трахеостомическую трубку без герметизирующей манжеты.

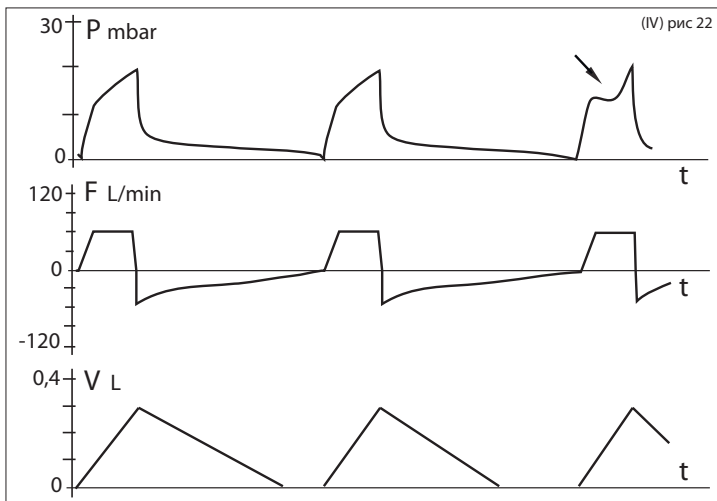


Частота принудительных вдохов составляет 12 в мин, а реальная частота дыхания 24 в мин. Причиной автотриггирования в данном случае служит утечка воздуха мимо трахеостомической трубки. Этот поток воздуха мимо трахеостомической трубки, распознается датчиком потока аппарата ИВЛ как дыхательная попытка пациента, что приводит к возникновению автотриггирования. После уменьшения уровня РЕЕР с 5 мбар до 2 мбар утечка уменьшилась и синхронизация улучшилась. На рисунке 21 справа видно, что после уменьшения уровня РЕЕР, реальная частота дыхания полностью соответствует установленной частоте принудительных вдохов. Для того, чтобы справиться с автотриггированием при использовании интубационной трубки без возможности герметизации можно попробовать использовать настройки аппарата ИВЛ для неинвазивной (масочной) ИВЛ. У нас эта «хитрость» обычно срабатывает.

В тех случаях, когда не удастся найти устранимую причину автотриггирования, универсальным способом коррекции данного вида асинхронии является уменьшение чувствительности триггера.

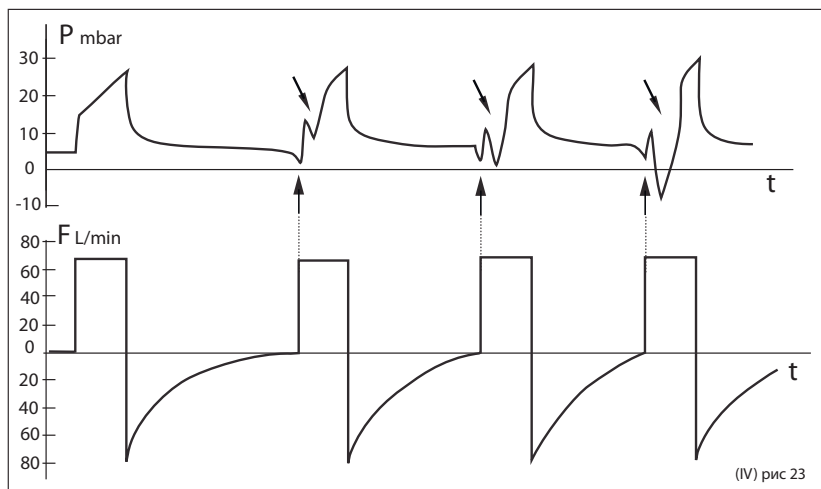
IV - 3 Асинхрония потока

Одним из очень распространенных вариантов асинхроний является асинхрония потока. Считается, что неправильная установка инспираторного потока является наиболее частой ошибкой при установке параметров вентиляции. Про асинхронию потока говорят в тех случаях, когда в инспираторную фазу дыхательного цикла создаваемый аппаратом поток не соответствует потребностям пациента. Наиболее часто данный вариант асинхронии встречается при проведении ИВЛ управляемой по-объему. При ИВЛ, управляемой по-объему, инспираторный поток устанавливается врачом и является строго фиксированным. Если инспираторный поток меньше, чем требуется пациенту, пациент предпринимает попытку самостоятельно «довдохнуть» недостающий объем. Поскольку при проведении ИВЛ в режиме CMV-VC объем является строго фиксированным и не может быть увеличен за счет активности дыхательной мускулатуры пациента, появление самостоятельной дыхательной активности проявляется изменением давления в дыхательных путях, поэтому данный вариант асинхронии виден на кривой давление-время, на которой появляется характерная вогнутость. На рисунке 22 представлены три последовательных дыхательных цикла при проведении ИВЛ управляемой по объему с прямоугольной формой потока.



Во время первого и второго дыхательных циклов инспираторный поток соответствует потребностям пациента и самостоятельная дыхательная активность в фазу инспираторного потока отсутствует, т.е. вдох полностью пассивен. Во время третьего дыхательного цикла создаваемый аппаратом ИВЛ поток меньше потребности пациента, что приводит к появлению спонтанной дыхательной активности в фазу инспираторного потока, которую мы можем диагностировать по изменению формы кривой давления.

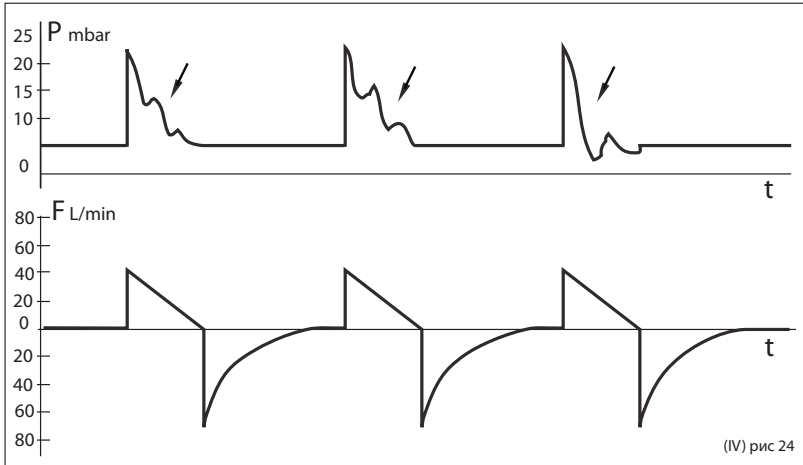
Важно понимать, что при данном варианте асинхронии дискомфорт пациента *прогрессирует* в течение времени. Посмотрим на рисунок 23. Видно, что во время каждого следующего вдоха, интенсивность, с которой пациент пытается увеличить инспираторный поток, возрастает. Однако скорость потока predetermined настройками аппарата и все усилия пациента приводят только к усугублению асинхронии и увеличению работы дыхания.



(IV) рис 23

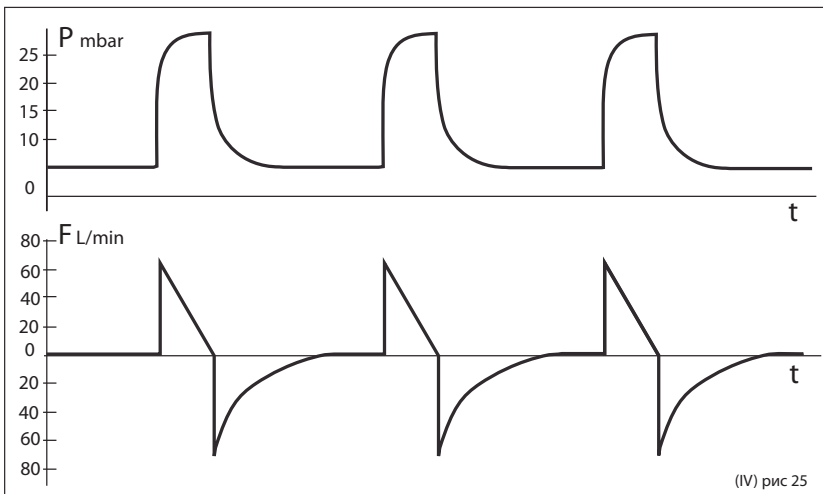
Выше представлена асинхрония потока при проведении ИВЛ, управляемой по объему с прямоугольной формой потока. В настоящее время в большинстве случаев врачи предпочитают использовать не прямоугольную, а нисходящую форму потока, как более физиологичную. При использовании нисходящей формы потока в начале дыхательного цикла поток достаточно высокий. Как правило, несоответствие инспираторного потока потребностям

пациента, а соответственно и возникновение самостоятельной дыхательной активности, возникает в середине дыхательного цикла. Это приводит к формированию М-образной формы кривой давление-время (рисунок 24).



(IV) рис 24

Коррекция данного вида асинхронии очень проста. Необходимо увеличить скорость потока. На рисунке 25 мы видим, как увеличение скорости инспираторного потока с 40 до 70 л/мин привело к полной синхронизации аппарата ИВЛ и пациента.



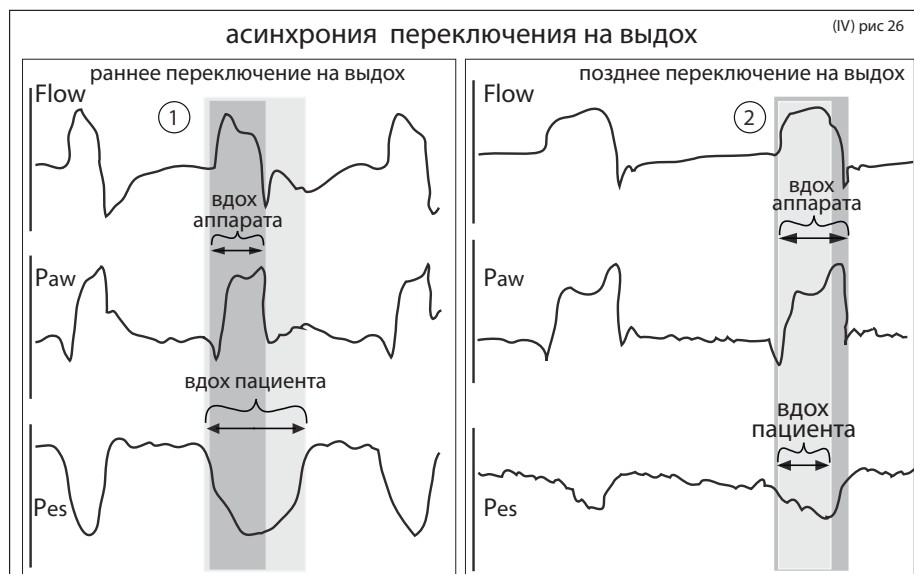
(IV) рис 25

Важно помнить, что не во всех аппаратах ИВЛ вы настраиваете именно скорость потока.

Объём – это площадь под кривой потока $V_T = F \times T_{\text{insp}}$. На некоторых аппаратах ИВЛ Вы настраиваете дыхательный объём и поток, а инспираторное время является производным. В некоторых моделях Вы настраиваете дыхательный объём и время вдоха, а скорость потока рассчитывается аппаратом ИВЛ. Ну и в некоторых аппаратах Вы настраиваете скорость потока и время вдоха, а дыхательный объём является производным. Не имеет принципиального значения какие именно параметры вентиляции Вы настраиваете. При возникновении асинхронии потока в режиме, управляемом по объёму, Вы можете либо увеличить инспираторный поток, либо увеличить дыхательный объём, либо уменьшить время вдоха.

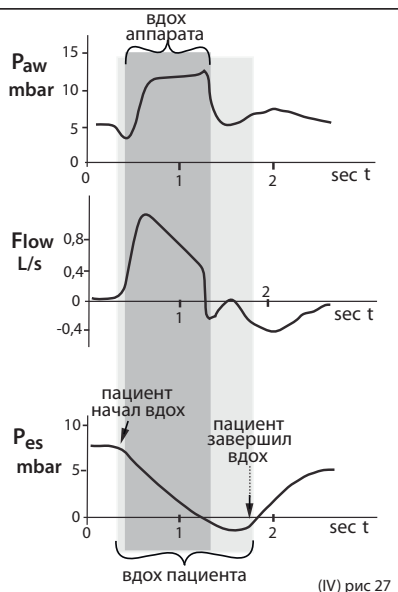
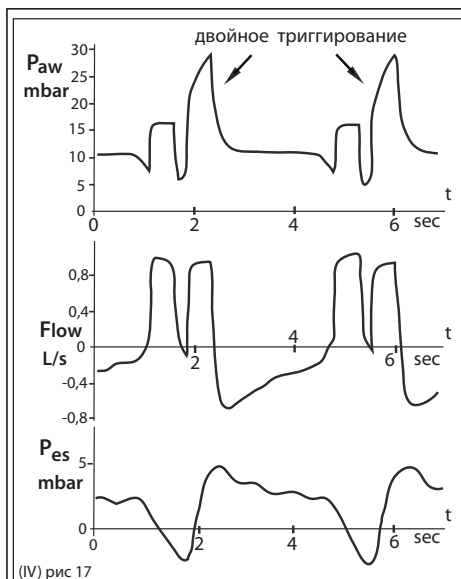
IV - 4 Асинхрония переключения с вдоха на выдох на выдох

Про асинхронию переключения с вдоха на выдох говорят в тех случаях, когда аппарат заканчивает фазу инспираторного потока либо раньше (1), либо позже (2), чем того хочет пациент. В первом случае говорят про раннее переключение с вдоха на выдох, во втором случае – про позднее переключение с вдоха на выдох.



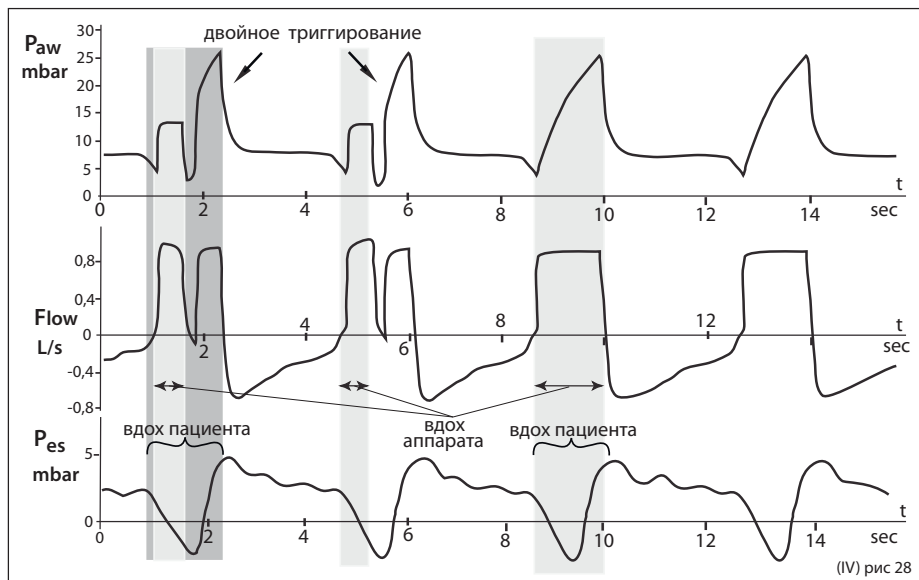
IV - 4.1 Раннее переключение с вдоха на выдох

Вариант раннего переключения с вдоха на выдох уже рассматривался, когда мы говорили про двойное триггирование (рисунок 17). Ещё один пример раннего переключения с вдоха на выдох представлен на рисунке 27.



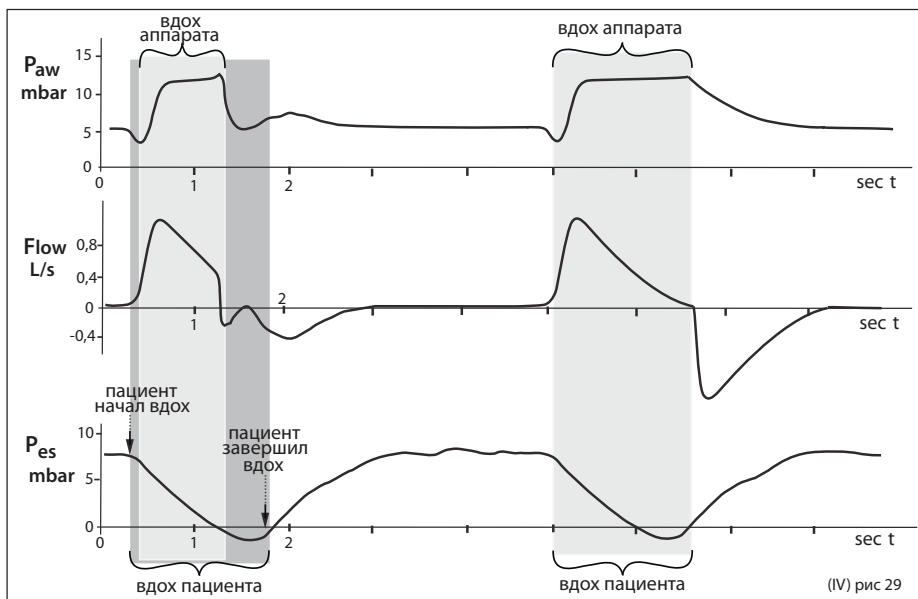
Сразу после окончания аппаратного вдоха на кривой потока мы видим волну, свидетельствующую о сохраняющейся инспираторной попытке пациента в то время как аппарат ИВЛ уже переключился на выдох. Если сохраняющаяся инспираторная попытка окажется достаточно сильной для триггирования нового вдоха, то мы будем наблюдать асинхронию по типу двойного триггирования. При наличии данного варианта асинхронии целесообразно увеличение времени вдоха в принудительных режимах, а в режиме PSV – снижение ETS (потока переключения с вдоха на выдох в % к максимальному потоку вдоха).

На рисунках 28 и 29 продемонстрировано улучшение синхронизации при увеличении длительности вдоха.



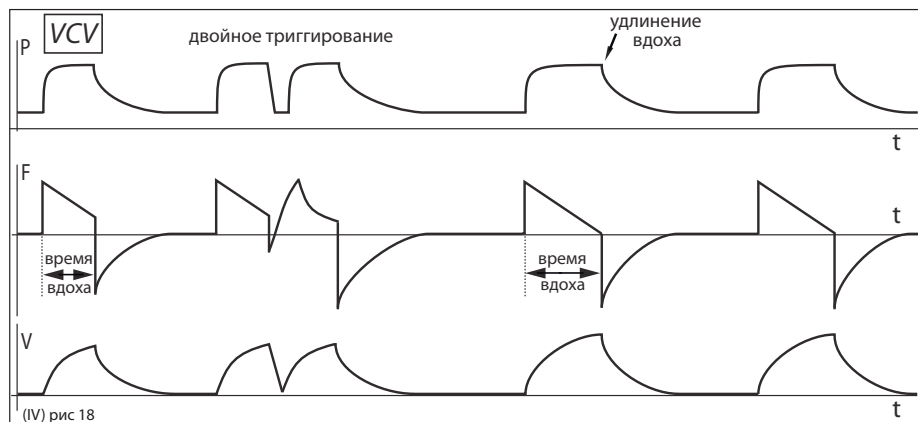
На рисунке 28 показана клиническая ситуация, когда асинхрония, обусловленная недостаточной длительностью вдоха приводила к двойному триггированию. Как только настройки режима ИВЛ стали отвечать потребностям пациента «конфликт» был исчерпан и двойное триггирование исчезло.

На рисунке 29 показано разрешение асинхронии, не сопровождавшейся двойным триггированием.

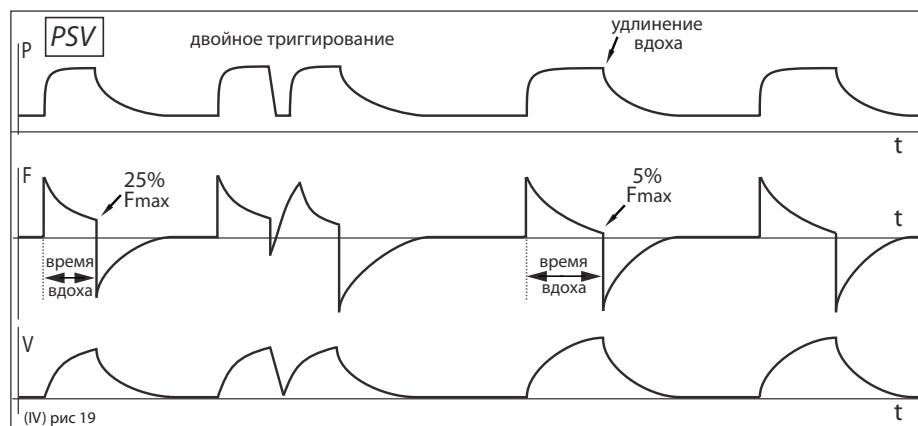


Для того, чтобы избежать Вас от перелистывания назад, приводим ниже рисунки 18 и 19 из главы «IV - 2. 2 Двойное триггирование».

На рисунке 18 показано как в режиме VCV с нисходящей формой потока увеличение длительности вдоха позволило устранить асинхронию и двойное триггирование.

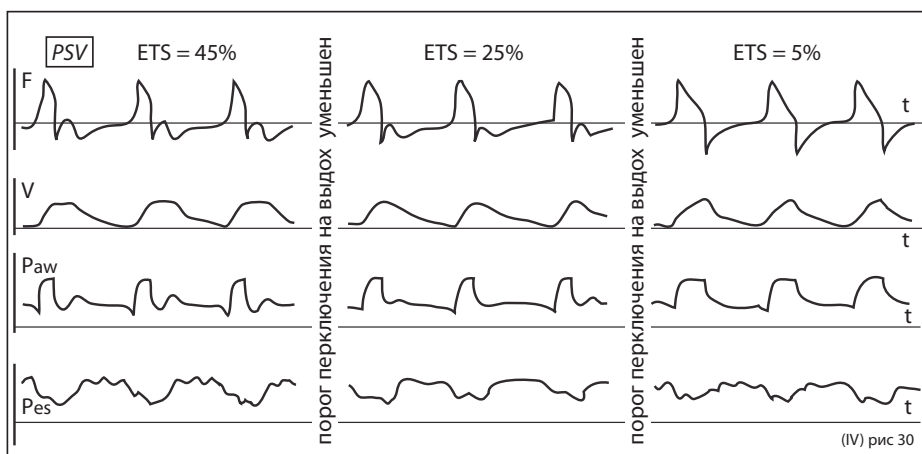


На рисунке 19 показано как аналогичная проблема решается в режиме PSV.



Инспираторный поток снижается до порогового значения переключения с вдоха на выдох быстрее, чем заканчивается вдох пациента. Нужно снизить порог переключения с вдоха на выдох. Исходно порог переключения на выдох по-поток был установлен 25% от максимального потока. После того как порог переключения изменили (снизив до 5% от максимального), время вдоха увеличилось и двойное триггирование прекратилось. Если вместо оптимизации длительности вдоха снизить чувствительность триггера, можно получить «утешительную» картинку на мониторе при сохраняющейся (скрытой) асинхронии.

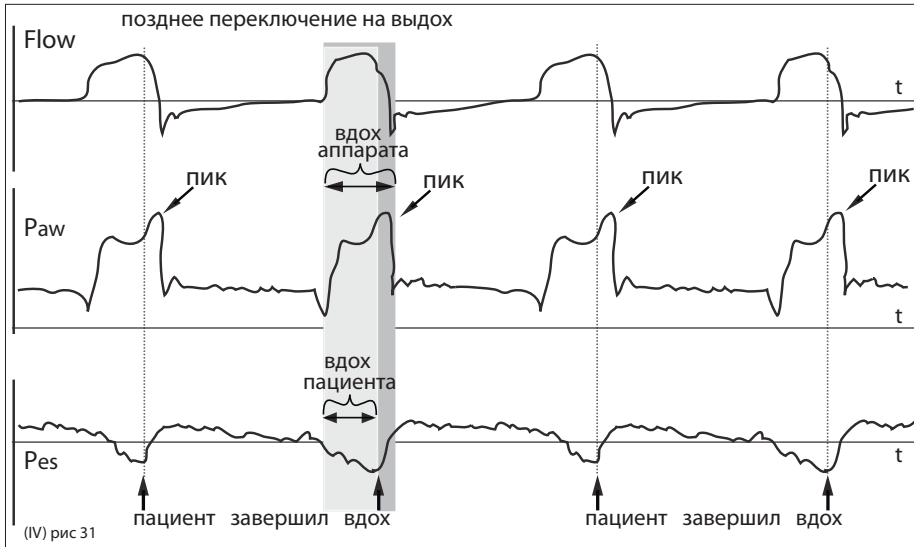
Ещё один пример в режиме PSV, где вдох аппарата ИВЛ недостаточной продолжительности (рисунок 30). В данном примере отчетливо видна асинхрония, но нет двойного триггирования. Как и в предыдущем примере мы устраняем асинхронию, увеличивая длительность вдоха. В режиме PSV этого можно добиться снизив порог переключения с вдоха на выдох. В данном случае для решения проблемы нужно снизить порог до 5% от максимального потока.



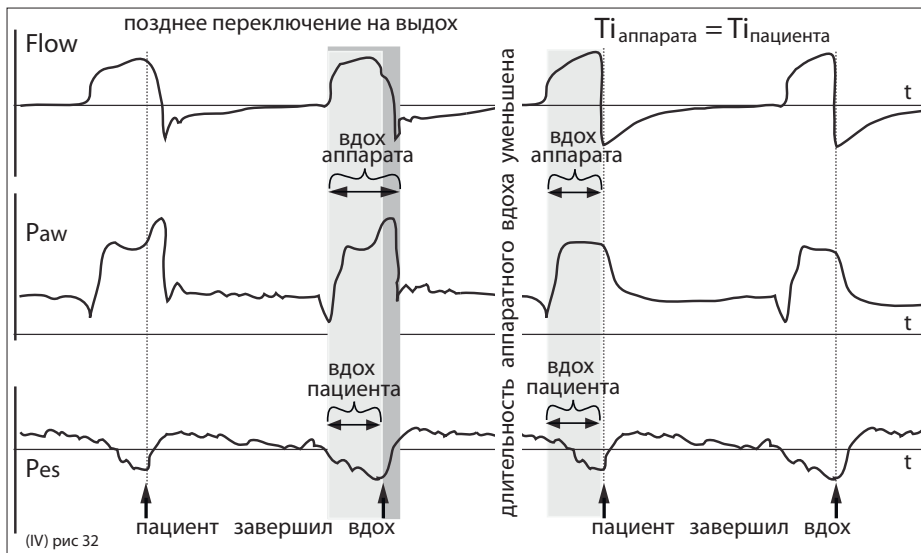
На панели управления аппарата ИВЛ управление переключением на выдох по потоку – это ETS (expiratory trigger sensitivity).

IV - 4. 2 Позднее переключение с вдоха на выдох

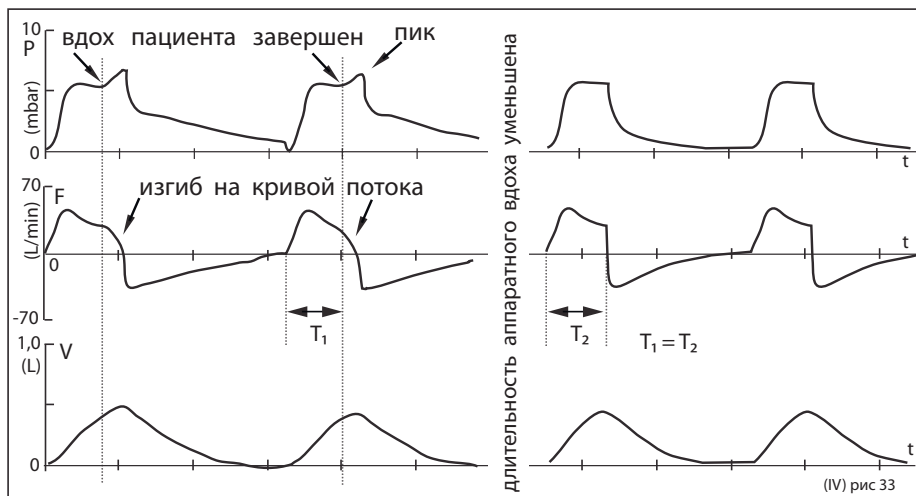
При позднем переключении с вдоха на выдох время аппаратного вдоха превышает время нейронального вдоха пациента. Сохраняющийся инспираторный поток после окончания дыхательной попытки пациента приводит к тому, что пациент пытается активно выдохнуть. В режимах ИВЛ группы CMV это приводит к появлению характерных пиков в конце дыхательного цикла на кривой давление-время (рисунок 31).



При появлении такой картины целесообразно **уменьшить** длительность принудительных вдохов. На рисунке 32 показано, что при одинаковой длительности спонтанного и аппаратного вдохов асинхрония исчезает.

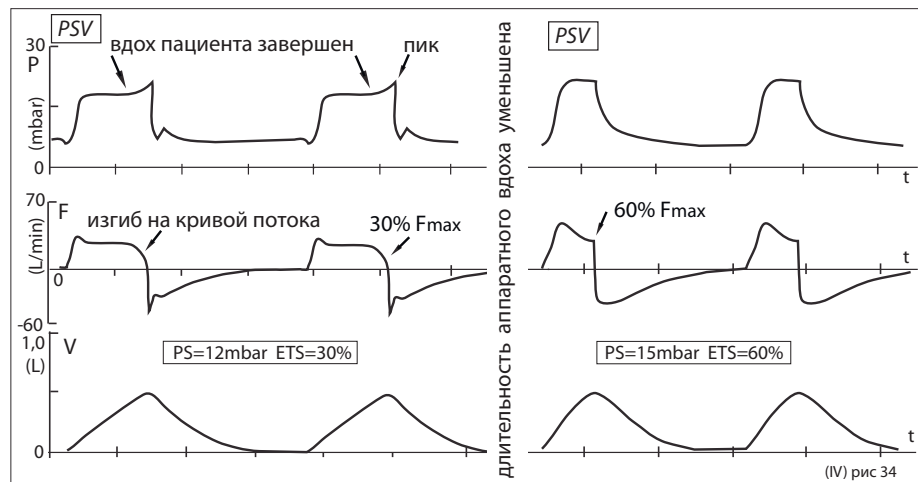


На графиках рисунка 33 отчетливо видны два характерных признака асинхронии позднего переключения на выдох. На кривой давления — это характерный пик в конце вдоха, а на кривой потока — это выпуклый изгиб. Если удаётся подобрать длительность вдоха в соответствии с потребностями пациента, эти признаки исчезают.



Характерный пик в конце вдоха на кривой давления в сочетании с выпуклым изгибом на кривой потока – это признаки позднего переключения на выдох. Датчик пищевого давления пока не является рутинной и стандартом лечения.

В режиме PSV позднее переключение на выдох имеет те же признаки на графиках, что и в режимах группы CMV.

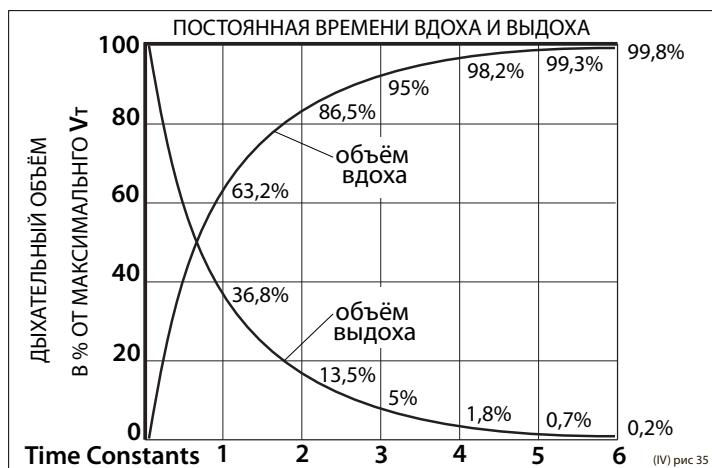


Для того, чтобы решить задачу, мы изменили порог переключения на выдох по потоку с 30% на 60%. Чтобы объём вдоха не уменьшился давление вдоха (PS) с 12 мбар увеличили до 15 мбар. Объём – это площадь под кривой потока.

Признаки позднего переключения на выдох – это пик в конце вдоха на кривой давления в сочетании с выпуклым изгибом на кривой потока.

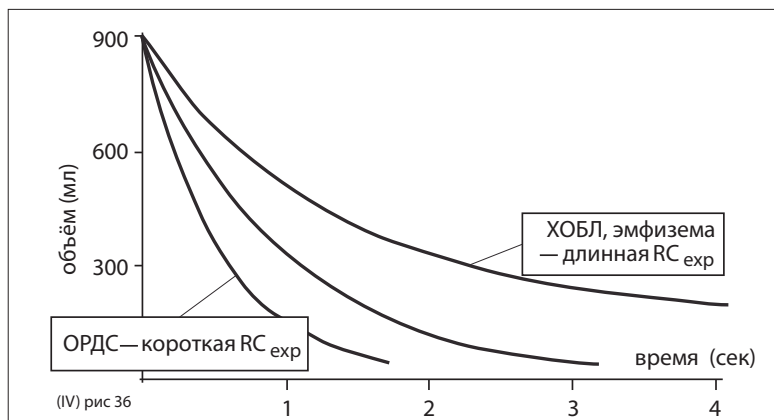
IV - 5 Асинхрония выдоха или асинхрония экспираторного потока

Про асинхронию экспираторного потока говорят в тех случаях, когда параметры вентиляции установлены таким образом, что пациент не успевает осуществить полноценный выдох за отведенное ему время. Такая ситуация может возникать при чрезмерной длительности вдоха, высокой частоте дыхания, неадекватного соотношения I:E. Наиболее частой причиной развития данного вида асинхронии является обструктивная патология легких, при которой выдох затруднен, экспираторный поток снижен, а время необходимое для осуществления выдоха повышается. В главе «I - 5» мы обсуждали *постоянную времени*.



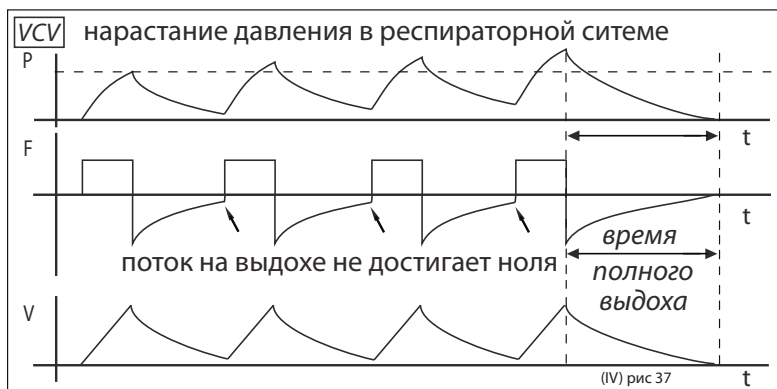
Постоянная времени – это свойство респираторной системы, определяющее время необходимое для осуществления вдоха и выдоха. Постоянная времени – это произведение комплайенса на резистанс ($\tau = C \cdot R$). Данный показатель удлиняется при развитии обструктивной патологии, такой как ХОБЛ, и укорачивается при развитии рестриктивной патологии, такой как ОРДС (рисунки 36).

Соответственно пациентам с обструктивной патологией, для избежания развития гиперинфляции легких необходимо более длительное время выдоха.



Как Вы помните (рисунок 35), для того чтобы выдохнуть 100% дыхательного объема необходимо время равное пяти τ . Для того, чтобы выдохнуть 95% необходимо время равное всего трем τ . Для избежания развития гиперинфляции легких и $autoPEEP$, рекомендовано устанавливать время выдоха не менее трех постоянных времени (RC или τ).

В тех случаях, когда за предоставленное экспираторное время пациент не успевает осуществить полноценный выдох, развивается гиперинфляция легких и $autoPEEP$. Такая ситуация может наблюдаться либо при удлинении постоянной времени на фоне обструктивной патологии легких, либо при неадекватной настройке вентиляции: слишком высокая частота дыхания или некорректное соотношение И:Е. Графически данный вариант асинхронии можно заподозрить по кривой поток-время: экспираторный поток не доходит до нуля прежде, чем начинается следующий вдох (рисунок 37).



«...и что же нам делать с пьяным матросом?»

(Борис Гребенщиков)

«Человек состоит из трех частей!»

(Даниил Хармс)

IV - 6 Резюме по асинхрониям или вся IV часть книги в одной главе

- **Кратко:** асинхронию работы аппарата ИВЛ с дыхательной активностью пациента нужно устранить изменив настройки аппарата.
- **Подробно:** Нам нужно 1) выявить асинхронию, 2) установить вариант асинхронии, 3) устранить асинхронию.

– первая задача увидеть асинхронию.

Не забывайте смотреть на пациента. Оценивайте мимическую реакцию, крылья носа, рот и положение губ. Далее, смотрите как расширяется грудная клетка при дыхании, как меняет форму область живота на вдохе и на выдохе. Если телосложение пациента позволяет, оцените работу всей дыхательной мускулатуры. Нас интересует работа мышц брюшного пресса, межреберных мышц, мышц области шеи. Обязательно настройте монитор аппарата так, чтобы видеть графики. Используйте данное нам природой умение распознавать образы. Графическим образам асинхроний мы посвятили эту часть книги, а здесь напомним, что при ИВЛ по-объёму более информативны графики давления и потока, а при ИВЛ по-давлению более информативны графики объёма и потока. Но безусловным фаворитом при стандартном мониторинге является график потока. Очень информативным бывает сравнение (электроимпедансной) кривой дыхания на прикроватном мониторе с кривыми дыхания на мониторе аппарата ИВЛ. Нередко бывает, что по кривым на мониторе аппарата ИВЛ, как будто все хорошо, но сравнение с кривой дыхания на прикроватном мониторе позволяет выявить неблагополучие. Если у Вас есть возможность выводить на экран кривые с пищевого датчика давления и/или сигнал с диафрагмального нерва – Вы во всеоружии.

– вторая задача – установить вариант асинхронии:

для этого совершенно железно в голове должно сидеть понятие о фазах дыхательного цикла: 1-триггер, 2-вдох, 3-переключение на выдох (cycle), 4-выдох.

– третья задача устранить асинхронию.

Сначала нужно сформулировать проблему, а потом её идентифицировать и разрешить.

1-й вариант: аппарат улавливает не все вдохи пациента. Это может быть а) недостаточная чувствительность триггера, б) наличие autoPEEP, в) избыточный уровень поддержки. Мы должны начинать с наиболее опасного варианта – это autoPEEP. Сразу смотрите на экспираторную часть кривой потока. Насколько быстро она возвращается к изолинии? Возможно новый вдох начинается до того как пациент успел полностью выдохнуть? Многие современные аппараты рассчитывают сопротивление дыхательных путей и постоянную времени. Оцените R и RC. Возможно у пациента ХОБЛ, астма или иной бронхообструктивный процесс? Если это autoPEEP, сокращайте вдох, удлиняйте выдох, подбирайте уровень внешнего PEEP. Возможно пациенту нужны муколитики и бронходилататоры. Если Вы исключили autoPEEP, то методом постепенного подбора поработайте с чувствительностью триггера и с уровнем респираторной поддержки.

2-й вариант: аппарат делает больше вдохов, чем иницирует пациент. (Очевидно, что в данном случае речь не идет о режимах А-С и группы IMV.) Это может быть а) автотриггирование, б) двойное триггирование. В случае автотриггирования аппарат «навязывает» пациенту вдох, который ему не требуется, а в случае двойного триггирования аппарат «недодаёт» поддержку на вдохе и пациент требует: «Ещё!». Когда врач достаточно опытен и наблюдателен, он отчетливо чувствует разницу. При автотриггировании нет признаков инициации вдоха пациентом. Довольно часто это вполне очевидно и обычно при автотриггировании ритм дыхания приближается к правильному, равномерному. Наиболее частой причиной автотриггирования являются утечки (негерметичность контура или трубки) или избыточная чувствительность триггера. Причиной

двойного триггирования всегда является недостаточная поддержка вдоха пациента. Это явление может быть описано в разных терминах: недостаточный объём вдоха; недостаточный поток на вдохе; недостаточное давление поддержки; короткий вдох аппарата или раннее переключение на выдох. В большинстве клинических ситуаций низкое давление вдоха, маленький объём вдоха, малый поток и короткий вдох наблюдаются одновременно. Графический мониторинг позволяет нам это видеть на синхронных графиках. Мы намеренно не сопровождаем этот текст иллюстрацией. Вы уже должны это представлять. Возьмите карандашик и нарисуйте. Возможен вариант аппаратного вдоха, когда и длительность вдоха достаточная, и объём вдоха нормальный, но, тем не менее возникает асинхрония вдоха в виде двойного триггирования. Это бывает при низком начальном потоке, при постоянной, восходящей или синусоидальной формах кривых потока. На страницах этой книги мы неоднократно повторяли, что естественный спонтанный вдох начинается с максимального потока, а затем поток сходит на нет. Если Вы видите двойное триггирование, увеличивайте начальный поток и время вдоха. Если это ИВЛ по-давлению, повышайте давление вдоха, аппарат для выполнения этой задачи увеличит начальный поток, не забывайте корректировать время вдоха.

3-й вариант: асинхрония возникает в начале вдоха (но это не двойное триггирование). Причины те же: недостаточный объём вдоха; недостаточный поток на вдохе; недостаточное давление поддержки; короткий вдох аппарата или раннее переключение на выдох. Почему здесь не возникает двойное триггирование? Либо чувствительность триггера меньше, чем остаточное усилие вдоха пациента, либо в этот момент уже закрыто временное окно триггера. Методы решения проблемы те же.

4-й вариант: асинхрония возникает в конце вдоха. Характерные признаки – пик на кривой давления и выпуклость в конце вдоха на кривой потока. Причина – длинный вдох. Сокращайте время вдоха, но будьте готовы поднять давление вдоха или увеличить поток в начале вдоха, чтобы не получить асинхронию в начале вдоха.

5-й вариант: асинхрония выдоха. Пациент не успевает выдохнуть. Сокращайте вдох, удлиняйте выдох, компенсируйте autoPEEP за счет внешнего PEEP.

Будьте терпеливы, наблюдательны и анализируйте результаты. Обучению очень способствует обсуждение с коллегами.

*«Сделать можно всё, что не противоречит законам природы,
вопрос в цене...»*

(из разговора с Инженером)

IV - 7 Асинхронии и серво-режимы ИВЛ

Под серво-режимами ИВЛ понимают режимы, созданные на основе PSV – это режимы PPS, PAV, NAVA. Главы «III-14» и «III-15». Общее свойство этих режимов в том, что аппарат анализирует инспираторную попытку пациента и оказывает респираторную поддержку в прямой зависимости от усилия пациента. С инженерной точки зрения у этих режимов принцип действия тот же как у гидроусилителя руля. Чем сильнее поворачиваешь, тем больше помощь гидроусилителя. Зависимость (корреляция) между вдохом пациента и вдохом аппарата прямая. Чем сильнее пациент пытается вдохнуть, тем больше поддержка аппарата. Благодаря этому свойству, при хорошей настройке режима, можно избавиться как от асинхроний, связанных с недостатком поддержки в начале вдоха, так и с избытком поддержки при завершении вдоха. Но полагать, что эти режимы заменят работу врача не стоит. Если человеку, не умеющему играть на скрипке вручить драгоценный инструмент Страдивари, это не сделает музыки. Разработчики системы NAVA на сегодня обогнали конкурентов и сумели устранить асинхронии триггера и асинхронии переключения на выдох благодаря тому, что аппарат ИВЛ синхронизируется с работой дыхательного центра пациента. Как это работает мы описали в главе «III-14». Работая с этими режимами следует помнить, что по мере того, как пациент набирается сил и выздоравливает, врач должен постепенно снижать степень респираторной поддержки.

*«... - Ты видишь суслика? - Нет.
- И я не вижу, а он есть.»*

(Фильм «ДМБ»)

IV - 8 Асинхронии и активный клапан выдоха

В главе «III-7» мы рассказали про активный клапан выдоха. Сейчас обсудим как ведёт себя система с активным клапаном выдоха при асинхрониях.

- **Кратко:** Когда работает активный клапан выдоха асинхронию можно игнорировать.
- **Подробно:** Эта система (активный клапан выдоха) была специально разработана для того, чтобы аппарат мог вентилировать пациента с любым уровнем дыхательной активности, не вступая с ним в конфликт. В качестве метафоры представьте себе очень хороший автомобиль, созданный для плохих дорог. У автомобиля независимая подвеска всех колес и идеально сбалансирован центр тяжести. Дорога – ямы да ухабы. Но автомобиль не швыряет. Его система подвесок, пружин и амортизаторов компенсирует неровности дороги.

Активный клапан выдоха с электронным управлением позволяет пациенту дышать спонтанно на любом уровне давления, как в СРАР. Система управления клапаном, меняя сопротивление выдоху, обеспечивает постоянное предписанное давление в дыхательных путях в течение всего заданного временного интервала. Аппарат компенсирует потери за счёт того, что в системе постоянно происходит поддув воздуха и одновременно сброс избыточного давления. Активный клапан выдоха всегда работает в режимах с двойным управлением (типа PRVC, APV, VG, AF). Активный клапан выдоха всегда работает в двухуровневых режимах (типа BiPAP, BiLevel, BiVent, APRV).

Таким образом аппарат, в течение одного временного отрезка повышает давление в дыхательных путях, что соответствует понятию «вдох» в обычных режимах управляемых по-давлению, в течение следующего временного отрезка понижает давление в дыхательных

путях, что соответствует понятию «выдох». При этом в любой момент пациент может вдохнуть, выдохнуть или кашлянуть.

При использовании двухуровневых режимов регистрируемая частота дыханий не имеет первостепенного значения. При ИВЛ в этих режимах в первую очередь смотрите на показатели оксигенации, капнометрии и минутный объем вентиляции.

Активный клапан выдоха, который никогда не закрывается полностью, и взаимодействует с потоком – это реализованная в металле мечта анархистов и хиппи. «Веди себя как хочешь и ты никому не мешаешь».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Грицан А.И., Колесниченко А.П. Графический мониторинг респираторной поддержки - СПб СпецЛит 2007г
2. Сатишур О.Е. Механическая вентиляция легких. - Москва, Мед. лит., 2006
3. Waugh W.J. & and Deshpande V.M. Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms (2nd edition) Pearson education LTD 2006
4. Tobin M.J. Principles and Practice of Mechanical Ventilation (3ed edition) - McGraw-Hill 2013г
5. MacIntyre N.R., Branson R.D. Mechanical ventilation, (2nd edition).- St Louis: Saunders Elsevier; 2009г
6. Chatburn R.L. Fundamentals of Mechanical Ventilation: A Short Course on the Theory and Application of Mechanical Ventilators by Robert L. Chatburn 2nd Edition 2004
7. Lumb A.B Nunn's Applied Respiratory Physiology, (7th edition) -Churchill Livingstone 2010
8. Nilsestuen J.O. & Hargett K.D. Using Ventilator Graphics to Identify Patient-Ventilator Asynchrony Respir Care 2005;50(2):202-232.
9. Blanch L. et al Asynchronies during mechanical ventilation are associated with mortality - Intensive Care Med (2015) 41:633-641 (DOI 10.1007/s00134-015-3692-6)
10. Murias G. et al Does this ventilated patient have asynchronies? Recognizing reverse triggering and entrainment at the bedside - Intensive Care Med (2016) 42:1058-1061 (DOI 10.1007/s00134-015-4177-3)
11. Georgopoulos D. et al Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies - Intensive Care Med (2006) 32:34-47 (DOI 10.1007/s00134-005-2828-5)
12. Piquilloud L. Neurally adjusted ventilatory assist improves patient-ventilator interaction - Intensive Care Med (2011) 37:263-271 (DOI 10.1007/s00134-010-2052-9)
13. Jolliet P. & Tassaux D. Clinical review: Patient-ventilator interaction in chronic obstructive pulmonary disease Critical Care 2006, 10:236 (doi:10.1186/cc5073)
14. Laghi F. et al Auto-PEEP in respiratory failure - Minerva Anestesiol 2012;78:201-21
15. Thille A.W. et al Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation Intensive Care Med (2006) 32:1515-1522 (DOI 10.1007/s00134-006-0301-8)

АСИНХРОНИИ и графика ИВЛ

руководство для врачей

Авторы:

Полупан А.А., Горячев А.С., Савин И.А

Рисунки:

А.С. Горячев

Подписано в печать 01.09.2017. Формат 70х45/8. Усл. печ. л. 46. Заказ № 0904.

Допечатная подготовка макета ООО «АКСИОМ ГРАФИКС ЮНИОН»

Отпечатано в ООО «АКСИОМ ГРАФИКС ЮНИОН».

www.axiomgraphics.ru

Все права защищены. Ни одна часть книги не может быть опубликована, воспроизведена или размножена любым другим способом без письменного разрешения владельцев авторских прав.

e-mail: polupan@yandex.ru

e-mail: alexander.goriachev@gmail.com

© Полупан А.А., Горячев А.С., Савин И.А., 2017

Москва – 2017

ISBN 978-5-9907551-8-5



9 785990 755185

УДК 615.471:615.816

ББК 53.541

П53

