

Мониторинг альвеолярного давления при высокочастотной струйной вентиляции легких

М.Б. Конторович, Б.Д. Зислин

Проблемная лаборатория "Высокочастотная вентиляция легких" Средне Уральского научного центра РАМН,

ООО Тритон электроникС, ГКБ № 40,

Областной пульмонологический центр. Екатеринбург.

Основным отличием респираторной механики высокочастотной струйной вентиляции легких (ВЧС ИВЛ) от спонтанного дыхания и традиционных методов искусственной вентиляции легких (ИВЛ) является, обусловленный высокой частотой дыхания (более 60 циклов/мин), феномен незавершенного выдоха, в связи с чем, перед началом вдоха в альвеолах остается некоторый объем газовой смеси, что сопровождается появлением положительного давления, сохраняющегося и после окончания выдоха - auto PEEP (auto Positive End-Expiratory Pressure). Причем, чем больше частота дыхания, тем больше выражен этот феномен. На уровень auto PEEP оказывают влияние еще и ряд других факторов, таких как отношение продолжительности фаз дыхательного цикла (I:E), эластические свойства легких и грудной стенки (торако-пульмональный комплайнс - C), аэродинамическое сопротивление в дыхательных путях (RAW) и некоторые другие.

Физиологическое значение auto PEEP состоит в том, что при умеренных его величинах происходит проникновение (перетекание) массы газа из хорошо вентилируемых альвеол в альвеолы, находящиеся в спавшем состоянии и, тем самым, происходит выравнивание вентиляционно-перфузионных соотношений в альвеоло-капиллярном секторе газообмена, уменьшение внутрилегочного шунтирования крови и улучшение ее оксигенации. Известны несколько путей реализации этого феномена: перемещение газа естественным путем по мелким бронхам (pendelluft) [1], а также по порам Кона и другим коллатеральным путям [2].

Учитывая выше изложенное, становится очевидным, что необходимость мониторинга и контроля auto PEEP имеет не только большое практическое значение (респираторная поддержка при остром повреждении легких и респираторном дистресс синдроме), но и несомненный научный интерес, т.к. позволяет исследовать мало изученную проблему об особенностях внутрилегочной кинетики газов при струйной высокочастотной вентиляции легких.

Между тем, регистрация этого параметра недоступна известным в настоящее время аппаратам для высокочастотной струйной вентиляции. Определяемая ими величина конечного экспираторного давления (PEEP), зарегистрированная в проксимальных отделах верхних дыхательных путей, не отражает истинного значения давления в альвеолах. Так, по нашим данным [3], полученным при исследовании 16 больных, оперированных на легких, при частотах 90, 100, 110 и 120 циклов/мин. и достоверно не различающихся дыхательных объемах auto PEEP в 1,5-2 раза превышало величины PEEP (P=0,000). Исследований, посвященных мониторингу альвеолярного давления при ВЧС ИВЛ, в доступной литературе нам не встретилось.

Материал и методы исследования.

Вентиляция легких осуществлялась респиратором JV-100 ZisLINE с блоком мониторинга респираторной механики фирмы Тритон ЭлектроникС (Екатеринбург) [4].

Основное отличие данного респиратора от традиционных аппаратов ИВЛ состоит в наличии открытого (непосредственно связанного с атмосферой) бесклапанного дыхательного контура. Блок мониторинга позволяет регистрировать пиковое (PIP),

конечное экспираторное (РЕЕР), среднее (P_{mean}) давление в дыхательных путях и конечное экспираторное давление на уровне альвеол (auto РЕЕР), дыхательный и минутный объемы вентиляции, а также концентрацию кислорода и двуокиси углерода в дыхательном газе. В отличие от существующих в настоящее время подобных сенсоров этот блок позволяет получить достоверную информацию в условиях высокой частоты вентиляции (до 300 циклов/мин), скорости газовой струи в диапазоне 179,2-339,5 м/с и турбулентного потока [5]

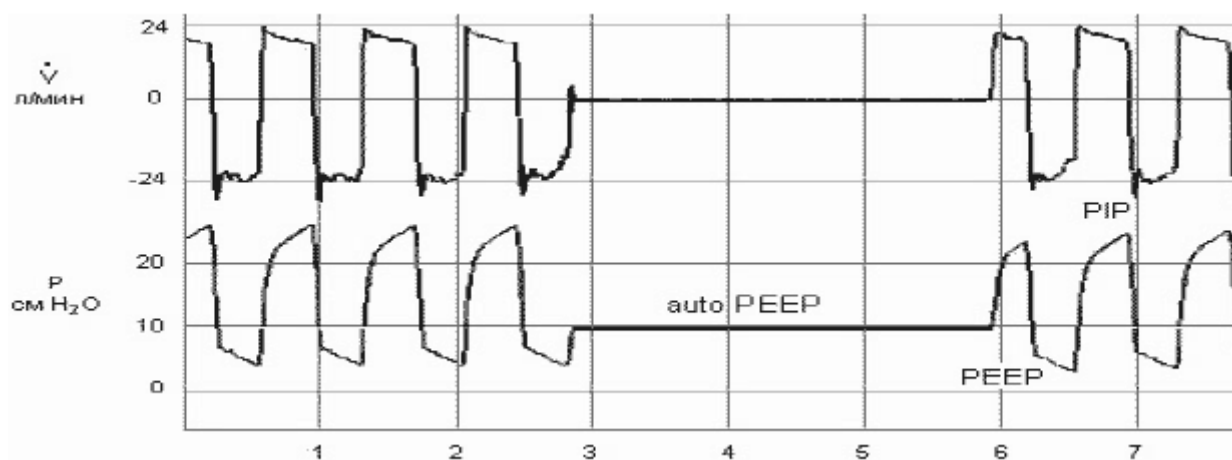
Давление в дыхательных путях при ВЧС ИВЛ исследовалось при вентиляции 18 больных туберкулезом и раком легких, перенесших резекцию легких различной протяженности (сегментэктомии и лобэктомии). Регистрация параметров давления в дыхательных путях осуществлялась в диапазоне частот вентиляции (F) 30-120 циклов в минуту с промежутком в 10 циклов. Регистрировались следующие параметры: PIP, РЕЕР, P_{mean} , auto РЕЕР. Регистрация этих параметров проводилась трижды при отношениях вдоха к выдоху (I:E) равным 1:3, 1:2 и 1:1 при не различающихся величинах дыхательного объема (VT). Всего проведено 231 исследование.

Регистрация auto РЕЕР (рис.1) осуществлялась при полной изоляции дыхательного контура от атмосферного воздуха (блокировался выдох) в условиях искусственно созданной респираторной паузы продолжительностью 3-5 с при нулевой скорости газового потока (в аппарате предусмотрена такая опция).

Рисунок 1.

Регистрация альвеолярного давления (auto РЕЕР)

Мониторинг альвеолярного давления при высокочастотной струйной вентиляции легких

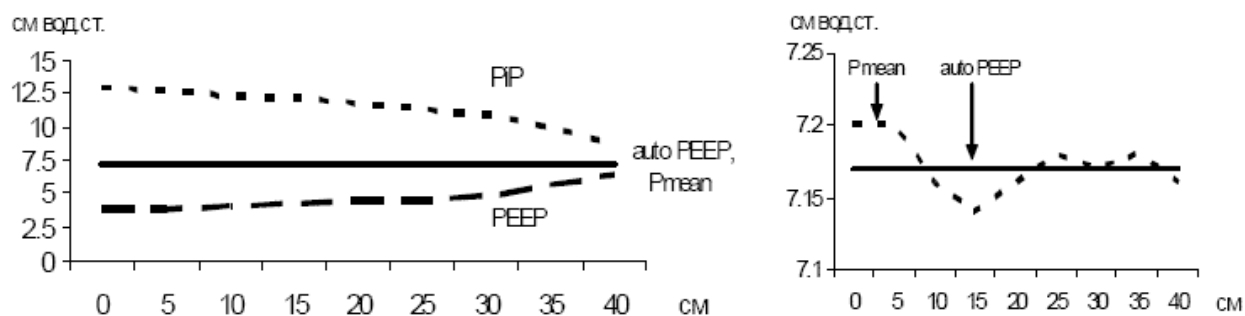


Учитывая, что величины давления, определяемые в верхних отделах дыхательных путей, существенно отличаются от таковых, зарегистрированных в дистальных отделах, [6], мы еще у 10 аналогичных больных провели замеры давления на различных уровнях бронхиальной системы при частоте 120 циклов в минуту, отношении I:E равным 1:2 и дыхательном объеме 140-160 мл. Под контролем бронхоскопии с помощью высокочувствительного (± 2 мм вод.ст.) манометра ИиНД 500/75 (Тритон электроникС) катетером (1,2 мм) замерялось давление на уровне присоединения коннектора к интубационной трубке (0 см), на протяжении интубационной трубки и дистального отдела трахеи (5, 10, 15, 20 см), на уровне бифуркации трахеи (25 см), в главных (30 см), долевых (35 см) и сегментарных (40 см) бронхах. Обсуждение результатов исследования

Динамика параметров давления в дыхательных путях на различном уровне бронхиальной системы представлена на рисунке 2.

Рисунок 2.

Параметры давления в дыхательных путях на различном уровне бронхиальной системы
Мониторинг альвеолярного давления при высокочастотной струйной вентиляции легких



Материалы, приведенные на графиках рис. 2, свидетельствуют, что по мере продвижения газовой смеси в дистальные отделы дыхательных путей снижается пиковое и повышается конечное экспираторное давление. Различия в величинах данных параметров, как между собой, так и в каждом из них на различных уровнях регистрации в дыхательных путях статистически достоверны ($P < 0.02$).

Причины данного феномена связаны с особенностями механики дыхания при ВЧС ИВЛ. При одинаковом дыхательном объеме возрастающее сопротивление дихотомически делящейся бронхиальной системы оказывают большее влияние на снижение PIP, чем незавершенный выдох в условиях открытого дыхательного контура влияет на повышение PEEP. И это естественно, т.к., при наличии открытого дыхательного контура, по мере углубления измерительного катетера в дыхательные пути дихотомическое деление бронхов обуславливает уменьшение скорости газа на вдохе. Поэтому PIP, и PEEP по своим значениям приближаются к Pmean (рис. 2, левый график).

Положительное альвеолярное давление (auto PEEP) обусловлено незавершенным выдохом. На величину auto PEEP может оказывать влияние также наличие "воздушных ловушек" (air trapping) при обструктивных заболеваниях легких и применении инверсионных режимов вентиляции. Поэтому неудивительно, что при отсутствии выраженных обструктивных нарушений в дыхательной системе и одинаковой продолжительности выдоха (одинаковые F и I:E), величина альвеолярного давления остается неизменной и не зависит от уровня бронхиальной системы, на котором она измеряется. Важнее другое.

При примененной нами частоте вентиляции 120 циклов/мин величины auto PEEP и Pmean различаются крайне незначительно (рис. 2, правый график). Максимальные различия не превышают 0,6 мм вод.ст. при коэффициентах корреляции - R равных 0,997-0,999. На уровне верхнего края интубационной трубки эти различия составляют всего 0,3 мм вод.ст. Результаты проведенного исследования позволяют сделать вывод: при высоких частотах струйной вентиляции величины auto PEEP и Pmean практически не различаются независимо от того, на каком уровне дыхательной системы производятся замеры давления в дыхательных путях. Следовательно, по величине среднего давления в верхних дыхательных путях, можно получать информацию об истинном уровне альвеолярного давления и степени динамической гиперинфляции.

Этот феномен требует специального комментария. Дело в том, что по своей физической природе альвеолярное давление (auto PEEP) и среднее давление в дыхательных путях (Pmean) несколько различаются. Величина среднего давления

определяется площадью под кривой давления всего дыхательного цикла, а auto РЕЕР это величина давления, зарегистрированная в нижней точке нисходящего колена кривой в момент окончания выдоха перед началом вдоха при нулевой скорости потока. Поэтому значение auto РЕЕР всегда должно быть несколько меньше, чем Pmean. Однако различия в величинах этих параметров могут существенно варьировать в зависимости от частоты дыхания, наличия и выраженности обструктивных процессов в дыхательных путях и особенно при изменениях в продолжительности фаз дыхательного цикла (I:E).

На рисунках 3 и 4 представлены различные варианты соотношений альвеолярного и среднего давлений.

Материалы, представленные на графиках рисунков 3 и 4 позволяют сформулировать несколько положений, касающихся особенностей механики дыхания при высокочастотной вентиляции.

Рисунок 3.

Величины auto РЕЕР в зависимости от частоты вентиляции и продолжительности фаз дыхательного цикла.

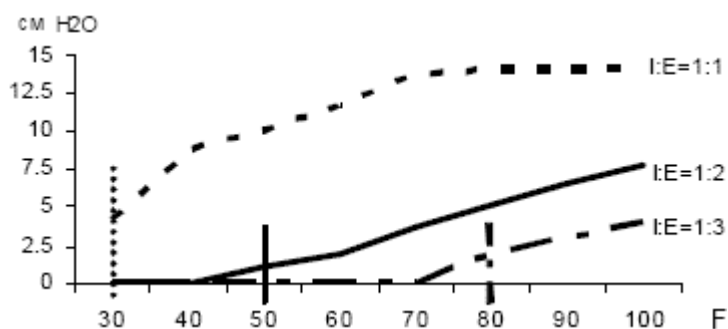
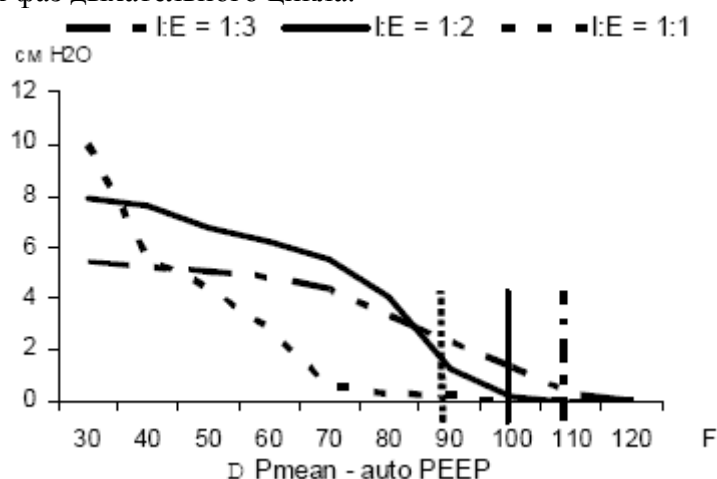


Рисунок 4.

Различия auto РЕЕР и Pmean (D P) в зависимости от частоты вентиляции и продолжительности фаз дыхательного цикла.



Независимо от продолжительности фаз дыхательного цикла, по мере увеличения частоты вентиляции отмечается достоверное ($P=0,000$) возрастание альвеолярного давления. В диапазоне 30-120 циклов/мин оно увеличивается в 3-6 и более раз.

На уровень альвеолярного давления большое влияние оказывает продолжительность выдоха (отношение I:E). При уменьшении времени выдоха феномен auto PEER появляется при меньших частотах. Так, при I:E равном 1:1 положительное альвеолярное давление регистрируется уже при частоте 30 циклов/мин, при I:E равном 1:2 только при 50, а при I:E равном 1:3 - при 80 циклах/мин.

Причины этих особенностей ВЧ ИВЛ становятся понятными, если учесть, что при увеличении частоты дыхания и/или уменьшения отношения I:E, укорачивается продолжительность выдоха, в связи с чем, в большей степени проявляется феномен незавершенного выдоха и к моменту его окончания в альвеолах остается больший объем газа.

Изучение особенностей физиологических эффектов ВЧС ИВЛ позволяет, как показывает наш опыт, получить новые факты, касающиеся закономерностей альвеолярной вентиляции и альвеоло-капиллярного газообмена [3]. Так, удалось установить своеобразие роли анатомического "мертвого" пространства во внутрилегочной кинетике газов. При ВЧС ИВЛ оно является резервуаром, где происходит смешивание инспираторного и экспираторного газа с образованием гиперкапнического и гипероксического состава газовой смеси, который кинетической энергией газовой струи транспортируется к альвеоло-капиллярной мембране. Установленный феномен свидетельствует о наличии в зоне анатомического "мертвого" пространства активного газообмена, что принципиально изменяет его традиционную функцию. Удалось также установить особенности торако-пульмонального комплайенса. В отличие от традиционной ИВЛ, его снижение отражает не "жесткость" легких (количество невентилярованных альвеол), а его воздушность (количество заполненных газом альвеол).

Следующее положение имеет несомненное практическое значение. Поскольку современные аппараты для высокочастотной вентиляции лишены возможности мониторинга альвеолярного давления, то представлялся важным поиск традиционных физиологических параметров, наиболее достоверно отражающих альвеолярное давление. Известно, что одним из таких параметров является среднее давление в дыхательных путях [7].

Выше мы уже обсуждали этот вопрос. Рисунок 4 иллюстрирует различия альвеолярного и среднего давлений ($D_{\text{auto PEER}} - P_{\text{mean}}$) в зависимости от частоты вентиляции и отношения I:E.

Данные, приведенные на рис. 4, свидетельствуют, что по мере увеличения частоты вентиляции и продолжительности вдоха величина $D_{\text{auto PEER}} - P_{\text{mean}}$ прогрессивно уменьшается. Причем, чем меньше I:E (меньше продолжительность выдоха), тем при более низких частотах наступает выравнивание значений этих параметров. Так, при частоте 30 циклов/мин различия auto PEER и P_{mean} составили $3,9 \pm 1,7$ см вод.ст. ($M \pm SD$), при частоте 60 циклов/мин - $3,1 \pm 1,6$ см вод.ст., при частоте 80 циклов/мин - $1,2 \pm 1,1$ см.вод.ст ($P=0,001$). На частотах 100-110 циклов/мин различия почти полностью нивелируются ($0,06 \pm 0,06$ см вод.ст.; $P=0,000$).

Поскольку частоты 100-110 циклов/мин наиболее часто применяется в практике проведения ВЧС ИВЛ, то можно констатировать, что открываются реальные пути для контроля альвеолярного давления, используя для этой цели информацию о среднем давлении в дыхательных путях.

Выводы

1. Наиболее достоверная информация о внутрилегочной кинетике газов при ВЧ ИВЛ может быть получена с помощью регистрации альвеолярного давления (auto PEER). В этом плане auto PEER имеет преимущества перед традиционно регистрируемым конечным экспираторным давлением (PEER).

2. Причиной появления положительного альвеолярного давления при ВЧ ИВЛ является феномен незавершенного выдоха. Поэтому уровень альвеолярного давления находится в непосредственной зависимости от частоты вентиляции и отношения времени вдоха и выдоха. Варьируя этими параметрами, можно в определенных пределах обеспечить контроль альвеолярного давления и уровня динамической гиперинфляции.
3. При частотах 100-110 циклов/мин величина среднего давления в дыхательных путях почти полностью совпадает со значением альвеолярного давления. Причем, величины этих параметров не зависят от уровня их регистрации на протяжении бронхиальной системы. Поэтому измерение среднего давления в проксимальных отделах системы органов дыхания при частотах 100-110 циклов/мин будет полностью отражать уровень альвеолярного давления. А это открывает серьезные перспективы для углубленного изучения физиологических эффектов ВЧ ИВЛ.
4. Аппарат ZisLINE JV-100 с блоком мониторинга респираторной механики фирмы Тритон электроникС, обеспечивающий мониторинг альвеолярного давления, может быть использован для изучения физиологии и патологии альвеолярной вентиляции и альвеоло-капиллярного газообмена.

Библиография

1. Gillespil T. J. - Mayo Clin. Proc.- 1983.- V. 58.- p. 187- 196
2. Зильбер А.П. Дыхательная недостаточность, М., "Медицина".- 1989
3. Зислин, Б. Д., Конторович М. Б. Новые возможности мониторинга параметров механики дыхания при высокочастотной струйной вентиляции лёгких //Вестн. интенс. терап.- М.: 2006. - № 6. - С. 30 - 32.
4. Сертификат соответствия № РОСС RU. ИМ-04.В05495 от 29.11.05
5. М.Б.Конторович, Б.Д.Зислин, А.В.Чистяков. Устройство для искусственной вентиляции легких. //Патент на полезную модель № 60358 от 27.01.07.
6. Jonson B., Lachmann B., Fletcher R. Monitoring of physiological parameters during high frequency ventilation. //Acta Anaesthes. Scand., 1989.-V.90.-P.165-169.
7. Кассиль В.Л. Выжигина М.А., Лескин Г.С. Искусственная и вспомогательная вентиляция легких. М.: Медицина, 2004.