

ТЕОРИЯ И УПРОЩЕННАЯ МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ МНОГОУРОВНЕВОЙ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Р. Török, М. Májek*

Отделение анестезиологии и интенсивной медицины, Больница Вранов на Топле

* Клиника анестезиологии и интенсивной медицины академика Дерера,
Словацкого медицинского университета, Братислава (Словакия)

Multilevel Ventilation: Theory and Simplified Mathematical Model

R. Török, M. Májek

Department of Anesthesiology and Intensive Medicine, Hospital, Vranov-on-Tople

*Academician Derer Clinical of Anesthesiology and Intensive Medicine, Slovak Medical University, Bratislava (Slovakia)

Исходя из проблематики искусственной вентиляции легких (ИВЛ) при негетерогенных патологических процессах в легких (ALI, ARDS, пневмония и др.), авторы создали программную математическую модель многокомментных негетерогенно поврежденных легких, «вентиляцию» которых проводили новым способом ИВЛ — так называемой трехуровневой вентиляцией. Многоуровневую вентиляцию определили как способ (модификацию) ИВЛ, при которой основной уровень вентиляции создают вентиляционные режимы CMV, PCV, или PS (ASB), а надстройку, так называемую «вентиляцию на фоне», создают уровни РЕЕР и РЕЕРh (РЕЕР high) с изменяемой частотой и продолжительностью. Многоуровневую вентиляцию на 3-х уровнях давления авторы проводили на математической модели в виде сочетания вентиляции, управляемой давлением (PCV), и двух уровней РЕЕР и (РЕЕРh). Целью работы являлось доказательство того, что при выраженной неравномерности распределения газов в не гетерогенно поврежденных легких с помощью многоуровневой ИВЛ можно улучшить поступление газов в так называемые «медленные» бронхоальвеолярные компартменты без риска существенного изменения объема так называемых «быстрых» компартментов. *Материал и методика.* Многоуровневую вентиляцию на 3-х уровнях давления проводили, используя математическую модель в виде сочетания вентиляции, управляемой по давлению (PCV), и двух уровней РЕЕР и (РЕЕРh). *Результаты.* При сравнении одноуровневой ИВЛ в режиме РС с вентиляцией в виде сочетания РС+РЕЕРh/РЕЕР выявили, что наполнение «медленных» компартментов модели улучшилось на 50–60% по сравнению с исходными значениями. В абсолютном выражении для компартментов с обструкцией эта разница достигает 2–10-кратного объема. *Заключение.* На математической модели можно продемонстрировать, что применение так называемой трехуровневой ИВЛ приводит к выраженным изменениям распределения газов в негетерогенно поврежденной патологическим процессом легочной ткани. Авторы отмечают, что для оценки эффектов этой модификации ИВЛ предложенная математическая модель требует клинической проверки. *Ключевые слова:* ИВЛ, многоуровневая ИВЛ, ARDS, ALI.

Considering the issues of artificial ventilation (AV) in non-homogenous pathological lung processes (acute lung injury, acute respiratory distress syndrome, pneumonia, etc.), the authors created a mathematical model of multicompartment non-homogenous injured lungs that were ventilated by a new mode of AV, the so-called three-level ventilation. Multi-level ventilation was defined a type (modification) of ALV whose basic ventilation level was produced by the modes CMV, PCV or PS (ASB) and add-on level, and the so-called background ventilation was generated by the levels of PEEP and high PEEP (PEEP_h) with varying frequency and duration. Multi-level ventilation on 3 pressure levels was realized by the mathematical model as a combination of pressure-controlled ventilation (PCV) and two levels of PEEP and PEEP_h. The objective was to prove that in cases of considerably non-homogenous gas distribution in acute pathological disorders of lungs, gas entry into the so-called slow bronchoalveolar compartments could be improved by multi-level AV, without substantially changing the volume of so-called fast compartments. *Material and Method.* Multi-level ventilation at 3 pressure levels was realized by the mathematical model as a combination of PCV and two levels of PEEP and PEEP_h. *Results.* By comparing the single-level AV in the PCV mode with the so-called three-level ventilation defined as a combination of PCV+PEEP_h/PEEP, the authors have discovered that the loading of slow compartments in the model was considerably improved by 50–60% as compared with the baseline values. In absolute terms, this difference was as many as 2–10 times of the volume. *Conclusion.* The mathematical model may demonstrate that the application of the so-called three-level AV causes considerable changes in gas distribution in the lung parenchyma disordered by a non-homogenous pathological process. The authors state that the proposed mathematical model requires clinical verification in order to evaluate the efficiency of this modification of AV. *Key words:* artificial ventilation, multi-level artificial ventilation, acute lung injury, acute respiratory distress syndrome.

Одной из важных и трудно решаемых проблем искусственной вентиляции легких (ИВЛ) является выбор режима ИВЛ у больных с диффузионным патологическим процессом в легочной ткани, который вызывает вы-

раженную негетерогенность доставки газовой смеси в различные отделы лёгких.

Исходя из основ математического и физического моделирования искусственной вентиляции легких

(ИВЛ), можно сказать, что ИВЛ в классическом режиме, даже наилучшим образом подобранном по частоте и давлению, не может обеспечить оптимальную доставку газов в отделы лёгких, в различной степени затронутые патологическим процессом [1, 2].

Различия постоянных времени (τ) отдельных компарментов легких (также симулированных в модели) так велики, что даже при оптимальной настройке параметров ИВЛ для одного или двух компарментов (частота, соотношение времен $T_i:T_e$, потоки газов), для других режим вентиляции оказывается неудовлетворительным или весьма субоптимальным.

Можно сказать, что один единственный режим вентиляции с определенными параметрами: частота вентиляции (f), время вдоха и выдоха ($T_i:T_e$), дыхательный объем (VT), положительное давление в конце выдоха (PEEP), давление вентиляционной поддержки (P_{ps}) в режиме ИВЛ, управляемом по давлению, и т. п., не может быть оптимально настроен для каждого из отделов легких, поврежденных в различной степени [3–6].

Наиболее простым теоретическим решением было бы применение для каждого компармента такого индивидуального режима вентиляции, который был бы оптимальным по отношению к механическим свойствам данного отдела. Однако, это технически невыполнимо, так как компарменты не расположены в одном месте, и невозможно определить вход в каждый компармент [4].

Примером для иллюстрации этого положения служит селективная бибронхиальная вентиляция при одностороннем повреждении легкого (например, контузия одного легкого), когда здоровое легкое вентилируется в одном режиме ИВЛ, а легкое, пораженное патологическим процессом — в другом режиме с другими параметрами. В таком случае оказывается возможным анатомически отделить поврежденные и неповрежденные компарменты и физически разделить потоки газов, поступающие в каждый из компарментов (в данном случае «здоровое» и «больное» легкое).

При анатомически негетерогенном повреждении легких (пневмония, ОРДС, бронхолит, отёк легких, ушиб легких и т. п.) существует большое количество в различной степени поврежденных, но биофизически похожих компарментов, которые анатомически рас-

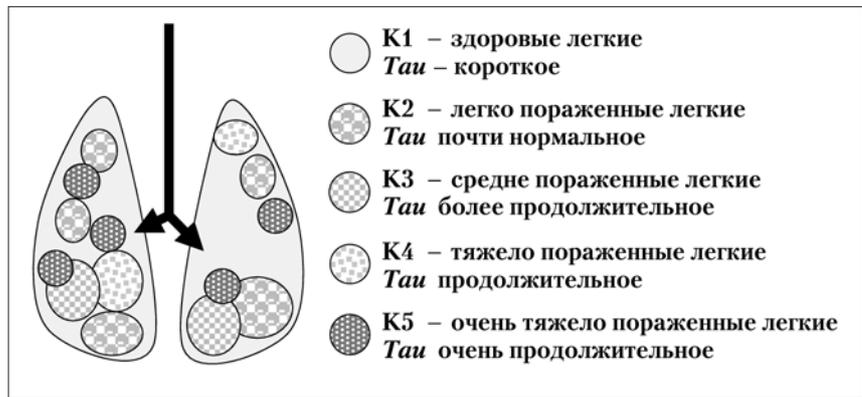


Рис. 1. Схематическое изображение диффузно негетерогенно пораженных легких.

пределены по всем легким. В таком случае невозможно распределение потоков газов по каждому из отдельно взятых компарментов [1, 4] (рис. 1).

В таких случаях вентиляция будет оптимальной только в тех компарментах, для которых выбранные настройки параметров ИВЛ окажутся наиболее подходящими. Остальные компарменты будут вентилироваться менее адекватно.

Для изучения механических свойств дыхательных органов, и также для введения дыхательных газов существует только один «сигнальный» и в то же время «исполнительный путь» — это трахея, эндотрахеальная трубка (ЭТ), или трахеостомическая (ТТ) трубка. В конце этого «пути» можно измерять основные физические параметры потока газов, необходимые для изучения легочной механики. Этот «путь» можно использовать также для проведения ИВЛ. Причем прямо измерять можно только параметры потока (Q), давления (P) и времени (t). Все остальные параметры являются расчетными [4, 5].

Вышеприведенные анатомические и физические ограничения создают проблемы при выборе и применении оптимальных параметров ИВЛ для отдельных, в различной степени поврежденных и анатомически негетерогенно расположенных компарментов.

Материалы и методы

Теория многоуровневой ИВЛ.

Допустим у нас имеется математическая мультикомпарментная модель негетерогенных легких. Статическая податливость была симулирована в линейном виде, для каждого компармента (k) $Cst_{1-5} = 100 \text{ ml.kPa}^{-1}$ и сопротивления компарментов от 0,3 до 15 $\text{kPa.l}^{-1}\text{сек}^{-1}$. Постоянные времени (τ) /сек/, показывающие «скорость» наполнения компармента во время вдоха и скорость опорожнения в течение выдоха для отдельных компарментов приведены в табл. 1.

Таблица 1

Постоянные времени мультикомпарментной модели

Компармент	(сек)	3 * τ (сек)
K1	0,05	0,15
K2	0,1	0,3
K3	0,4	1,2
K4	1	3
K5	1,5	4,5

Теоретически оптимальные частоты для отдельных компарментов

Компарменты	$Ti = Te = 3 * \tau(\text{sek})$	$Tcy = Ti + Te$	$f \text{ opt (d.min}^{-1}) f = 60 / Tcy$
k1	0,15	0,3	200
k2	0,3	0,6	100
k3	1,2	2,4	25
k4	3	6	10
k5	4,5	9	6,6

$$\tau = R * C (0).$$

Предположим, что применяется ИВЛ с соотношением $Ti:Te = 1:1$. Продолжительность вентиляционного цикла (Tcy) и частоты вентиляции, приведенная в табл. 2 является оптимальной для газообмена в отдельных компарментах за время $3 * \tau$.

$$Ti = Te = 3 * \tau (1);$$

$$Tcy = Ti + Te (2);$$

$$f = 60 / Tcy (3).$$

Из табл. 2 вытекает, что, если легкие вентилировать с частотой 200 $d.min^{-1}$, только компармент k1 будет вентилироваться оптимально, а в остальных разовьется гиповентиляция, которая будет тем выраженнее, чем больше у компармента, т. е. чем более «медленными» являются компарменты.

Наоборот, если вентилировать лёгкие с частотой 6–7 $d.min^{-1}$, оптимально вентилироваться будет компармент k5, а остальные компарменты будут вентилироваться субоптимально.

Субоптимальная вентиляция проявится как относительная гипервентиляция/гиповентиляция и в случае режима ИВЛ VC (volume control), (CMV), когда пиковое альвеолярное давление (P_{ai}) в компарментах с меньшим τ значительно повысится.

Если теоретически осмыслить вышесказанное, то вполне можно прийти к заключению, что для оптимального газообмена в каждом компарменте будет необходимо проведение одновременной вентиляции с пятью различными частотами, или с различными соотношениями времени $Ti:Te$, дыхательными объемами или давлениями.

Фактически при ИВЛ у нас только один входной элемент, которым является трахея, или эндотрахеальная или трахеостомическая канюля, через которую должны пройти вдыхаемый и выдыхаемый потоки газа. Из этого вытекает техническое решение и философия искусственной вентиляции легких с несколькими уровнями давления и частотами вентиляции.

Режимы и настройка параметров времени и давлений отдельных уровней ИВЛ должны быть совместимы между собой, а также со спонтанной дыхательной активностью пациента.

Объяснение наименований.

Так как многоуровневая вентиляция является новым решением, необходимо объяснить отдельные понятия, которыми мы будем пользоваться в нижеследующем тексте.

Основной режим ИВЛ — это вентиляционный режим, включая параметры настройки частоты, соотношений времен $Ti:Te$, объема или давления, которые применяются у пациента в качестве основного (например, CMV, PCV, PS /ASB/). Этот режим можно также назвать фоновой вентиляцией.

Надстроечные уровни — это модификация вентиляционного режима, которая функционирует одновременно с основным режимом, но с другими параметрами давления, продолжительности дыхательного цикла. Таких уровней теоретически может быть большое количество, причем мы

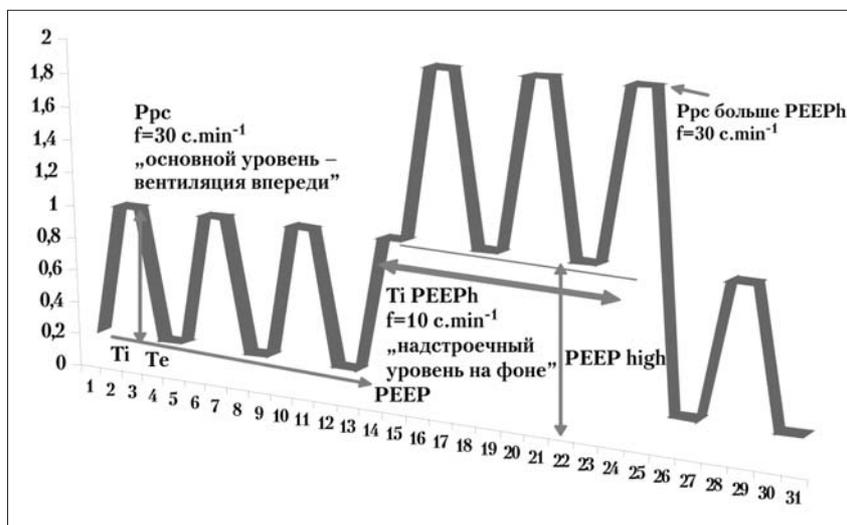


Рис. 2. Схематическое изображение кривой давления при применении трехуровневой вентиляции легких. Основной вентиляционный режим (PCV) с частотой 30 $d.min^{-1}$, и надстроечный уровень вентиляции на фоне с частотой 10 $d.min^{-1}$, созданный уровнем давления PEEP_h / PEEP.

их называем как надстроечный уровень с 1-го ...по n-ый. Эти уровни можно назвать — вентиляцией на фоне. Они как будто «скрыты» в основном уровне. Частота надстроечных уровней, и также применяемое давление являются обычно ниже параметров основного уровня.

PEEP — настраивается на респираторе в виде статической величины с целью проведения «рекрутмента» (или для сохранения геометрии альвеол), является постоянным давлением в дыхательных путях, действующим и в альвеолах.

Настройка параметров давления в математической модели была идентичной с рис. 2.

Естественно, что значения P_{pc} и PEEP_h, и также PEEP, можно при переходе в трехуровневую вентиляцию установить на необходимом уровне. Пример представлен на рис. 3.

На верхнем графике на рис. 3 изображен переход из вентиляции в режиме PCV (исходная настройка) в трехуровневую вентиляцию. P_{pc} (точка Q и R) мы не меняли, и поэтому пиковое давление P_{pc} выше PEEP_h (точка S) увеличилось на значение PEEP_h. На нижнем графике изображена другая возможность настройки значений давления. Давление в режиме PCV — P_{pc} было исходно установлено на значение, соответствующее точке D. При настройке трехуровневой вентиляции мы понизили параметры давления P_{pc} до уровня точки E, а давление вдоха P_{pc} превышающее PEEP_h (точка F) достигает только исходного значения P_{pc} (точка D), применяемого в исходном режиме PCV.

Имеется большое количество сочетаний и вариантов настройки и конкретный подбор ее параметров зависит в большой степени от характера легочной патологии. Пример на рис. 3 использован в виде дидактического пособия.

Основное объяснение математической модели и физических принципов трехуровневой вентиляции и ее симуляция на неомогенной мультикомпарментной модели легких.

Предполагаем, что пациент (модель) с определенными механическими свойствами легких подвергается ИВЛ в режиме pressure control ventilation (PCV) с выбранными параметрами Ppc (pressure of pressure control) = 1 kPa, f = 30 d.min⁻¹, Ti:Te = 1:1, РЕЕPh = 0,2 kPa. Этот вентиляционный режим считаем фоновым, или основным режимом ИВЛ.

На фоне этого вентиляционного режима применяем по очереди уровень РЕЕPh (РЕЕPhigh), с параметрами: РЕЕPh = 1 kPa больше РЕЕPh, с частотой f_{РЕЕPh} = 1/3 от частоты РС, т.е. 10 d.min⁻¹. Соотношение Ti : Te надстроечного уровня составляет 1:1, т.е. (Ti_{РЕЕPh}) = Ti%h = 50%.

Кривая время/давление трехуровневой вентиляции схематически изображена на рис. 2.

Теоретически можно предполагать, что компартменты с короткой постоянной времени на 5-компаратментной модели легких будут лучше вентилироваться с более высокой частотой, т.е. режимом РС, в отличие от патологических компартментов, которые будут лучше вентилироваться чередованием РЕЕPh/РЕЕPh с частотой 10 d.min⁻¹.

Для расчета пикового альвеолярного давления (Pai) и конечного альвеолярного давления (Pae) и также дыхательного объема (VT) в отдельных компартментах (k1–5) применяли следующие формулы:

$$Pae = PEЕPh + PEЕPi \quad (4);$$

$$VT = Cst * (Pai - Pae) \quad (5);$$

или вычисленное другим образом (6):

$$VT = Cst * [(Pae + Ppc - Pae * \{1 - e - (Ti/\tau)\}) - (Ppc * \{e - (Te/\tau)\} / \{1 - e - (Te/\tau)\})] + PEЕPh \quad (6),$$

где Pae – конечное альвеолярное давление = РЕЕPh + РЕЕPi

(внутреннее, ауто РЕЕPi) (kPa);

e – естественный логарифм;

Cst – статическая податливость (l.kPa⁻¹);

τ – постоянная времени компартмента (sek);

Ti – время вдоха (инсуфляции газа в легкие) (sek);

Ti = Te (для модели Ti:Te = 1:1).

Модель предполагает линейную форму Cst, идеализированные экспоненциальные формы потока и ламинарное течение газовой смеси. Генератор давления был симулирован в виде генератора с нулевым внутренним сопротивлением (Rg = 0). Схематический принцип модели изображен на рис. 4.

Схематическое наполнение и опорожнение отдельных компартментов (k1–5) во время отдельных фаз трехуровневой вентиляции изображено на рис. 5.

В верхней части рисунка изображена первая фаза вентиляции циклами PCV и действие давления Ppc на наполнение и опорожнение отдельных компартментов.

При достижении точки давления (X) на P/t кривой (конец вдоха) доставка газов в отдельные компартменты достигнет обозначенных объемов. Компартменты k1 и k2 заполняются максимально, с k3 по k5 – меньше. Во время выдоха (точка давления, обозначенная Y – конец выдоха), первые два компартмента опорожняются полностью, k3–5 опорожняются в меньшей степени. В этих компартментах останется определенный объем газов (trap volume) и образуется ауто- (внутреннее) РЕЕPi. Негомогенность доставки газов обусловлена различными постоянными времени компартментов (τ).

В нижней части рисунка 5 изображена фаза дыхательного цикла на уровне давления РЕЕPh + Ppc (точка А). Так как в вышеприведенной модели продолжительность Ti_{РЕЕPh} = 3 секунды, при f_{РЕЕPh} = 10 d.min⁻¹, в фазе прохождения РЕЕPh заполняются быстрые и медленные компартменты, а больше всего заполняются компартменты вследствие действия давления Ppc выше РЕЕPh. После перехода РЕЕPh снова в фазу PCV компартменты частично опорожняются и наполняются в следующем цикле PCV давлением Ppc, как это намечено рядом со значением давления (точка В). После окончания циклов PCV на уровне давления РЕЕPh компартменты опорожняются до объемов, обозначенных в верхней части рисунка (точка Y). Затем циклы повторяются.

Результаты и обсуждение

Изменения пикового альвеолярного давления (Pai), конечно-го альвеолярного давления (Pae)

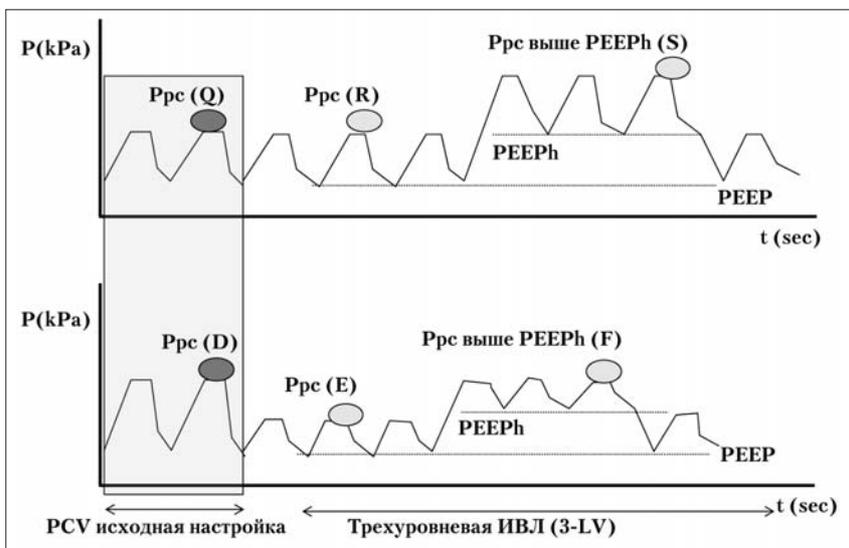


Рис. 3. Основная физическая схема математической 5-компаратментной модели, которая применялась при моделировании обмена газов.

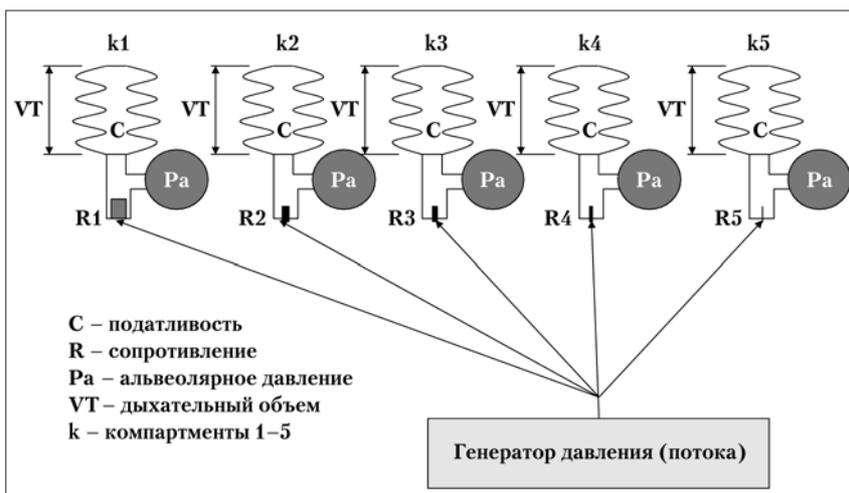


Рис. 4. Схема возможной настройки значений давления во время применения трехуровневой вентиляции, в сравнении со значениями исходно настроенных параметров при предшествующей вентиляции PCV.

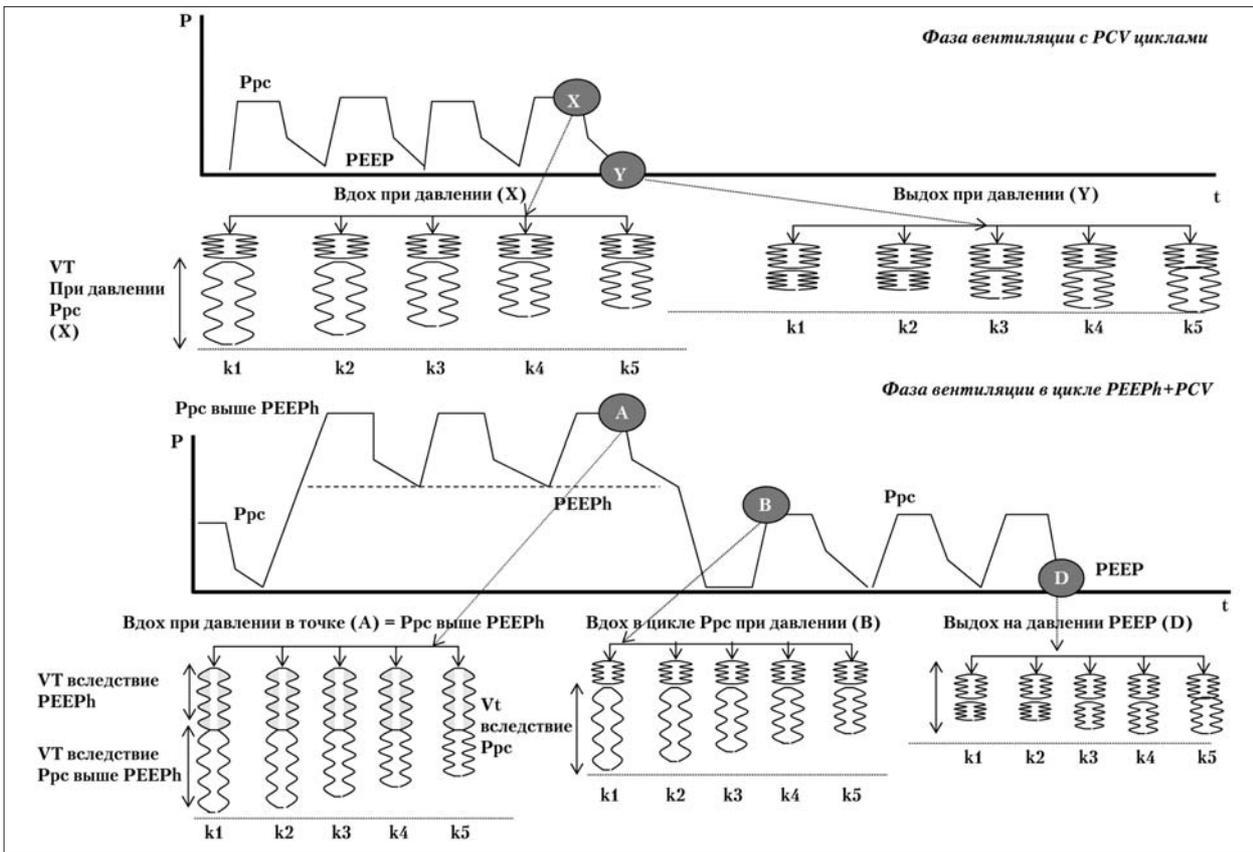


Рис. 5. Схема динамической модели, объясняющая наполнение и опорожнение отдельных компарментов легких в решающих фазах дыхательных циклов при трехуровневой вентиляции.

и объемного наполнения (VT) отдельных компарментов при (одноуровневой) РС вентиляции частотой 30 с.мин⁻¹, Ti:Te = 1:1 и Ppc = 1 кПа при PEEP=0,2 кПа приведены на рис. 6.

Изменения пикового альвеолярного давления (Pai), конечного альвеолярного давления (Pae) и объемного наполнения (VT) отдельных компарментов при (одноуровневой) РС вентиляции частотой 10 с.мин⁻¹, Ti:Te = 1:1 и Ppc = 1 кПа при PEEP=0,2 кПа приведены на рис. 7.

При сравнении рисунков 6 и 7, очевидно, что при частоте f=30 д.мин⁻¹ в медленных компарментах с большей постоянной времени (τ) будет возрастать Pae, так как в них будет расти PEEP и уменьшаться delta Pai-Pae. Вследствие этого уменьшается объемное наполнение (VT) в медленных компарментах. При частоте f=10 с.мин⁻¹ увеличится наполнение медленных компарментов и нарастание Pae (вызванное возникновением PEEP) будет гораздо меньше.

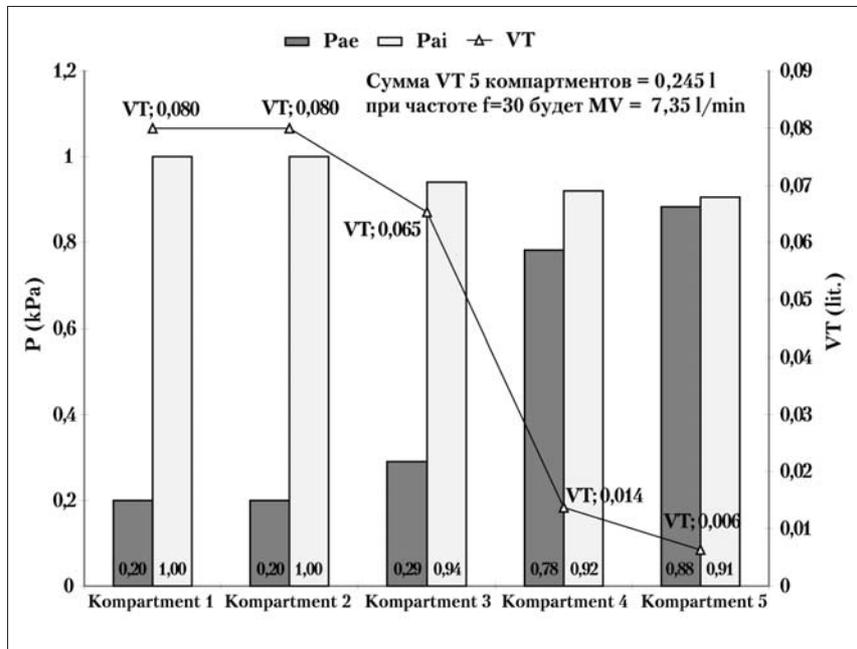


Рис. 6. Дистрибуция газов (VT) в течение вдоха и выдоха в модели и давления (Pai и Pae) в альвеолярных компарментах при f = 30 д.мин⁻¹, Ti:Te = 1:1 и Ppc = 1 кПа.

В то время, как при частоте f=30 с.мин⁻¹ суммарное VT для всех компарментов будет меньше, суммарная минутная вентиляция (MV), несмотря на ухудшенную доставку газов в медленные компарменты, выше. При

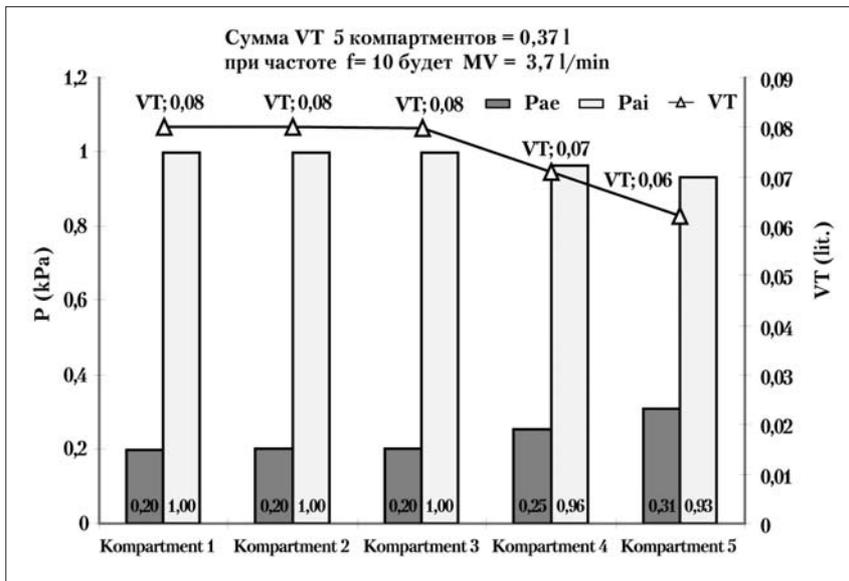


Рис. 7. Дистрибуция газов (VT) в течение вдоха и выдоха в модели и давления (Pai и Pae) в альвеолярных компартах при $f = 10 \text{ d.min}^{-1}$, $Ti:Te = 1:1$ и $Ppc = 1 \text{ kPa}$.

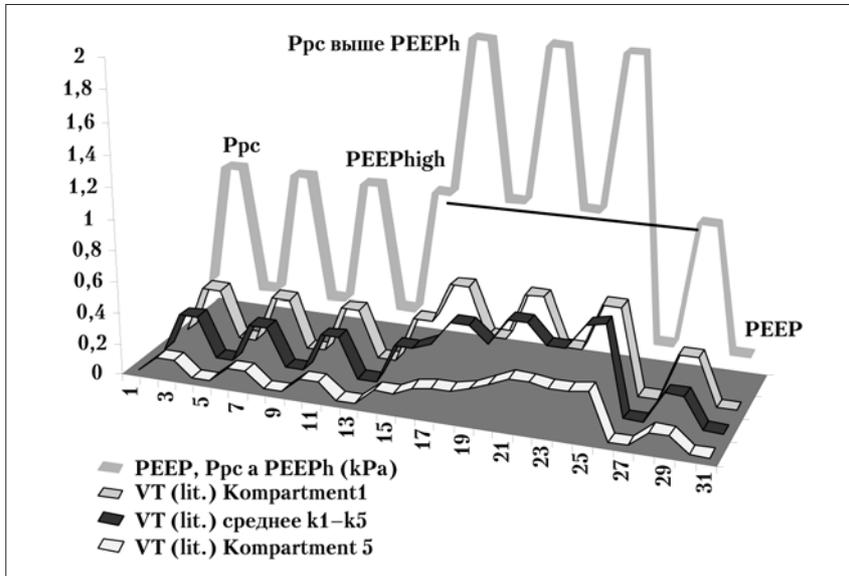


Рис. 8. Прохождение кривой давления и наполнение компарта — k1, компарта — k5 и среднее значение компартов — k1–5, газом (VT) при 3-уровневой вентиляции — схематически. Из графика вытекает, что объемное наполнение компарта k5 постепенно увеличивается в течение фазы PEEP + Ppc, похоже также в среднем наполнении компартов k1–5. $fPpc=30\text{d.min}^{-1}$, $fPEEP = 10 \text{ d.min}^{-1}$, $Ti:Te = 1:1$.

более низкой частоте, несмотря на улучшение доставки газов в медленные компарты, суммарный дыхательный объем VT будет выше, минутная вентиляция будет меньше. Эти изменения будут зависимыми от частоты вентиляции.

$$(MV = f * VT) (7).$$

Если сравнить доставку газов (VT) в компартах с k3 по k5, видно, что при частоте $f = 10$ объемное наполнение этих компартов увеличится в 2–10 раза.

Оценка доставки газов в отдельные компарты при применении трехуровневой вентиляции, пока-

зывает, что их распределение улучшается, особенно в «медленных» компартах.

На рисунке 8 схематически показано, что при отдельных изменениях давления в медленных компартах происходит интеграция объемов во время вдоха с меньшей частотой (f_{peeph}) и увеличение общего VT компарта. Вследствие этого газообмен в гиповентилируемых «медленных» компартах при $f = 30 \text{ d.min}^{-1}$ улучшится. В зависимости от настройки рабочих давлений Ppc и PEEP будет меняться также наполнение «быстрых» компартов с короткой постоянной времени. На приведенной модели увеличился общий MV на 48%. Вклад в увеличение MV улучшенной доставки газов в «медленные» компарты составляет примерно 50–60% по сравнению с вентиляцией в режиме PCV с $f = 30 \text{ d.min}^{-1}$.

Задачей моделирования многоуровневой вентиляции было доказательство того, что можно менять объемное наполнение (доставку газов) компартов, особенно пораженных патологическим процессом («медленных» компартов — k4, k5). В пораженных патологическим процессом (обструкцией) компартах нельзя достигнуть их оптимального, или хотя бы лучшего наполнения без критического падения MV посредством уменьшения частоты вентиляции с помощью одноуровневой вентиляции (PCV, PS, CMV).

Наоборот, при многоуровневой вентиляции можно достигнуть «додоставки» газов в патологически измененные «медленные» компарты.

Вышеприведенная модель не была оптимизирована по давлению и должна только показать, что происходят желаемые изменения, т. е. чем тяжелее обструктивное повреждение отдельных компартов, тем большего улучшения их наполнения можно достичь при многоуровневой вентиляции [3–5].

Оценивая перспективы клинического применения вышеприведенной модели можно подчеркнуть, что при одноуровневой вентиляции неравномерно поврежденных дыхательных органов происходит увеличение легочного шунта, в т. ч. из-за неравномерной доставки газов в лег-

ких, поэтому оптимизация такого режима вентиляции не будет вести к выраженному понижению шунта [1, 3].

При использовании оптимизированной многоуровневой ИВЛ, имеется предпосылка, что парциальная доставка газов в отдельные, в разной степени поврежденные компартменты, сравняется или хотя бы улучшится настолько, чтобы уменьшился легочный шунт и улучшился обмен газов в легких. Следующими моделями многоуровневой ИВЛ с различными режимами можно доказать, что опасные пиковые давления в дыхательных путях при ее использовании увеличиваются лишь незначительно, а минутная вентиляция не увеличивается более, чем на 10–20%, в сравнении с классической одноуровневой РС вентиляцией [6].

При диффузном мультикомпарментном повреждении легких патологическим процессом механические свойства каждого из компартментов различаются и для каждого из них нужна своя частота вентиляции и соотношение времен $T_i:T_e$ [5, 6]. Уже только на основании этого положения понятно, что с помощью одноуровневой вентиляции нельзя достигнуть оптимального распределения газов.

Литература

1. *Gattinoni L.* Lung structure and function in different stages of severe ARDS. *J. Amer. Med. Assoc.* 1994; 271: 1772–1779.
2. *West J. B.* Bioengineering aspects of the lung. Marcel Dekker inc. N. Y.; 1977.
3. *Májek M., Krajčiová K., Török P.* Akútne ventilačné a respiračné zlyhávania. *Lekársky obzor* 1997; 46 (9): 219–223.
4. *Török P.* Optimalizácia ИВЛ počas anestézie. In: *Priebe ná správa o riešení výskumnej úlohy MZ SR č. 49/97 za r. 1998.*
5. *Török P., Májek M., Kolník J.* Je časová konštanta Tau (τ) pri umelej ventilácii pl'úc konštantou? Teoretický a fyzikálny model. *Anesteziologie a neodkladná péče* 2001; 6: 291–297.
6. *Терек П.* Multilevel ventilation. Сб. докл. конф. Рос. академии наук. Острое поражение легких. Пештяны — Москва, 30.9 — 3.10.2006. 187.

Заключение

Многоуровневая, в данном случае трехуровневая вентиляция, симулированная математической моделью, показывает, что теоретически можно, если не идеальным способом, то в существенной степени улучшить доставку газов и, тем самым, вентиляцию поврежденных («медленных») компартментов лёгких, с одновременным небольшим увеличением среднего объема наполнения здоровых («быстрых») компартментов, разумеется в зависимости от применяемых давлений (P_{rc} и $PEEP_h$). Можно предполагать, что при диффузионном негомогенном повреждении легочной ткани, вентиляция в этом режиме будет приводить к улучшению доставки газов в «медленные» компартменты и не увеличит существенно риск баротравмы в «быстрых» компартментах, что весьма полезно в плане реализации «нетравматизирующей вентиляции». Настоящая математическая модель требует клинического испытания, которое даст ответ на невыясненные до сих пор вопросы.

Поступила 24.01.08