



А. И. Грищан, А. П. Колесниченко

ГРАФИЧЕСКИЙ МОНИТОРИНГ РЕСПИРАТОРНОЙ ПОДДЕРЖКИ

Санкт-Петербург
СпецЛит

**Алексей Иванович Грицан
Анатолий Павлович Колесниченко
Графический мониторинг
респираторной поддержки**

*http://www.litres.ru/pages/biblio_book/?art=10214146
Графический мониторинг респираторной поддержки:
ISBN 978-5-299-00350-5*

Аннотация

В руководстве представлены современные данные о клинической физиологии графического мониторинга в процессе проведения различных вариантов респираторной поддержки. Даны рекомендации по оптимизации параметров вентиляции у пациентов с синдромом острого повреждения легких, обострением хронических обструктивных заболеваний легких и бронхиальной астмы, с тяжелой травмой в соответствии с концепцией "безопасной" искусственной вентиляции легких.

Для анестезиологов-реаниматологов, хирургов, пульмонологов.

Содержание

УСЛОВНЫЕ СОКРАЩЕНИЯ	4
ПРЕДИСЛОВИЕ	8
ВВЕДЕНИЕ	12
Конец ознакомительного фрагмента.	29

Алексей Грицан,

Анатолий Колесниченко

**Графический мониторинг
респираторной поддержки**

УСЛОВНЫЕ СОКРАЩЕНИЯ

БА	— бронхиальная астма
ВДП	— верхние дыхательные пути
ВИВЛ	— вспомогательная искусственная вентиляция легких
ВЧД	— внутричерепное давление
ДВС-синдром	— синдром диссеминированного внутрисосудистого свертывания крови
ДМТ	— должная масса тела
ИВЛ	— искусственная вентиляция легких
ИП	— инспираторная пауза
КОС	— кислотно-основное состояние
ОДН	— острая дыхательная недостаточность
ОРДС	— острый респираторный дистресс-синдром
ОПН	— острая почечная недостаточность
САД	— среднее артериальное давление
СЗП	— свежемороженая плазма
СОПЛ	— синдром острого повреждения легких
СПОН	— синдром полиорганной недостаточности
ТБД	— трахеобронхиальное дерево
ЧДД	— частота дыхательных движений
ЧСС	— число сердечных сокращений
ХОЗЛ	— хронические обструктивные заболевания легких
ЧМТ	— черепно-мозговая травма
ЦВД	— центральное венозное давление
ЭЗДП	— экспираторное закрытие дыхательных путей
ЭКМО	— экстракорпоральная мембранная оксигенация

AaDO ₂	— альвеолярно-артериальный градиент по кислороду
A/CMV	— ассистировано-контролируемая вентиляция
a-vDO ₂	— артерио-венозная разница по кислороду
APACHE II	— шкала оценки тяжести состояния больных, поступающих в отделения реанимации и интенсивной терапии
APRV	— вентиляция с освобождением давления в дыхательных путях
BiPAP	— дыхание с двумя положительными давлениями в дыхательных путях
CaO ₂	— содержание кислорода в артериальной крови
CvO ₂	— содержание кислорода в смешанной венозной крови
Cl _t , d	— динамический легочно-торакальный комплаинс

Clt, s	— статический легочно-торакальный комплайнс
CMV	— контролируемая механическая вентиляция
CPAP	— спонтанное дыхание с непрерывным положительным давлением в дыхательных путях
CPPV	— непрерывная вентиляция с положительным давлением
delta R	— добавочное сопротивление дыхательной системы
EPAP	— величина нижнего уровня положительного давления
EXRO ₂	— экстракция кислорода
F	— число аппаратных дыхательных циклов
FiO ₂	— фракция кислорода во вдыхаемой газовой смеси
Flow	— скорость инспираторного потока
Flow-by	— поддержка вентиляции потоком
FRC	— функциональная остаточная емкость легких
HFO	— высокочастотная осцилляторная вентиляция легких
I/E	— соотношение вдоха к выдоху
IPAP	— величина верхнего уровня положительного давления
IMV	— прерывистая принудительная вентиляция легких
LFPPV-ECCO ₂ R	— низкочастотная вентиляция с положительным давлением с экстракорпоральным удалением углекислого газа
MAP	— среднее давление в дыхательных путях
MMV	— принудительная минутная вентиляция
MV	— минутный объем вентиляции (или дыхания)
OI	— индекс оксигенации
PaO ₂	— парциальное давление кислорода в артериальной крови
PaCO ₂	— парциальное давление углекислого газа в артериальной крови
P _A O ₂	— парциальное давление кислорода в альвеолах
P(a-et)CO ₂	— разница парциальных напряжений углекислого газа в артериальной крови и в конце выдоха
PvO ₂	— парциальное давление кислорода в смешанной венозной крови
PaO ₂ /FiO ₂	— респираторный индекс
PaCO ₂	— парциальное давление углекислого газа в артериальной крови
Paw	— давление в дыхательных путях
PC	— вентиляция, контролируемая по давлению
PC-IRV	— вентиляция легких с обратным временным соотношением фаз вдоха и выдоха
PEEP	— положительное давление конца выдоха
PEEPi	— внутреннее положительное давление конца выдоха или ауто-PEEP
Pet CO ₂	— парциальное напряжение углекислого газа (CO ₂) в кон-

Plt	— математическая кривая динамики изменения давления в системе «легкие—грудная клетка»
Pplat	— давление плато на вдохе
PRVC	— регламентируемая по давлению и контролируемая по объему вентиляция
PS	— режим поддержки давлением
PSV	— вентиляция поддержкой давления
Raw	— сопротивление дыхательных путей
SaO ₂	— насыщение артериальной крови кислородом
SIMV	— синхронизированная прерывистая принудительная вентиляция легких
T	— напряжение
t	— время
Te	— время выдоха
Ti	— время вдоха
TC	— постоянная времени
V _A /Q	— вентиляционно-перфузионное отношение в легких
Vd	— мертвое дыхательное пространство
VC	— вентиляция, контролируемая по объему
VE	— выдыхаемый минутный объем дыхания
Vt	— дыхательный объем
Vte	— выдыхаемый дыхательный объем
Qs/Qt	— степень внутрилегочного шунтирования крови

ПРЕДИСЛОВИЕ

*Светя другим – сгораю сам. Светлой памяти
Грицана Ивана Михайловича и Колесниченко
Юрия Павловича посвящается*

В современной клинической анестезиологии-реаниматологии респираторная поддержка является одним из основных компонентов интенсивной терапии острой дыхательной недостаточности (ОДН).

Появление респираторов III – IV поколения позволило в последние годы внедрить в клиническую практику различные варианты полной и вспомогательной искусственной вентиляции легких и улучшить результаты лечения наиболее тяжелых форм ОДН, в первую очередь при синдроме острого повреждения легких и остром респираторном дистресс-синдроме.

Этому способствовали как фундаментальные знания по клинической физиологии дыхания, так и проведенные в последние годы многоцентровые рандомизированные исследования, по результатам которых определены подходы к выбору метода респираторной поддержки, величин дыхательного объема (V_t), уровней положительного давления конца выдоха (PEEP), кинетической терапии, пермиссивной (допустимой) гиперкапнии и способов «рекрутирования» (раскры-

тия) легких.

Достаточно широко используются дополнительные методы респираторной терапии, такие как ингаляции сурфактанта, оксида азота (NO), а также экстракорпоральная мембранная оксигенация. Проводятся экспериментальные исследования по частичной и полной жидкостной вентиляции легких.

В то же время следует признать, что, в процессе респираторной поддержки на этапах интенсивной терапии больных с различными видами острой дыхательной недостаточности, обеспечение адекватной оксигенации невозможно без индивидуального выбора режимов и параметров искусственной вентиляции легких (ИВЛ) в соответствии с динамично меняющимся состоянием пациента. В первую очередь это касается показателей биомеханики дыхания (легочно-торакальный комплайнс – C_{lt} ; сопротивление дыхательных путей – R_{aw}) и газообмена в легких.

Появление респираторов, оснащенных графическими мониторами, позволяет оценивать в режиме реального времени сами дыхательные кривые (давление/время – P_{aw}/t , дыхательный объем/время – V_t/t , инспираторный поток/время – $Flow/t$), петли аппаратного дыхания (дыхательный объем/давление – V_t/P_{aw} , инспираторный поток/дыхательный объем – $Flow/V_t$) и механические свойства легких. Эти кривые являются полезными инструментами для изучения характеристик работы респиратора и обеспечивают графиче-

ское отображение различных режимов его работы в зависимости от степени поражения легких.

То есть в настоящее время появились новые возможности в оптимизации параметров респираторной поддержки: выбор оптимального и безопасного уровня аппаратного РЕЕР, своевременная диагностика внутреннего РЕЕР и выявление неблагоприятных эффектов ИВЛ – статического и динамического перерастяжения легких, обструкции дыхательного контура, феномена десинхронизации и т. п.

В то же время опыт показывает, что эти возможности в повседневной клинической практике не используются в полной мере. Возможно, это связано с тем, что графический мониторинг графиков дыхания появился относительно недавно, а каждый респиратор имеет свои «нормативные» формы дыхательных кривых и петель. Поэтому изложение фундаментальных концепций, таких как клиническая физиология графического мониторинга вентиляции и его возможностей для оптимизации респираторной поддержки, на наш взгляд, является существенным для обеспечения адекватной искусственной вентиляции легких.

Основная цель данного руководства – предоставить врачам, в первую очередь анестезиологам-реаниматологам, инструмент, позволяющий оптимизировать стратегию проведения респираторной поддержки с помощью анализа графического мониторинга вентиляции.

Авторы выражают благодарность коллективам отделения

анестезиологии и реанимации МУЗ «Родильный дом № 1» г. Красноярска, отделения анестезиологии и реанимации МУЗ «Городская клиническая больница № 20 им. И. С. Берзона» г. Красноярска за предоставленную возможность исследований и помощь в работе.

ВВЕДЕНИЕ

Применение графического мониторинга в повседневной клинической практике для обеспечения индивидуальной оптимизации параметров искусственной вентиляции легких невозможно без понимания современных методов как самого процесса ее проведения, так и маневра, который есть у врача, чтобы следовать принципу «не навреди».

Последние литературные данные (Villagra A. [et al.], 2002; Jardin F. [et al.], 2003; Piantadosi C. A. [et al.], 2004) свидетельствуют, что эффективно и безопасно поддерживать газообмен в легких, в первую очередь у больных с синдромом острого повреждения легких (СОПЛ), в режиме «Volume control» (VC) в соответствии с концепцией «безопасной ИВЛ» (Slutsky A. S., 1994; 2001), основными положениями которой являются:

- 1) пиковое давление в дыхательных путях – не более 35 см вод. ст.;
- 2) дыхательный объем – не более 6 – 8 мл/кг массы тела;
- 3) частота дыхания и минутный объем вентиляции, минимально необходимые для поддержания парциального напряжения углекислого газа в артериальной крови (PaCO_2) на уровне 30 – 40 мм рт. ст.;
- 4) скорость пикового инспираторного потока – в диапазоне от 30 – 40 до 70 – 80 л/мин;

5) профиль инспираторного потока – нисходящий (рампообразный);

6) фракция кислорода в дыхательной смеси – минимально необходимая для поддержания достаточного уровня оксигенации артериальной крови и транспорта кислорода к тканям;

7) выбор РЕЕР – в соответствии с концепцией «оптимального РЕЕР», при котором транспорт кислорода к тканям максимальный;

8) выбор ауто-РЕЕР – избегать появления высокого ауто-РЕЕР – не более 50 % от величины общего РЕЕР;

9) продолжительность инспираторной паузы (ИП) – не более 30 % от продолжительности дыхательного цикла;

10) отношение вдох/выдох – не инвертировать отношение вдох/выдох более 1,5: 1;

11) синхронизация больного с респиратором – использование седативной терапии и при необходимости непродолжительной миоплегии, а не гипервентиляции.

В то же время наш личный опыт показывает, что с точки зрения вышеуказанной концепции, в первую очередь при синдроме острого повреждения легких, целесообразно вентилировать больных в режимах, основанных на других принципах циклирования респиратора – вентиляции, контролируемой по давлению (PC), или регламентируемой по давлению и контролируемой по объему (PRVC). Безусловно, как VC, так и PC имеют свои преимущества и недостатки, которые указаны в таблице. Поэтому врач, проводящий ре-

спираторную поддержку, должен сам выбрать наиболее подходящий базовый режим искусственной вентиляции легких с учетом характера острой дыхательной недостаточности и возможности респиратора.

Таблица

Основные преимущества и недостатки циклирования респираторов «по объему» и «по давлению»

Вентиляция «по объему» (VC)	Вентиляция «по давлению» (PC)
<i>Преимущества</i>	
Поступление постоянного дыхательного объема (V_t) в каждый дыхательный цикл	Меньшее число осложнений, связанных с баротравмой
Прямой контроль вентиляции	Лучшее распределение вентиляции
<i>Недостатки</i>	
Возможность создания чрезмерно высокого давления для доставки необходимого V_t	Значительные колебания V_t в зависимости от механических свойств легких пациента
Большое число осложнений, связанных с баротравмой	

Также следует признать, что наибольшие трудности в оптимизации респираторной поддержки возникают у больных с синдромом острого повреждения легких и острым респираторным дистресс-синдромом (ОРДС).

Отдельного внимания заслуживает выбор величины дыхательного объема. Для определения оптимального дыхательного объема были проведены мультицентровые рандомизированные исследования, в которых оценивались исходы при

остром респираторном дистресс-синдроме при вентиляции V_t , равным $6,2 \pm 0,8$ мл/кг (432 наблюдения) и $11,8 \pm 0,8$ мл/кг (429 случаев). В ходе этих исследований было установлено, что при ИВЛ с дыхательным объемом, равным 6 мл/кг, летальность достоверно ниже (31,0 %), чем при вентиляции с дыхательным объемом 12 мл/кг (39,8 %), что явилось основанием признать исследования доказательными (The Acute Respiratory Distress Syndrome Network, 2000; Eisner M. D. [et al.], 2001).

Однако нельзя не обратить внимание читателя на тот факт, что использование малых дыхательных объемов (6 мл/кг и менее) хотя и уменьшает риск баротравмы и обеспечивает хорошую оксигенацию артериальной крови, закономерно сопровождается существенным повышением $PaCO_2$ (до 60 – 70 мм рт. ст.) за счет альвеолярной гиповентиляции и большого шунта справа-налево, составляющего 30 – 50 % сердечного выброса (Lachmann B., 1992). Появился даже термин «допустимая гиперкапния». Поэтому применение низких V_t требует жесткого контроля как $PetCO_2$, так и газового состава (PaO_2 , $PaCO_2$) и кислотно-щелочного состояния крови (pH, BE).

При этом D. A. Kregenow [et al.] (2003) показали, что допустимая гиперкапния снижает летальность у пациентов с $V_t = 12$ мл/кг, но не оказывает дополнительного протективного эффекта при $V_t = 6$ мл/кг. Тем не менее роль допустимой гиперкапнии в стратегии «протективной» вентиляции

легких на сегодняшний день не определена (Laffey J. G. [et al.], 2004).

Независимо от варианта вентиляции легких **обязательно** используется положительное давление конца выдоха, чтобы предотвратить альвеолярный коллапс в течение фазы выдоха и таким образом улучшить и поддерживать вентиляционно-перфузионные отношения в легких (Slutsky A. S., 1994; Petty T. L., 1996; Levy M. M., 2004). Применение PEEP также позволяет избегать необходимость использования высоких фракций кислорода во вдыхаемой газовой смеси и высоких давлений в дыхательных путях, снизить амплитуду между пиковым давлением на вдохе и давлением в фазе выдоха, а иногда величину V_t и число аппаратных дыхательных циклов (F), что уменьшает агрессивность ИВЛ (Thompson B. T. [et al.], 2001; Slutsky A. S., 2001; Brower R. [et al.], 2003).

Для определения *«оптимальных» уровней PEEP* предложено несколько вариантов: 1) титрование PEEP до $PaO_2 > 60$ мм рт. ст. при $FiO_2 < 0,5$ без нарушения сердечного выброса (Venus B. [et al.], 1979; Falke K. J., 1980); 2) по градиенту $P(a-et)CO_2$ (разница парциального напряжения углекислого газа в артериальной крови и парциального напряжения углекислого газа в конце выдоха) (Николаенко Э. М., 1989; Murray J. F., 1984); 3) концепция «Open Lung» (Lachmann B., 1992); 4) по петле V_t/Paw (Benito S., Lemaire F., 1990; Lewandowski K., 1995); 5) протокол CMV с малыми дыхательными объемами (ARDS Network, 2005).

В то же время данные рандомизированного исследования (549 наблюдений) по оценке низких ($8,3 \pm 3,2$ см вод. ст.) и высоких ($13,2 \pm 3,5$ см вод. ст.) уровней РЕЕР в процессе респираторной поддержки при ОРДС свидетельствуют о том, что величина положительного давления конца выдоха не влияет на число баротравм (10 и 11 % соответственно), длительность ИВЛ (14,5 и 13,8 сут. соответственно) и летальность пациентов (24,9 и 27,5 % соответственно) (Bhatia P., 2004; The National Heart, Lung, and Blood Institute ARDS Clinical Trials Network, 2004; Perren A. [et al.], 2004).

Поэтому выбор варианта подбора «оптимального» уровня РЕЕР зависит от технических возможностей клиники. Но хотелось бы обратить внимание на то, что одна часть способов требует постоянного анализа газового состава крови, другая – жесткой регламентации. На наш взгляд, наиболее удобен графический мониторинг вентиляции (**при наличии графического монитора**), позволяющий (как уже упоминалось) осуществлять подбор параметров в режиме реального времени и оперативно адаптировать респираторную поддержку к меняющимся условиям.

Клиническая физиология графического мониторинга вентиляции

В процессе респираторной поддержки, как правило, осуществляется графический мониторинг дыхательных кривых

(давление/время – P_{aw}/t , дыхательный объем/время – V_t/t , инспираторный поток/время – $Flow/t$) и петель аппаратного дыхания (дыхательный объем/давление – V_t/P_{aw} , инспираторный поток/дыхательный объем – $Flow/V_t$). Представляем кривые и петли, полученные с помощью графического монитора «Servo Screen-390» (Siemens Elema, Sweden) (рис. 1 – 10).

Кривые и петли аппаратного дыхания являются нормативными, или «идеальными», поэтому при проведении респираторной поддержки нужно стремиться, чтобы они и приближались к этому идеалу.

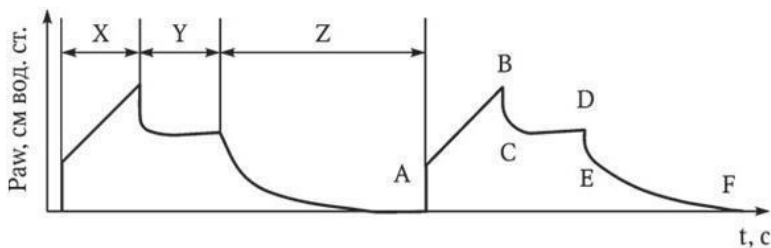


Рис. 1. Кривая P_{aw}/t в режиме CMV (VC, SIMV (VC)):

X – время вдоха; Y – пауза на вдохе; Z – время выдоха; A – начало вдоха; B – пиковое давление на вдохе; C – давление на вдохе при нулевом потоке, начало паузы вдоха (плато); D – конец паузы (плато) на вдохе; E – начало выдоха; F – конец выдоха

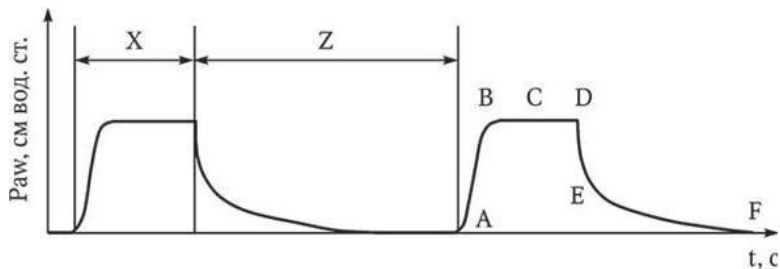


Рис. 2. Кривая P_{aw}/t в режиме PCV (PC, PRVC, SIMV(PC)):

X – время вдоха; Z – время выдоха; A – начало вдоха; B – пиковое давление на вдохе; C – давление на вдохе при нулевом потоке, начало паузы вдоха (плато); D – конец паузы (плато) на вдохе; E – начало выдоха; F – конец выдоха

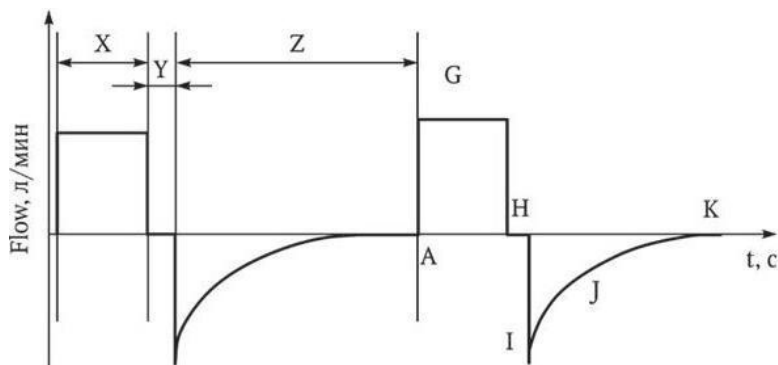


Рис. 3. Кривая $Flow/t$ в режиме CMV (VC, SIMV (VC)):
X – время вдоха; Y – пауза на вдохе; Z – время выдоха;

А – начало вдоха; G – пиковый поток на вдохе; Н – нулевой поток паузы вдоха; I – пиковый поток на выдохе; J – снижение потока на выдохе; K – конец выдоха, нулевой поток

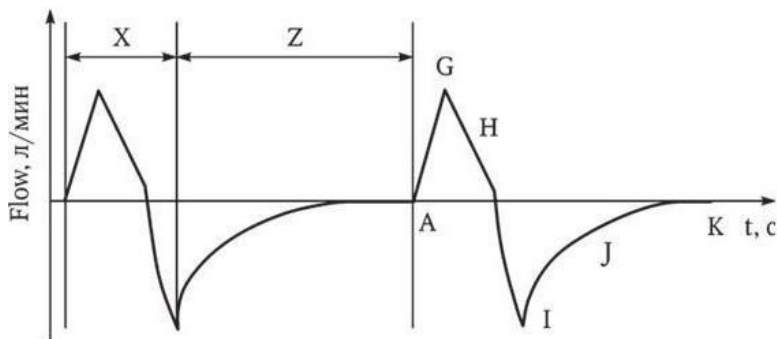


Рис. 4. Кривая Flow/t в режиме PCV (PC, PRVC, SIMV (PC)):

X – время вдоха; Z – время выдоха; А – начало вдоха; G – пиковый поток на вдохе; Н – снижение потока на вдохе; I – пиковый поток на выдохе; J – снижение потока на выдохе; K – конец выдоха, нулевой поток

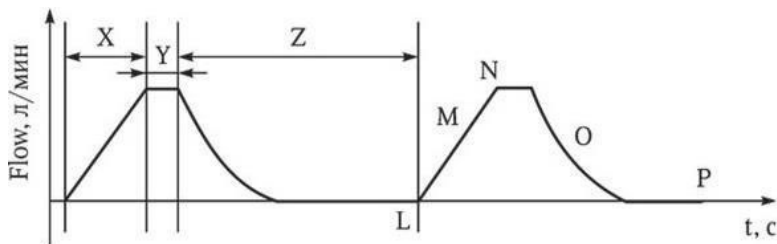


Рис. 5. Кривая V_t/t в режиме CMV (VC, SIMV (VC)):

X – время вдоха; Y – пауза на вдохе; Z – время выдоха;
L – начало вдоха; M – увеличение дыхательного объема на вдохе;
N – конец вдоха, максимальный дыхательный объем;
O – снижение дыхательного объема на выдохе; P – конец выдоха, нулевой дыхательный объем

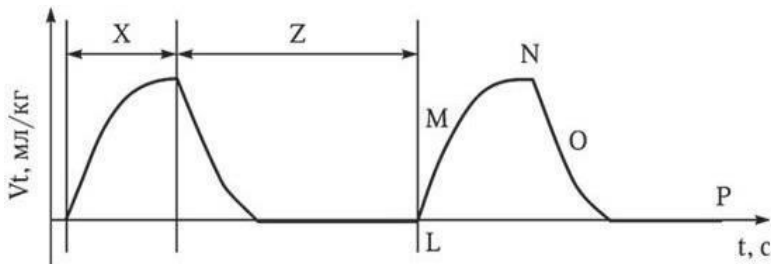


Рис. 6. Кривая V_t/t в режиме PCV (PC, PRVC, SIMV (PC)):

X – время вдоха; Z – время выдоха; L – начало вдоха; M – увеличение дыхательного объема на вдохе; N – конец вдоха, максимальный дыхательный объем; O – снижение дыхательного объема на выдохе; P – конец выдоха, нулевой дыхательный объем

Очень важную информацию дают кривые P_{aw}/t и $Flow/t$, так как они должны быть совершенно одинаковыми во всех аппаратных дыхательных циклах, а изменение их форм свидетельствует о появлении у больного попыток самостоятель-

ного дыхания (окончание действия миорелаксантов, нарушение адаптации к респиратору) (Rasanen J., 1994). Также в условиях ИВЛ о десинхронизации больного с респиратором свидетельствует появление на кривой P_{aw}/t «провала» в фазе вдоха и/или выдоха (Власенко А. В. [и др.], 2002).

Незамкнутость петли V_t/P_{aw} свидетельствует об утечке воздуха; ее смещение вправо от средней линии – о наличии РЕЕР; смещение части петли влево – об увеличении работы дыхания, выполняемой больным; отклонение к горизонтальной линии – об увеличении сопротивления дыхательных путей ($K_{a\backslash y}$); наклон петли вправо и появление признаков перерастяжения легких – о снижении легочно-торакального комплайенса (Cl_t) (Кассиль В. Л., 1997; Mancebo J., 1994; Tobin M.J., 1994; Petty T. L., 1996; Luce J. M., 1998).

При анализе петли $Flow/V_t$ наиболее важной является ее экспираторная часть, так как величина и форма потока на выдохе напрямую зависит от Cl_t и R_{aw} , а невозвращение потока в конце выдоха к нулю предполагает наличие внутреннего РЕЕР и позволяет при выборе параметров ИВЛ следить за его изменением (Benito S., 1990; Slutsky A. S., 1994; Brochard L., 1998). Неровные части на выдохе этой же петли и кривой $Flow/t$ свидетельствуют о нарушении проходимости проксимальных отделов дыхательных путей (мокрота) или наличии жидкости в контуре (Власенко А. В. [и др.], 2002).

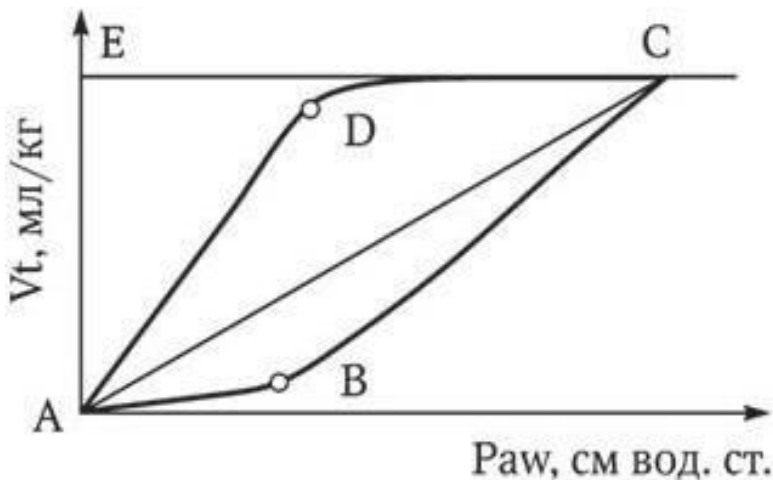


Рис. 7. Петля V_t/P_{aw} в режиме CMV (VC, SIMV (VC)):

А – начало вдоха/конец выдоха; В – точка открытия легких; С – конец вдоха/начало выдоха (максимальные PIP и V_t); D – точка закрытия легких

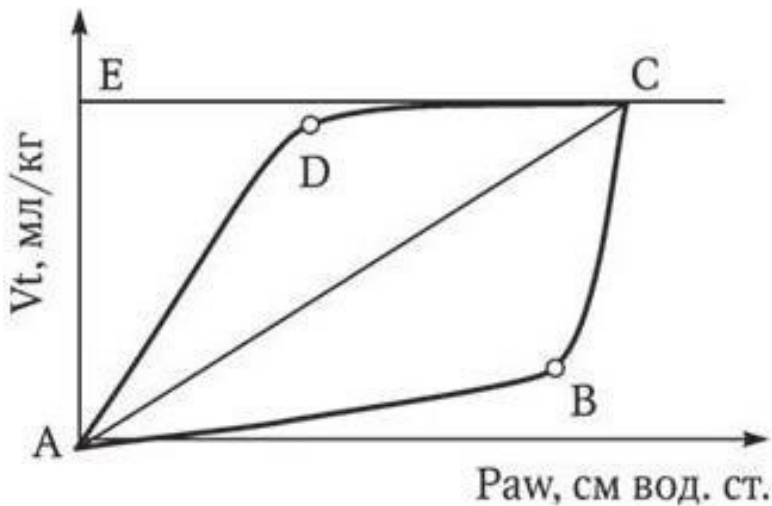


Рис. 8. Петля V_t/P_{aw} в режиме PCV (PC, PRVC, SIMV (PC)):

(PC, PRVC, SIMV (PC)): А – начало вдоха/конец выдоха; В – точка открытия легких; С – начало выдоха/конец вдоха; D – точка закрытия легких

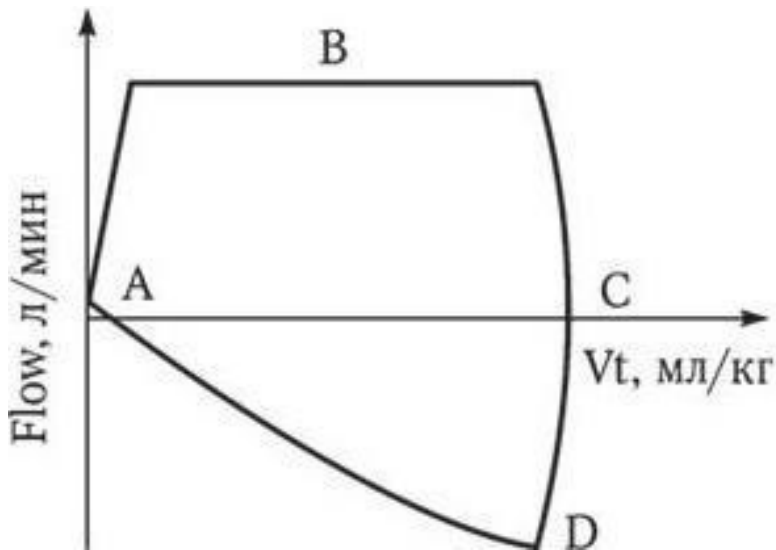


Рис. 1.9. Петля Flow/Vt в режиме CMV (VC, SIMV (VC)):

А – начало вдоха/конец выдоха; В – пиковый поток на вдохе; С – конец вдоха/начало выдоха; D – пиковый поток на выдохе

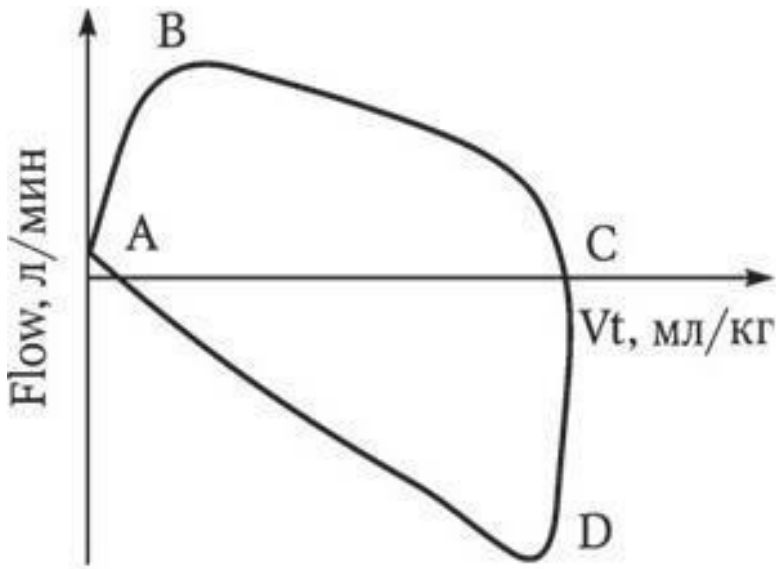


Рис. 10. Петля Flow/Vt в режиме PCV (PC, PRVC, SIMV (PC)): A – начало вдоха/конец выдоха; B – пиковый поток на вдохе; C – конец вдоха/ло выдоха; D – пиковый поток на выдохе

При ОРДС и наличии обструктивного компонента, графический мониторинг позволяет избегать слишком высокого Vt и высокого пикового давления на вдохе (PIP). Данные показатели можно контролировать с помощью кривых Vt/t и P_{aw}/t, а также кривой экспираторного потока, по которой возможно определить экспираторный поток как индикатор неполного выдоха и формирования конечного остаточного

объема.

Графический мониторинг вентиляции позволяет также решать вопрос своевременного и более адекватного «отлучения» больного от вентиляции. Пациентов «отлучают» от респиратора тогда, когда они сами могут инициировать вдох и поддерживать адекватную вентиляцию. Мониторирование потоков и давлений, с целью обеспечения «синхронизации» респиратора с пациентом, улучшает комфорт пациента, позволяет своевременно начинать «отлучение» и может помочь уменьшить риск осложнений. Улучшение результатов «отлучения» и снижение количества дней, проведенных на ИВЛ, может значительно влиять на результаты лечения пациента.

Анализ графики респираторной поддержки всегда сопровождается оценкой механических свойств легких (Clt, Raw). Так как система дыхания является динамической, то легочно-торакальный комплайнс и сопротивление дыхательных путей зависят от дыхательного объема, скорости инспираторного потока и величин давления в дыхательных путях в процессе аппаратного дыхательного цикла, а данные графического мониторинга, отображающие изменения этих показателей, расширяют наши возможности оценки и коррекции механических свойств легких.

В целом сопротивление дыхательных путей складывается из следующих параметров, представленных в формуле:

$$\text{Raw} = \text{PIP} - \text{Pplat}/\text{Flow}$$

Однако, как показано на рис. 11, при анализе кривой Raw/\dot{V}_t в условиях инспираторной паузы, снижение давления на входе происходит двуступенчато: сначала быстрое, а потом медленное. По мнению ряда авторов (Колесниченко А. П. [и др.], 2000; Mancebo J., Benito S., 1993), селективно оценивающих сопротивление дыхательных путей, разница между PIP и Pplat – отражает падение давления за счет общего резистивного, вязкостно-эластического компонентов и неомогенности легочной ткани, которое включает в себя чистый резистивный компонент, выраженный быстрым падением $\text{PIP} - \text{Pz}$, и медленное снижение давления Pz^*

Конец ознакомительного фрагмента.

Текст предоставлен ООО «ЛитРес».

Прочитайте эту книгу целиком, [купив полную легальную версию](#) на ЛитРес.

Безопасно оплатить книгу можно банковской картой Visa, MasterCard, Maestro, со счета мобильного телефона, с платежного терминала, в салоне МТС или Связной, через PayPal, WebMoney, Яндекс.Деньги, QIWI Кошелек, бонусными картами или другим удобным Вам способом.