

АСИНХРОНИИ И ГРАФИКА ИВЛ



А.А. Полупан
А.С. Горячев
И.А. Савин

Отделение
реанимации

www.nsicu.ru

издано при поддержке Ассоциации
анестезиологов-реаниматологов
<http://association-ar.ru>

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	125
Вступление к третьей части	125
Что значит (CMV) перед названием главы?	126
(CMV) III - 1 Самый старинный способ ИВЛ VC-CMV-Volume-cycling (управление по-объёму с переключением на выдох по-объёму)	127
(CMV) III - 2 Классика жанра VC-CMV-Time-cycling (ИВЛ по-объёму с постоянным потоком и переключением на выдох по-времени)	133
(CMV) III - 3 Принудительная ИВЛ по-давлению (PC-CMV)	139
(CMV) III - 4 «P-max», он же «PLV» ИВЛ по-объёму с ограничением по давлению.	156
(CMV) III - 5 ИВЛ по-объёму и изменяемый поток.	159
(CMV) III - 6 Режимы CMV с двойным управлением (PRVC, VG, VC+) ..	167
III - 7 Активный клапан выдоха – управляемый клапан выдоха и управляемый поток.	175
III - 8 Опции AutoFlow (AF) и Volume Guarantee (VG)	177
III - 9 Спонтанное дыхание на ИВЛ: CPAP и РЕЕР	181
Что значит (PSV) перед названием главы?	186
(PSV) III - 10 Спонтанное дыхание на ИВЛ: PSV и PC-PSV (PSV с заданной минимальной частотой).	187
(PSV) III - 11 Variable PSV (Noisy ventilation)	199
(PSV) III - 12 VS, Volume Support	201

(PSV) III - 13 SmartCare/PC	207
(PSV) III - 14 NAVA или Neurally Adjusted Ventilatory Assist	210
(PSV) III - 15 PPS и PAV+	216
Размышление о режимах ИВЛ на основе PSV	226
Что значит (IMV) перед названием главы?	229
(IMV) III - 16 IMV общая характеристика	230
(IMV) III - 17 SIMV вариант VCV + PSV (VC с постоянным потоком) как этап эволюции	233
(IMV) III - 18 SIMV вариант PCV + PSV (когда все вдохи по-давлению) ...	236
(IMV) III - 19 SIMV вариант PCV + PSV когда все вдохи одинаковы (интересно, красиво, физиологично)	239
(IMV) III - 20 SIMV вариант VCV + PSV (VC с нисходящим потоком). ...	244
(IMV) III - 21 SIMV вариант VCV + PSV (VC с нисходящим потоком) красиво - когда все вдохи одинаковые	247
(IMV) III - 22 SIMV вариант PRVC + PSV, SIMV-AutoFlow (SIMV-AF), SIMV-Volume Guarantee (SIMV-VG)	250
(IMV) III - 23 MMV вариант VCV + PSV (классика).	253
(IMV) III - 24 MMV-AutoFlow вариант VCV + PSV (нисходящий поток) ..	255
(IMV) III - 25 PC-MMV или MMV-VG вариант PCV + PSV	257
(IMV) III - 26 AutoMode	258
(IMV) III - 27 ASV (Adaptive support ventilation), а также AVM, Auto-MVG и iSV	261
(IMV) III - 28 Режим ALPV Адаптивная протективная вентиляция (Adaptive Lung Protection Ventilation)	270
(IMV) III - 29 «IntelliVent-ASV» Самый интеллектуальный режим ИВЛ ...	271
Оптимизация настройки режима ИВЛ по кривым потока	277
Что значит (BiLevel) перед названием главы?	279
(BiLevel) III - 30 BIPAP от фирмы Dräger	282
(BiLevel) III - 31 APRV Airway Pressure Release Ventilation или PC-APRV по новой номенклатуре	291

(BiLevel) III - 32 BIPAP-assist или PC-AC по новой номенклатуре Dräger	293
(BiLevel) III - 33 BIPAP + PSV	294
(BiLevel) III - 34 универсальность двухуровневых режимов	296
(BiLevel) III - 35 «BiLevel» на аппарате Puritan Bennet 840 и «Duo-PAP/APRV» на аппаратах Hamilton-Medical	300
(BiLevel) III - 36 «Bi-Vent» на аппарате Servo-I фирмы MAQUET и «SPAP» «Spontaneous Positive Airway Pressure» на аппаратах ИВЛ «Inspiration» ...	304
III - 37 Двухуровневые режимы и режимы с двойным управлением ...	308
III - 38 Многоуровневые режимы на аппаратах Chirana (ХИРАНА) ...	310
III - 39 Volume-assured pressure support (VAPS) и Pressure augmentation (PA)	319
IV часть. Асинхронии	322
Вступление к четвертой части	322
IV - 1 Классификация асинхроний	324
IV - 2 Асинхронии триггирования	327
IV - 2.1 Неэффективное триггирование	327
IV - 2.2 Двойное триггирование	338
IV - 2.3 Автотриггирование	342
IV - 3 Асинхрония потока	345
IV - 4 Асинхрония переключения с вдоха на выдох	349
IV - 4.1 Раннее переключение с вдоха на выдох	350
IV - 4.2 Позднее переключение с вдоха на выдох	355
IV - 5 Асинхрония выдоха или асинхрония экспираторного потока ..	358
IV - 6 Резюме по асинхрониям или вся IV часть книги в одной главе ..	360
IV - 7 Асинхронии и серво-режимы ИВЛ	364
IV - 8 «IntelliSync+» – автоматическая синхронизация на аппаратах Hamilton-Medical	365
IV - 9 Асинхронии и активный клапан выдоха	366
Список литературы	369

ЧАСТЬ ПЕРВАЯ I

Необходимый минимум о физиологии дыхания

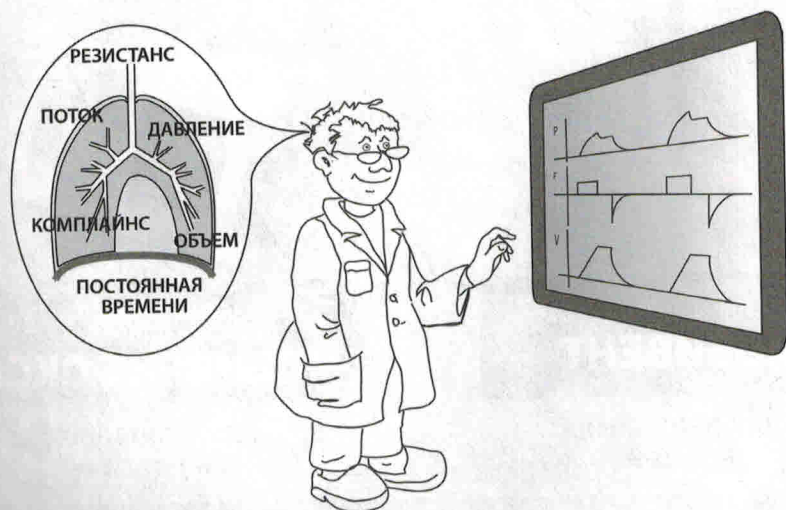
Бросая в воду камни, следи за кругами, ими образуемыми, иначе сие занятие будет совершенно пустой тратой времени.

(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 Объём

- **Кратко:** Объём – это мера пространства. Объём нередко используют для измерения количества вещества. Это не вполне точно, но удобно. Мера количества вещества – это моль. При ИВЛ нас интересует дыхательный объём (V_t) – это объём одного вдоха и минутный объём вентиляции (MV).
- **Подробно:** В физиологии дыхания, спирометрии и пульмонологии всё пространство легких делят на меньшие функциональные пространства (объёмы). Всё пространство легких при максимальном вдохе – это Общая Емкость Легких. Когда человек активно делает максимально возможный выдох до «дальше нельзя» – это Остаточный Объём. Объём вдыхаемого и выдыхаемого воздуха при обычном дыхании – это дыхательный объём. Объём 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 объёмов используются три слова:

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

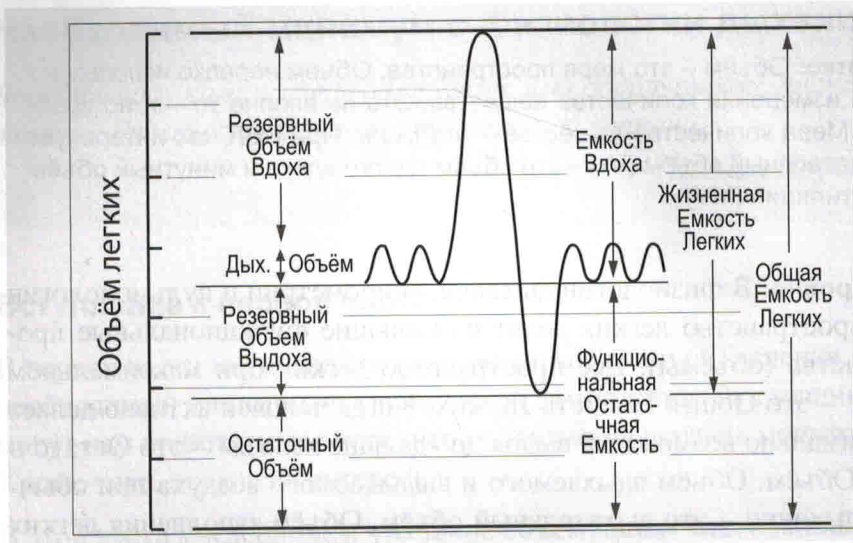
Дыхательный объём (V_t) по-английски Tidal volume – это величина одного обычного вдоха или выдоха.

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

Мертвое пространство (DS) по-английски Dead* space – это суммарный объём 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 – РОвыд (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	Емкость Легких 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 Емкость (VC) ЖЕЛ (VC)	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 H_2O . (Разница между мбар и см H_2O 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 H_2O) и в миллибарах (mbar или мбар).

1 см водного столба = 0,9806379 миллибар.

(Бар (греч. βάρος – тяжесть) – внесистемная единица измерения давления, равная 10^5 Н/м² (ГОСТ 7664-61) или 10^6 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). 1 кПа = 10 мбар и 1 мбар = 0,1 кПа

3. Стандартные точки измерения давления

P_{awo} – давлений на входе в дыхательные пути (pressure airway opening)

P_{aw} – давление в дыхательных путях (pressure air ways)

P_{alv} – альвеолярное давление (pressure alveolar)

P_{bs} – давление на поверхности тела (pressure body surface)

- 2.3 Автотриггирование

Автотриггирование – это вариант асинхронии, когда аппаратный вдох осуществляется при отсутствии дыхательной попытки пациента. Причиной 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 2.30 представлен классический вариант автотриггирования: каждый аппаратный вдох не сопровождается ни электрическим сигналом с диафрагмы, ни снижением пищевого давления, то есть аппарат ошибочно определяет дыхательную попытку пациента там, где ее действительности нет.



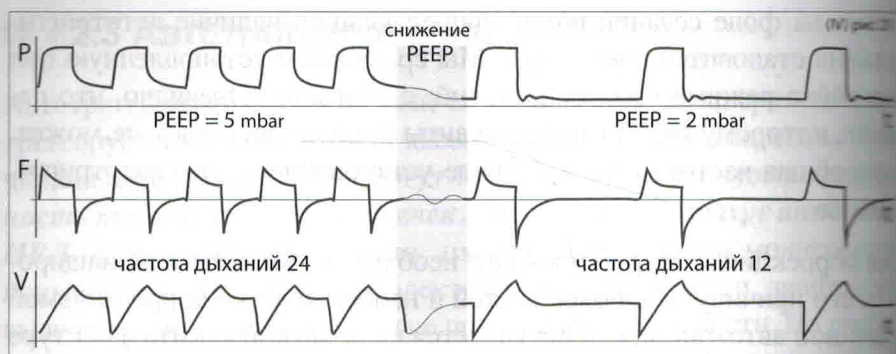
В реальной клинической практике автотриггирование может оставаться нераспознанным, так как мониторинг пищевого давления и электрической активности диафрагмы рутинно не проводится. Заподозрить автотриггирование можно в тех случаях, когда у пациента без явной на то причины отмечается тахипноэ. Если тахипноэ сохр-

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 объём. Поскольку при проведении ИВЛ в режиме CMV-VC объём 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.

