

УДК 531/534: [57+61]

ЯВЛЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ ВИНТОВОГО ПРОТИВОТОЧНОГО ДВИЖЕНИЯ ГАЗОВЫХ СРЕД ПРИ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

В.Н. Захаров, В.А. Орлов, К.Ю. Новокшанов

Институт лазерной физики Сибирского отделения Российской академии наук, Россия, 630090, Новосибирск, проспект академика Лаврентьева, 13/3, e-mail: lss@laser.nsc.ru

Аннотация. В данной работе освещены новые представления о биомеханике вентиляции легких, развитые на основе научных открытий авторов в области биомеханики транспортных систем живого организма. Исследования направлены на устранение противоречий между традиционными представлениями о движении газовых сред в респираторной системе человека и животных и экспериментально наблюдаемыми фактами, указывающими на существование более эффективного механизма вентиляции легких. С позиций универсальности винтового движения биологических сред в транспортных каналах живого организма рассматривается винтовой противоточный механизм вентиляции легких. Теоретическими и экспериментальными исследованиями доказано и обосновано существование данного явления. Изучение морфофункциональных особенностей в организации трахеобронхиального дерева показало соответствие развиваемой концепции реальной физиологии дыхания. На основе новых знаний разработана технология искусственной вентиляции легких для анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии. В клинических условиях показана высокая эффективность предложенной технологии.

Ключевые слова: респираторная система, ветвление трахеобронхиального дерева, альвеолы легких, оксигенация крови, биомеханика вентиляции легких, газообмен при вентиляции легких, винтовая противоточная вентиляция легких, искусственная вентиляция легких.

Введение

Целью данной работы является исследование физических механизмов вентиляции легких. До недавнего времени считалось, что раздел биомеханики, посвященный движению воздуха в лёгких, изучен достаточно хорошо. Оказалось, что в существующих представлениях о вентиляции легких имеются противоречия, на которые не обращалось должного внимания. Жизнедеятельность организма человека и животных неразрывно связана с перемещением биологических сред в каналах транспортных систем. Точные знания о главнейших особенностях этого движения необходимы для научной и практической медицины. Считалось, что движение воздуха в транспортных трубчатых магистралях дыхательной системы имеет исключительно поступательный характер. Созданные предшественниками упрощенные модели движения воздуха недостаточно отражали действительные процессы и не отвечали на многочисленные вопросы, возникающие в клинической практике. Оставался открытым

вопрос, каким образом вдыхаемый воздух эффективно доставляется в альвеолы легких, где происходит газообмен на уровне альвеолярно-капиллярной мембраны между воздушной средой и кровью. Впервые идея закрученного движения воздуха в дыхательной системе была высказана в работе [1] в связи с открытием авторами универсальности винтового движения биологических сред в транспортных системах живого организма. Особенностью воздухоносных путей легких, в отличие от других транспортных систем, является их непроточность. Высказанное предположение о винтовом противоточном движении газовых смесей в воздухоносных путях легких в обеспечении оптимального и эффективного газообмена требовало теоретических и экспериментальных доказательств.

Проблема вентиляции легких

Устройство и функционирование систем живого организма интересовали человечество с древнейших времен. К настоящему времени накоплен огромный материал, позволяющий научно объяснять поведение этих систем, несмотря на сложность их организации.

Согласно современным представлениям дыхание – физиологическая функция, обеспечивающая газообмен (O_2 и CO_2) между окружающей средой и организмом в соответствии с его метаболическими потребностями [2]. Дыхание протекает в несколько стадий. 1) Внешнее дыхание – обмен O_2 и CO_2 между внешней средой и кровью легочных капилляров. В свою очередь, внешнее дыхание можно разделить на два процесса: а) газообмен между внешней средой и альвеолами легких, что обозначается как «*легочная вентиляция*», б) газообмен между альвеолярным воздухом и кровью легочных капилляров. 2) Транспорт O_2 и CO_2 кровью. 3) Обмен O_2 и CO_2 между кровью и клетками организма. 4) Тканевое дыхание. Дыхание осуществляет перенос O_2 из атмосферного воздуха к клеткам организма, а в обратном направлении производит удаление CO_2 , который является продуктом метаболизма клеток. Транспорт O_2 и CO_2 в организме человека и животных на значительные расстояния, например в пределах воздухоносных путей легких, осуществляется *конвекционно*. Перенос O_2 и CO_2 на незначительные расстояния, например между альвеолярным воздухом и кровью, а также между кровью и клетками тканей организма, осуществляется путем *диффузии*. Каждая из стадий дыхательной функции в соответствии с метаболическими потребностями клеток организма регулируется нервными и гуморальными механизмами.

Внешнее дыхание осуществляется благодаря изменениям объема грудной клетки и сопутствующим изменениям объема легких. Объем грудной клетки увеличивается во время вдоха, или *инспирации*, и уменьшается во время выдоха, или *экспирации*. Эти дыхательные движения обеспечивают легочную вентиляцию. В дыхательных движениях участвуют три анатомо-функциональных образования: 1) дыхательные пути (трахея, бронхи, бронхиолы и альвеолы), которые по своим свойствам являются слегка растяжимыми, сжимаемыми и создают поток воздуха, особенно в центральной зоне; 2) эластичная и растяжимая легочная ткань; 3) грудная клетка, состоящая из пассивной костно-хрящевой основы, которая объединена соединительно-ткаными связками и дыхательными мышцами. Грудная клетка относительно ригидна на уровне ребер и подвижна на уровне диафрагмы. Известны два биомеханизма, которые изменяют объем грудной клетки: поднятие и опускание ребер и движения купола диафрагмы; оба биомеханизма осуществляются дыхательными мышцами.

По традиционным представлениям [3] поступающий в легкие во время вдоха воздух заполняет дыхательные пути, и часть его достигает альвеол, где смешивается с альвеолярным воздухом. Остальная, обычно меньшая, часть остается в дыхательных путях, в которых обмен газов между содержащимся в них воздухом и кровью не происходит. Эта часть называется *мертвым пространством*. Согласно этой концепции легочная вентиляция с объемом вдоха менее объема мертвого пространства (*поверхностное дыхание*) не должна осуществляться. При этом вдыхаемый воздух не сможет достигнуть альвеол, что приведет к гипоксии, однако в нормальных физиологических условиях жизнедеятельности организма этого не происходит.

Поскольку объем вдыхаемого воздуха составляет в среднем 300 мл, объем мертвого пространства – 150 мл, а в альвеолах – остаточный объем воздуха 2000 мл, то по традиционному представлению при вдохе объемом в 300 мл только 150 мл дойдет до альвеол, а оставшиеся 150 мл останутся в мертвом пространстве, не участвуя в газообмене. Согласно данным [3] о показателях содержания газов в различных отделах легких, после вдоха в альвеолярном пространстве в воздухе объемом 2000 мл содержится 5,5% CO_2 и 14% O_2 , а 150 мл поступившего свежего воздуха содержат 0,03% CO_2 и 21% O_2 . В выдыхаемом воздухе должно быть 150 мл свежего воздуха, находящегося в мертвом пространстве, и 150 мл отработанного воздуха из альвеолярного пространства. При этом выдыхаемый воздух должен содержать $\frac{21\% + 14\%}{2} = 17,5\%$ кислорода и $\frac{5,5\% + 0,03\%}{2} = 2,765\%$ углекислого газа, что не соответствует известным экспериментальным показателям: по кислороду – 16% и по углекислому газу – 4%. При традиционном рассмотрении большое содержание свежего воздуха (50% от 300 мл) в выдыхаемом объеме газовой смеси дает заметное расхождение с экспериментом, что является основанием для поиска адекватного механизма вентиляции легких, обеспечивающего их более эффективную газообменную функцию.

Приведем оценки соотношения объемов свежего и отработанного воздуха при выдохе, которое соответствует экспериментально наблюдаемым процентным содержаниям кислорода и углекислого газа. Обозначая за X долю свежего воздуха в мертвом пространстве перед выдохом, составим балансные уравнения для процентного содержания кислорода и углекислого газа, соответствующие экспериментальным данным:

$$\text{для } \text{O}_2: 0,21X \cdot 150 + (300 - 150X) \cdot 0,14 = 0,16 \cdot 300,$$

$$\text{для } \text{CO}_2: 0,0003X \cdot 150 + (300 - 150X) \cdot 0,055 = 0,04 \cdot 300.$$

Из первого уравнения получаем $X_1=0,57$ и, соответственно, из второго $X_2=0,548$. Достоверность используемых экспериментальных данных доказывается тем, что получаем очень близкие численные значения для искомой величины X . Таким образом, в реальных физиологических условиях $X \approx 0,5$, т.е. перед выдохом мертвое пространство заполнено наполовину свежим и наполовину отработанным воздухом. В традиционной модели $X=1$. Из проведенных оценок следует важнейшее заключение, что уже во время вдоха происходит заполнение мертвого пространства отработанной газовой смесью. Чтобы объяснить выявленные противоречия, необходимо было раскрыть механизм вентиляции легких, обеспечивающий её эффективность и оптимальность в физиологических условиях живого организма.

Исследование биомеханики сердечно-сосудистой, пищеварительной и мочевыделительной систем помогло авторам [1, 4] найти общий физический механизм вращательно-поступательного движения биологических сред в транспортных каналах.

Винтовой характер движения биологических сред в природе не случаен. Его повторяемость указывает на существование закономерных связей в структурно-функциональной организации транспортных систем живого организма. Универсальность установленного явления позволила расшифровать общий физический механизм образования винтового потока биологических сред на основе анализа структурно-функциональных связей транспортных систем живого организма. Устройство транспортных каналов характеризуется морфологическим и функциональным сходством. Доминирующим общим морфологическим признаком транспортных каналов живых систем является спиральная ориентация мышечных элементов в их стенках. Общий функциональный принцип заключается в существовании винтового потока биологических сред в транспортных системах. Основу общего физического механизма образования вращательно-поступательного движения биологических сред представляет активное взаимодействие стенок транспортных каналов со средой за счет волны скручивания, связанной с сокращением эластических мышечных элементов стенок каналов.

Отметим, что подход к описанию биомеханики транспортных систем живого организма, указанных выше, нельзя полностью распространять на систему вентиляции легких. Респираторная система имеет свои особенности, связанные с непроточностью воздухоносных каналов и переносом не жидких, а газовых сред.

Далее рассматривается впервые предложенный авторами механизм легочной вентиляции с позиции противоточного механизма движения газовых сред [1]. Суть этого механизма состоит в следующем. Воздухоносные пути легких устроены так, что имеются все предпосылки для возникновения закрученного потока газовой среды. Обратное движение отработанных газов начинается уже во время вдоха. При этом выходящая струя обвивает входящую струю, что может быть реализовано при наличии встречных закрученных потоков разнородных газовых сред. Отработанный газ попадает в мертвое пространство дыхательных путей во время вдоха, а далее вытесняется во внешнюю среду в период выдоха. Образно этот механизм можно сравнить с работой сверла, когда при вращении оно погружается в металл, а стружка движется в обратную сторону по винтовой линии, обвивая сверло.

Соответственно такому механизму после вдоха в альвеолярном пространстве содержится $(2000 - 75) = 1925$ мл отработанного воздуха, в котором присутствует 5,5% CO_2 и 14% O_2 , и $(300 - 75) = 225$ мл свежего воздуха, включающего в себя 0,03% CO_2 и 21% O_2 . При этом в мертвом пространстве находится 75 мл свежего и 75 мл отработанного воздуха. Выдыхаемая газовая смесь содержит 75 мл свежего и 225 мл отработанного воздуха с составом 16% O_2 и 3,7% CO_2 , что хорошо согласуется с экспериментальными данными по O_2 (16%) и по CO_2 (4%). Согласно новой концепции вентиляции легких при поверхностном дыхании, когда дыхательный объем составляет менее 150 мл, свежий воздух проникает в альвеолярное пространство и нет противоречия с опытом.

Далее представлены результаты исследований, не только обосновывающие, но и раскрывающие предложенный физический механизм противоточной вентиляции легких, основанный на вращательно-поступательном движении газовых сред в трахеобронхиальном дереве легких. Теоретическое и экспериментальное обоснование существования такого механизма помогло объяснить рациональность и эффективность структурно-функциональной организации дыхательной системы. От успешной разработки этой фундаментальной проблемы в эксперименте и клинике в конечном итоге в значительной мере зависит решение ряда важных вопросов биофизики и практической медицины. Это, прежде всего, касается анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии, где применяется искусственная вентиляция легких.

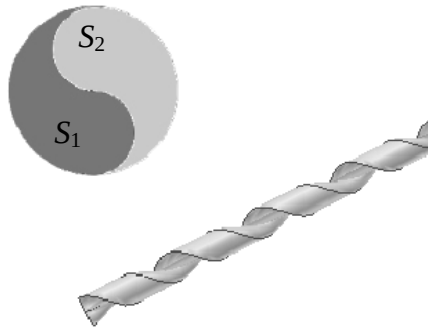


Рис.1. Поперечный и продольный вид винтовых противоточных потоков газовых сред

Для подтверждения выдвинутой концепции было необходимо:

- теоретическое и экспериментальное моделирование винтового противоточного движения газовых смесей в цилиндрических каналах;
- исследование закономерности ветвления трахеобронхиального дерева человека и животных с использованием протакриловых слепков-отпечатков воздухоносных путей легких;
- обоснование высокой эффективности искусственной вентиляции легких, разработанной на основе винтовой подачи воздуха в трахеобронхиальное дерево в клинических условиях.

Теоретическое и экспериментальное моделирование противоточного вращательно-поступательного движения газовых сред в цилиндрической трубке

Теоретическое моделирование. Трахеобронхиальное дерево представляет собой дихотомически делящиеся цилиндрические каналы. Для понимания механизмов вентиляции легких, во-первых, рассмотрим задачу о противоточном вращательно-поступательном движении двух газовых сред в цилиндрической трубке, во-вторых, решим задачу о делении таких потоков на уровне бифуркаций. В качестве геометрических параметров будем использовать площади поперечных сечений встречных потоков S_1 и S_2 (рис. 1). Закрученные потоки газа будем характеризовать поступательными скоростями движения U_1 , U_2 и, соответственно, вращательными W_1 , W_2 . Плотности входящего и выходящего газа соответственно ρ_1 и ρ_2 . Скачок давления P на шаге винтовой линии Λ определим величиной $\dot{P}\Lambda$, где $\dot{P}$ градиент давления вдоль рассматриваемого русла радиуса R .

Используя локально-динамический подход, впервые предложенный для описания винтового движения крови [1], рассмотрим следующие уравнения для произвольного сечения канала:

$$\rho_1 U_1 W_1 S_1 R = \rho_2 U_2 W_2 S_2 R, \quad (1)$$

$$\rho_1 S_1 U_1^2 = \rho_2 S_2 U_2^2, \quad (2)$$

$$\frac{\rho_1 U_1^2}{2} + \frac{\rho_1 W_1^2}{2} + \frac{\rho_2 U_2^2}{2} + \frac{\rho_2 W_2^2}{2} = \dot{P} \Lambda. \quad (3)$$

Система уравнений (1)–(3) описывает движение двух противоточных закрученных потоков в цилиндрической трубке постоянного сечения. Уравнение (1) соответствует закону сохранения потока момента количества движения через произвольное сечение рассматриваемого канала и эквивалентно отсутствию момента сил на рассматриваемом малом участке. Уравнение (2) представляет закон сохранения потока количества движения, невыполнение которого приводит на малом участке к дополнительной силе. Уравнение (3) соответствует закону Бернулли в условиях существования градиента давления, где шаг винтовой траектории определяется следующим соотношением:

$$\Lambda = 2\pi R \frac{U}{W}. \quad (4)$$

Уравнения (1) и (2) позволяют получить важное соотношение

$$\frac{U_2}{U_1} = \frac{W_2}{W_1}, \quad (5)$$

которое указывает на равенство шагов винтовых линий встречных потоков.

Используя (2) и (5), выразим U_2, W_2 соответственно через U_1, W_1 .

Далее, подставляя U_2, W_2 в уравнение (3), получим следующее квадратное уравнение относительно U_1 :

$$\rho_1 \left[1 + \frac{S_1}{S_2} \right] [U_1^2 + W_1^2] = \gamma \frac{U_1}{W_1}. \quad (6)$$

где $\gamma = 4\pi R \dot{P}$.

Вводя обозначение $\theta = \frac{\gamma}{\rho_1(1 + S_1/S_2)}$, приведем его к следующему виду:

$$U_1^2 - \frac{\theta}{W_1} U_1 + W_1^2 = 0. \quad (7)$$

В общем виде данное уравнение имеет два корня. Потребуем, чтобы решение этого уравнения было физическим, т.е. однозначным. Этот случай соответствует единственному решению. Из условия равенства корней следует:

$$U_1 = W_1 = \sqrt{\frac{\theta}{2}}. \quad (8)$$

Следствием полученного решения (8) является соотношение:

$$\Lambda = 2\pi R \frac{U}{W} = 2\pi R. \quad (9)$$

В результате получили, что использование в теоретическом моделировании интегральных законов аэродинамики допускает физическое существование двух встречных винтовых потоков при условии равенства скоростей поступательного и вращательного движения ($U_1 = W_1$ и $U_2 = W_2$). При этом шаг винтовых линий «вложенных» потоков определяется исключительно радиусом канала.

Экспериментальное моделирование. С целью экспериментального доказательства существования теоретически предсказанного явления было изучено движение газовых сред в цилиндрических стеклянных трубках различных диаметров. В вертикально стоящую стеклянную трубку, в верхнюю её часть, вводился табачный дым

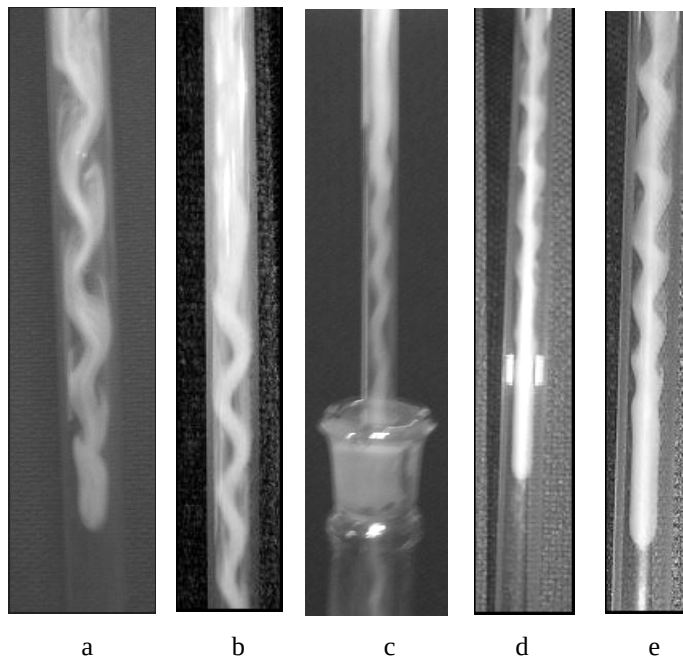


Рис. 2. Самоорганизация винтовых противоточных потоков газовых сред (дыма и воздуха) в вертикально стоящих стеклянных трубках разного диаметра и постоянного сечения:
а, б – внутренний диаметр 12 мм; с, д, е – внутренний диаметр 6 мм

(в виде облака) без специальной закрутки. Дым самопроизвольно оседал в поле тяжести Земли вдоль трубки. По мере оседания, пройдя расстояние порядка 20–30 см, фронт потока сужался в диаметре. Далее оседающий поток, достигнув в диаметре величину, равную половине диаметра трубки, приобретал вращательный компонент движения. В следующей стадии развития потока наблюдалось устойчивое спиральное движение оседающего дыма. При этом на фоне закрученной струи дыма было заметно восходящее винтовое движение воздуха в направлении, противоположном оседанию дыма. Достоверность наблюдаемого явления подтверждена многократными экспериментами. Визуализация винтового противоточного движения газовых сред в стеклянных трубках документирована с помощью фото- и киносъемки. Примеры, иллюстрирующие наблюдаемое явление, представлены на рис. 2. В другой серии экспериментов изучалось формирование винтового противоточного движения, когда дым вводился на всю длину трубки. Отмечено повторение обнаруженного явления. На самоорганизацию такого движения потребовалось несколько секунд. Направление вращения оседающего дыма было равновероятно как правым, так и левым. Во всех экспериментах дым оседал таким образом, что диаметр спирали был меньше внутреннего диаметра трубки приблизительно на 10%. Соотношение (9), определяющее связь шага винтовой траектории с радиусом канала, выполнялось только для диаметра спирали. Таким образом, получено хорошее согласие результатов экспериментов с теоретическим описанием.

Основные принципы и уравнения, определяющие природу дихотомического ветвления бронхиального дерева. Крупные бронхиальные каналы являются транспортными магистралями дыхательной системы живого организма. Их главное назначение – обеспечить необходимый уровень вентиляции альвеолярного пространства. С позиций новых представлений, сформулированных выше, для того чтобы обеспечить оптимальность и эффективность функции внешнего дыхания, или вентиляции легких, на уровне трахеи, бронхов, бронхиол и альвеол должен существовать противоточный механизм движения входящих и выходящих газов в

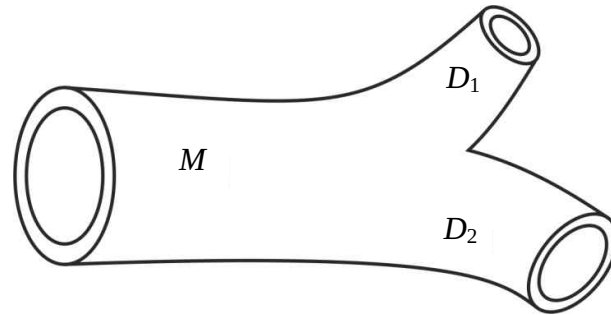


Рис. 3. Схематическое изображение общего случая винтовой бифуркации бронха, M – материнский сосуд, D_1 и D_2 – дочерние ветви



Рис. 4. Протакриловый слепок-отпечаток полостной системы одного легкого

период вдоха. В данном разделе приведено в общем виде решение задачи о делении воздушного потока на два, используя конфигурационную схему, представленную на рис. 3. Как показал проведенный анализ протакриловых слепков-отпечатков воздухоносных путей человека (рис. 4, 5), именно такую пространственную конфигурацию имеют ветвления бронхов.

Решение поставленной задачи состоит в том, чтобы в непосредственной близости от узла бифуркации найти математические связи между геометрическими параметрами трех каналов и скоростными характеристиками противоточного вращательно-поступательного движения воздуха в них. В качестве геометрических параметров использованы площади поперечных сечений материнского S_0 и, соответственно, двух дочерних каналов S_1 и S_2 . Закрученные потоки воздуха в трех сопряженных каналах можно характеризовать поступательными скоростями движения U_0 , U_1 , U_2 и, соответственно, вращательными W_0 , W_1 , W_2 . Аналогично для встречных потоков скоростными характеристиками будут являться скорости U'_0 , U'_1 , U'_2 и W'_0 , W'_1 , W'_2 .



Рис. 5. Протакриловый слепок–отпечаток полостной системы трахеи и бронхов

С использованием локального динамического подхода явление деления входящего потока представляется следующей системой уравнений:

$$R_0^2 U_0 = R_1^2 U_1 + R_2^2 U_2, \quad (10)$$

$$U_0^2 + W_0^2 = U_1^2 + W_1^2, \quad (11)$$

$$U_0^2 + W_0^2 = U_2^2 + W_2^2. \quad (12)$$

Система уравнений (10)–(12) описывает преемственное поведение закрученных потоков воздуха в окрестности узла бифуркации. В представленных уравнениях параметры R_0 , R_1 и R_2 соответствуют радиусам материнского и двух дочерних каналов.

Первое уравнение (10) системы отвечает закону сохранения расхода объема воздуха в единицу времени до и после ветвления.

Что касается уравнений (11) и (12), то они, по существу, соответствуют закону Бернулли, в котором изменением давления внешних сил в окрестности узла бифуркации пренебрегается. Из (8), (11) и (12) следует:

$$U_0 = U_1 = U_2 = W_0 = W_1 = W_2. \quad (13)$$

Таким образом, простой теоретический анализ привел к интересному неожиданному результату – скорость поступательного движения газового потока одинакова по всей длине трахеобронхиального дерева вплоть до мелких бронхов. Выполнение равенств (10) и (13) приводит к соотношению:

$$R_0^2 = R_1^2 + R_2^2. \quad (14)$$

Получившийся результат означает, что площадь материнского сечения равна сумме площадей двух дочерних. Выходящие закрученные потоки описываются аналогичным образом и так же приводят к соотношениям (13) и (14).

В опыте структурно-функциональная организация бронхиального дерева исследована с позиций системного подхода. Для изучения конфигурации каналов дыхательной системы потребовались посмертные слепки – отпечатки бронхиального дерева (рис. 4, 5). Для их изготовления легкие заполнялись жидкой протакриловой

пластмассой. После завершения процесса полимеризации протакриловой пластмассы удаляли ткани, покрывающие слепок–отпечаток, и проводили анализ объемного отображения полостей бронхиального дерева. Эта методика изготовления слепков–отпечатков обеспечила сохранение анатомо-топографических соотношений легких в целом. Выявлен важнейший анатомический признак пространственной конфигурации бронхиального дерева, заключающийся в том, что при дихотомическом ветвлении бронхиальных каналов площадь сечения материнского канала равна сумме площадей двух дочерних. На полученных слепках были проведены прямые измерения диаметров бронхов до 8 порядка деления, позволившие установить закон ветвления бронхов в полном соответствии с теоретическим предсказанием (14). Действительно, оказалось, что площадь поперечного сечения материнского бронха с пятипроцентной точностью равна сумме площадей поперечных сечений двух дочерних во всех бифуркациях. Авторы считают, что полученное соотношение справедливо до 12-го порядка ветвления трахеобронхиального дерева, поскольку в [5] указываются усредненные статистические данные о равенстве суммарных площадей поперечных сечений при переходе от одного порядка ветвления к другому именно до 12-го порядка. Кроме того, обнаружен правозакрученный гофрированный винтовой рельеф трахеобронхиального дерева с характерным углом наклона спирали относительно оси канала, равным 45° . Экспериментально установленный факт иллюстрируется примером, представленным на рис. 5, что предсказано теоретически ($U=W$).

В настоящее время существует проблема визуализации потоков газовых сред в респираторной системе человека и животных. Развитие науки и техники позволит экспериментально реализовать прямое наблюдение винтовых противоточных потоков газовых сред в трахеобронхиальном дереве легких.

Новый подход в искусственной вентиляции легких

Искусственная вентиляция легких относится к системе жизнеобеспечения и является одним из наиболее важных и эффективных методов лечения в современной анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии [6]. Вслед за хирургией, травматологией и невропатологией этот метод все больше используется в клинике внутренних и инфекционных болезней, в акушерстве и педиатрии. Расширяется применение искусственной вентиляции легких у больных с хроническими заболеваниями легких с использованием широко доступных нетравматичных методов вспомогательной вентиляции, в том числе в амбулаторных условиях.

В физиологических условиях воздух переходит из внешней среды в альвеолы вследствие разницы давлений и всегда перемещается из области с высоким давлением в область с низким давлением. Во время спонтанного вдоха дыхательные мышцы увеличивают объем грудной клетки, что вызывает расширение альвеол. Давление в них становится ниже атмосферного, и наружный воздух поступает в альвеолы. При искусственной вентиляции легких методом нагнетания с перемежающимся положительным давлением в дыхательном контуре аппарата создают давление смеси газов выше атмосферного. Поэтому дыхательная смесь газов переходит в альвеолы, в которых давление перед началом вдоха близко к атмосферному воздуху.

Таблица 1

Сравнительные данные парциального давления кислорода (PaO_2) артериальной крови без использования шнека и через 20 мин после его установки

№	PaO_2 в мм Hg, без шнека	PaO_2 в мм Hg, со шнеком	Увеличение PaO_2 , в %
1	75,7	82,5	9
2	60,8	93	53
3	51,9	69,2	33
4	74,9	99,5	33
5	56,4	73,6	30
6	66,4	79,1	19
7	60,9	65,8	8
8	68,8	72,3	5
9	56,7	66	16
10	59,2	67,7	14

Таблица 2

Сравнительная таблица парциального давления углекислого газа (PaCO_2) в артериальной крови без использования шнека и через 20 мин после его установки

№	PaCO_2 в мм Hg, без шнека	PaCO_2 в мм Hg, со шнеком	Уменьшение PaCO_2 , в %
1	26,2	25,2	4
2	46,5	43,4	7
3	30,8	28,6	7
4	22	22,8	-4
5	30,7	30,2	2
6	36	35,5	1
7	32,3	30,6	5
8	30,2	26,2	13
9	32	29,6	8
10	30,8	29,4	5

Традиционно используемые аппараты искусственной вентиляции легких предусматривают поступательную подачу дыхательной смеси в легкие пациента, что, как было показано выше, противоречит нормальным физиологическим условиям жизнедеятельности организма. В результате такой вентиляции возникают опасные для пациентов осложнения:

- нарушение возврата венозной крови к сердцу;
- нарушение микрогемодикуляции в легких;
- нарушение газообменной функции легких;
- возможность повреждения легочной ткани;
- неравномерность распределения легочной вентиляции;
- ателектазы легочной ткани;
- пневмония;
- легочная недостаточность;
- сердечно-легочная недостаточность.

Клинические исследования новой технологии искусственной вентиляции легких были проведены в железнодорожной больнице г. Новосибирска совместно с группой реаниматологов и анестезиологов, руководимой д-ром мед. наук, профессором Е.И. Верещагиным. В одной серии испытаний аппарат работал в обычном режиме. В другой серии в коннектор, соединяющий эндотрахеальную трубку с аппаратом искусственной вентиляции легких, был вставлен шнек с шагом, равным $2\pi R$, который способствовал винтовой подаче воздуха в легкие. Критерием эффективности вентиляции являлись показатели оксигенации артериальной крови пациентов. Сравнительные результаты испытаний приведены в табл. 1 и 2.

Парциальное давление кислорода в крови через 20 мин после постановки шнека увеличилось в среднем на 22%. Различие показателей повышения оксигенации артериальной крови объясняется различным состоянием пациентов. Более низкие показатели отмечались у пациентов с поражением легочной ткани (пневмония, ателектазы легких). Парциальное давление углекислого газа в крови через 20 мин после постановки шнека уменьшилось в среднем на 5%.

Кроме того, проводились опыты с левозакрученным шнеком. Отмечено, что в этих экспериментах показатели парциальных давлений кислорода и углекислого газа не отличались от показателей при искусственной вентиляции легких без использования шнека.

Заключение

Исследованиями авторов доказано существование явления образования винтового противоточного движения газовых смесей в цилиндрических каналах разного диаметра, что эффективно и оптимально используется живой Природой на примере организации и функционирования системы вентиляции легких. Теоретически и экспериментально показано, что известные физические законы механики газовых сред не противоречат возможности существования двух устойчивых встречных винтовых потоков при условии равенства шагов их винтовых траекторий и наличии жесткой математической связи шага с радиусом канала $\Lambda = 2\pi R$. На основе морфометрии трахеобронхиального дерева и теоретического анализа деления и слияния встречных винтовых потоков в узлах ветвления воздухоносных каналов показано, что независимо от углов ветвления бронхов площадь поперечного сечения материнского канала равна сумме площадей поперечных сечений двух дочерних. При этом поступательные и вращательные скорости являются равными и постоянными во всех

каналах, вплоть до 12-го порядка ветвления бронхов. Величины указанных скоростей определяются градиентом давления, связанным с темпом и глубиной дыхания. Полученные фундаментальные результаты позволили заложить основы новой технологии искусственной вентиляции легких для анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии. В клинических условиях достигнута высокая эффективность предложенной технологии.

Список литературы

1. Багаев, С.Н. Физические механизмы транспортных систем живого организма / С.Н. Багаев, В.Н. Захаров, В.А. Орлов // Препринт № 1 / Российская академия наук, Сибирское отделение, Институт лазерной физики. – Новосибирск: ИПП «Офсет», 1999.
2. Физиология человека. Т. 1 / под ред. В.М. Покровского, Г.Ф. Коротько. – М.: Медицина, 1997.
3. Физиология дыхания. – Л.: Наука, Ленингр. отд-ние, 1972. – (Серия «Руководство по физиологии»).
4. Багаев, С.Н. О необходимости винтового движения крови / С.Н. Багаев, В.Н. Захаров, В.А. Орлов // Российский журнал биомеханики. – 2002. – Том 6, № 4. – С. 30–51.
5. Шмидт, Р. Физиология человека. Т. 2 / Р. Шмидт, Г. Теве. – М.: Мир, 1996.
6. Бурлаков, Р.И. Искусственная вентиляция легких (принципы, методы, аппаратура) / Р.И. Бурлаков, Ю.Ш. Гальперин, В.М. Юревич. – М.: Медицина, 1986.

THE PHENOMENON OF FORMATION OF A HELICAL COUNTERCURRENT FLOW OF GAS MEDIA DURING PULMONARY VENTILATION

V.N. Zakharov, V.A. Orlov, K.Yu. Novokshanov (Novosibirsk, Russia)

In this paper, new concepts of pulmonary ventilation biomechanics are presented. They were developed on the basis of the authors' scientific discoveries in the area of biomechanics of the transport systems of a living organism.

The purpose of these investigations is to eliminate the contradictions between the traditional concepts of the motion of gas media in the respiratory systems of humans and animals and the experimentally observed facts indicating that there exists a more effective mechanism of the pulmonary ventilation.

A helical countercurrent mechanism of the pulmonary ventilation is considered in the context of universality of the helical motion of biological media in the transport canals of a living organism. The existence of this phenomenon has been proved and justified with the help of theoretical and experimental investigations. A study of the morphofunctional peculiarities in the tracheobronchial tree organization has shown that the concept under development reflects the real physiology of breathing.

A technology of artificial pulmonary ventilation for anesthesiology, resuscitation, and intensive care has been developed on the basis of the new knowledge. High efficiency and optimality of the technology proposed has been achieved in clinical conditions.

Key words: respiratory system, tracheobronchial tree branching, air cells, blood oxygenation, pulmonary ventilation biomechanics, pulmonary gas exchange, helical counterflow pulmonary ventilation, artificial pulmonary ventilation.

Получено 17 июня 2006