

ном типе или на фоне вечернего (34,2%) типа циркадианного биоритма дыхательной системы. У больных ХНБ с вечерним типом биоритма дыхательной системы отмечались более глубокие нарушения структуры легочных объемов, а пониженный средне-суточный показатель МОД и его амплитуды являлся отражением сниженной компенсаторной гипервентиляции.

3. ХОБ может протекать на фоне дневного (37,1% наблюдений), вечернего (45,2%) и утреннего (17,7%) типов циркадианного биоритма дыхательной системы. Выраженность функциональных сдвигов показателей внешнего дыхания нарастает от дневного к вечернему и утреннему типам биоритма респираторной системы. У большинства больных ХОБ определялась высокая величина МОД/МОК, свидетельствующая о превалировании объема вентиляции над объемом легочного кровотока, подобное состояние сохранялось в течение всего циркадианного цикла.
4. Наиболее выраженный десинхроноз дыхательной системы выявлялся у больных ХОБ с утренним типом биоритма респираторной системы, характеризующимся глубокими сдвигами функциональных показателей, малыми величинами мезора МОД, указывающими на

состояние гиповентиляции, и показателя МОД/МОК, характеризуя крайне неудовлетворительные условия для газообмена в легких, что приводит к более частому рассогласованию взаимодействия сердечно-сосудистой и дыхательной систем.

ЛИТЕРАТУРА

1. Дедов И.И., Дедов В.И. Биоритмы гормонов.— М.: Медицина, 1992.— С.253.
2. Заславская Р.М. Хронодиагностика и хронотерапия заболеваний сердечно-сосудистой системы.— М.: Медицина, 1991.
3. Каримджанова И.А. Суточный хроноалгоритм и хронохимиотерапия больных туберкулезом легких: Дис. ... д-ра мед. наук.— Ташкент, 1993.
4. Комаров Ф.И. Хронобиология и хрономедицина.— М.: Медицина, 1982.
5. Пушкарь Ю.Т., Цветков А.А. Автоматизированное определение минутного объема методом реографии // Бюл. Всесоюз. кардиол. науч. центра.— 1980.— № 3.— С.45—48.
6. Хронобиология легких / Федосеев Г.Б., Агаджанян Н.А., Воронов И.Б. и др.— Л.: Наука, 1987.
7. Kubicek W., Karnegis J. et al. Development and evaluation of an evidence cardiac output system // Aerospace Med.— 1966.— Vol.37, № 12.— P.1208—1215.
8. Nelson W., Liang Tong J., Lee J.K., Halberg F. Methods for cosinor-rhythmometry // Chronobiologia.— 1979.— Vol.6.— P.305—323.

Поступила 30.06.95.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 1996

УДК 612.216

В.К.Кузнецова, Г.А.Любимов

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ АППАРАТА ВЕНТИЛЯЦИИ НА ФОРМУ ОТНОШЕНИЙ ПОТОК—ОБЪЕМ МАНЕВРА ФОРСИРОВАННОЙ ЖИЗНЕННОЙ ЕМКОСТИ ЛЕГКИХ ВЫДОХА

ГНЦ пульмонологии МЗ РФ, Санкт-Петербург

THE MATHEMATICAL MODEL OF CHANGING MECHANICAL PROPERTIES OF THE LUNG ON
THE CONFIGURATION OF THE MAXIMAL EXPIRATORY FLOW-VOLUME CURVES

W.K.Kuznetsova, G.A.Lyubimov

Summary

The mathematical model of mechanics of forced expiration is based on one-component interpretation of the lung but with including their specific mechanical features. Interpretation of lung as a porous body made possible to show the relationships between alveolar and pleural pressures as a dynamic equation, defining changes of lung volume as function of compliant, viscous and relaxation properties of their parenchyma. In absence of expiratory stenosis of airways dynamic of Raw is described by law of dependence of its values on deformation airways under maximal Pa. Local resistance of expiratory stenosis was calculated by means of dynamic equation taking into account elastic and viscous properties of the compressed segment of airways. The effort of forced expiration was expressed by individual features of observed man and functions of manoeuver. The model testing showed that by it's using influence of physical ventilation parameters changes on expiratory flow-volume curves could be assessed.

Описана математическая модель механики форсированного выдоха, основанная на однокомпонентном представлении легких, но с учетом особенностей физических свойств аппарата вентиляции. Представление легких как упругой пористой среды позволило выразить связь между плевральным и альвеолярным давлениями в виде динамического уравнения, описывающего изменения объема легких с учетом не только упругих, но и вязкостных, а также релаксационных свойств их паренхимы. Для описания динамики аэродинамического сопротивления дыхательных путей в отсутствие экспираторного стеноза использован закон, учитывающий их деформацию в процессе маневра. Местное сопротивление экспираторного стеноза рассчитано по динамическому уравнению с учетом вязко-упругих свойств стенки дыхательных путей в месте сужения. Усилие дыхательных путей, обеспечивающее форсированный выдох, выражено через индивидуальные характеристики испытуемого и функции маневра, определяющие характер его выполнения. Проведенное тестирование модели показало, что с ее помощью можно оценить влияние изменений отдельных параметров аппарата вентиляции на форму отношения поток—объем маневра ФЖЕЛ.

Более чем 30-летний период клинического применения теста форсированной жизненной емкости легких выдоха (ФЖЕЛ) способствовал тому, что были сформулированы основные принципы диагностики изменений механических свойств аппарата вентиляции вследствие патологических процессов в легких [16]. В частности, так как значимым для диагностики нарушений является уменьшение любого из "скоростных" показателей, то появление вогнутости к оси объема графика поток—объем на участке падения потока принято рассматривать как проявление патологических изменений в легких. Некоторые клиницисты предлагают даже незначительную вогнутость графика рассматривать как качественный признак ухудшения проходимости дыхательных путей (ДП), а при отсутствии изменений других показателей связывать ее с ухудшением проходимости мелких ДП [15]. Такой чисто эмпирический подход не согласуется с тем, что у практически здоровых людей форма графика отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ выдоха широко варьирует и может быть выпуклой, прямолинейной и вогнутой по отношению к оси объема на участке падения потока [9]. В результате, если при массовых обследованиях населения снижение потоков второй половины ФЖЕЛ рассматривать как проявление патологических изменений, то оно может определяться у практически здоровых людей [1]. С другой стороны, если расширить диапазоны нормальных значений показателей до тех величин, которые встречаются у здоровых, то очень часто нарушения не диагностируются у больных с развернутой клинической картиной болезни. Существующая в настоящее время в механике дыхания система представлений не позволяет количественно оценить влияние изменений отдельных физических параметров, напри-

мер, упругих свойств внутригрудного участка трахеи, крупных бронхов, структурных характеристик легкого, а также качества выполнения маневра на значения тех или других показателей, рассчитываемых при оценке результатов форсированного выдоха. В известной мере эта ситуация является следствием особенностей анатомического строения аппарата вентиляции и недоступности для прямого измерения целого ряда параметров, например, альвеолярного давления (P_A). Так как повышение надежности критериев оценки результатов теста ФЖЕЛ имеет большое значение для практических функциональных исследований внешнего дыхания, нами была разработана математическая модель механики маневра ФЖЕЛ с тем, чтобы изучить с ее помощью взаимосвязь изменений отдельных физических параметров аппарата вентиляции и значений показателей, рассчитываемых при оценке результатов форсированного выдоха, а также формы графика отношения поток—объем маневра ФЖЕЛ. Эта модель была обоснована в процессе анализа физических и физиологических процессов, сопровождающих форсированный выдох, на основе фактических данных, полученных при обследовании здоровых [10—13]. В представляемой работе приведено концептуальное описание этой модели.

Описание модели

Структурная схема принятой модели легких приведена на рис. 1. В плоском канале постоянного сечения, закрытом с одного конца, расположена полость, ограниченная подвижной стенкой (1) и поршнем (2), к которому приложена внешняя сила (F). Полость заполнена пористой средой, поры которой соединены с атмосферой бесконечно тонким каналом (или равномерно распределенной системой каналов) так, что воздух может вытекать из полости. Полость между подвижной стенкой канала (1) и стенкой (4) заполнена несжимаемой жидкостью. При такой структуре модели полость (1—2) представляет легкие, полость (1—4) — плевральную полость, внешние стенки канала — грудную клетку, а поршень (2) — дыхательные мышцы (ДМ). ДП представлены в виде трубки, состоящей из трех последовательно соединенных аэродинамических сопротивлений. Одно из них представляет сопротивление внутри-

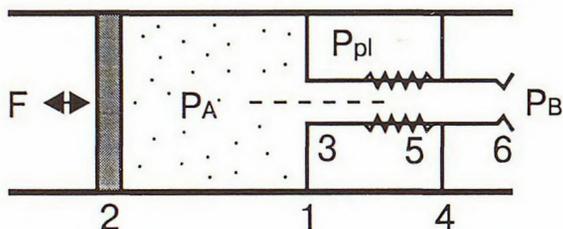


Рис. 1. Структурная схема модели аппарата вентиляции. Пояснения в тексте.

легочных ДП, расположенных внутри полости (1—2), другое (3) — внелегочных, но внутригрудных ДП, которые расположены внутри полости (1—4), третье (6) — внегрудных ДП (трахеи, гортани, верхних ДП). Зона экспираторного стеноза, развивающегося во внелегочных, но внутригрудных ДП представлена в виде сопротивления (5). Давление внутри полости (1—2) моделирует P_A , в полости (1—4) — плевральное (P_{pl}). Давление во внегрудных ДП соответствует давлению окружающей среды или барометрическому (P_0).

В описываемой модели легкие рассматриваются в виде двухфазной пористой среды, одна из которых моделирует альвеолярный газ, а другая — паренхиму легких. Паренхима определяется как нелинейная вязкоупругая среда, в которой существенными являются эффекты релаксации напряжений. Механические свойства такой среды зависят от объемной доли фаз, времени релаксации напряжений, а также от параметров, определяющих вязкие и упругие свойства паренхимы. Необходимость использования данной модели и отказа от широко принятой модели легких в виде упругого пузыря была нами обоснована при анализе экспериментальных данных, полученных у здоровых посредством одновременной регистрации транспульмонального (P_{tp}) и P_A при выполнении испытуемым дыхательных маневров при перекрытых ДП [6].

Статические упругие свойства легких и аппарата вентиляции в целом характеризуются кривыми растяжимости (графиками зависимости объем — статическое, эластическое давление). На уровне функциональной остаточной емкости (ФОЕ) они имеют вид:

$$P_{eLL} = \frac{1}{2} C_L (V_A - V_R); P_{eLRS} = \frac{1}{2} C_{RS} (V_A - V_{AO}), \quad (1)$$

где P_{eLL} , C_L и P_{eLRS} и C_{RS} — статическое (эластическое) давление и растяжимость, соответственно, для легких и аппарата вентиляции (легких и грудной клетки); V_A — альвеолярный объем, V_R — остаточный объем, V_{AO} — ФОЕ.

В динамических условиях на упругие свойства легких оказывают влияние вязкость паренхимы и быстрота релаксации легочной ткани (R_{Lt}). Коэффициент вязкости легких по своему физическому смыслу аналогичен неэластическому сопротивлению легочной ткани (R_{Lt}). Величина этого сопротивления не доступна для прямого измерения, но известно, что при спокойном дыхании величина R_{Lt} настолько мала, что связь между P_A и P_{pl} определена фактически только статическими, упругими свойствами легких (кривой растяжимости). При маневрах ФЖЕЛ происходит быстрое изменение объема легких и в этих условиях R_{Lt} играет уже существенную роль. Помимо R_{Lt} , в этих условиях приобретает значение способность паренхимы легких к релаксации возникающих в ней вследствие деформации напряжений. Эти свойства паренхимы характеризуют время релаксации напряжений (τ). Величины R_{Lt} и τ и их изменение в процессе маневра ФЖЕЛ в настоящее время неизвестны и недоступны для измерения. Их значения при моделировании были установлены подбором так, чтобы получалось непосредственно измеренное у человека соотно-

шение P_A и P_{pl} в разные моменты маневра ФЖЕЛ [12]. В результате для описания связи между P_A и P_{pl} было получено следующее уравнение [6,12]:

$$P_{pl} = \tau [-P_{pl} + P_A + P_{eLL}(V_A) + R_{Lt}(V_A)] + P_A, \quad (2)$$

ДП в модели (см.рис.1) представлены тремя сегментами, так как из-за особенностей анатомического строения физические закономерности, определяющие динамику сопротивления потоку воздуха в каждом из них различны. Так, в процессе форсированного выдоха вследствие быстрого уменьшения воздухонаполненности легких происходит значительное изменение просветов и формы (изменение углов в бифуркациях, изгиб и т.д.) внутрилегочных ДП. Силы, которые приводят к изменению формы и поперечных сечений внутрилегочных ДП, зависят от локальных деформаций паренхимы. В настоящее время нет возможности описать детали деформации легких и вычислить силы, действующие на внутрилегочные ДП, и, следовательно, рассчитать их деформацию и изменения сопротивления потоку в этом сегменте в процессе маневра.

Внелегочные, но внутригрудные ДП находятся под действием внешнего плевального давления — P_{pl} . В процессе форсированного выдоха, когда P_{pl} достигает достаточно больших величин, трансмуральное давление (P_{tm}) на стенках этих ДП становится отрицательным и большим по абсолютной величине ($P_{tm} = P_0 - P_{pl}$; P_0 — давление внутри ДП). Благодаря продолжающемуся действию внешнего сжимающего давления при такой величине P_{tm} ДП уменьшают свой просвет. Это явление динамического стенозирования внелегочных, но внутригрудных ДП называется экспираторным стенозом. В отличие от внутрилегочных ДП, в которых уменьшение просвета определяется пространственной деформацией, степень экспираторного стеноза в этом сегменте ДП зависит от вязкоупругих свойств стенок ДП. После развития экспираторного стеноза сопротивление потоку воздуха этого сегмента ДП становится определяющим в воздухоносном тракте. Установление экспираторного стеноза выражается в резком снижении экспираторного потока.

Сопротивление внегрудных ДП определяется их анатомическим строением, на его изменение в процессе маневра может оказывать влияние только рефлекторное сужение голосовой щели (диафрагмы).

Так как определить значения сопротивлений потоку отдельных сегментов ДП невозможно, то сопротивление ДП в целом рассматривалось как сумма аэродинамического сопротивления ДП (R_{aw}) до установления экспираторного стеноза и сопротивление экспираторного стеноза (R_s). В модели для оценки R_{aw} до установления экспираторного стеноза нами был использован эмпирически установленный закон [3,4]:

$$R_{aw} = R_{aw}(PAO) + b \cdot PA = R_{aw}(PAO) / (1 - b \cdot V) \quad (3)$$

Здесь $R_{aw}(PAO)$ соответствует теоретической величине R_{aw} при отсутствии потока воздуха ($PA=0$). Оно определяется индивидуальными особенностями анатомической структуры всех сегментов ДП и близко к той его величине, которая измеряется при спокойном

дыхании. Поэтому в процессе выдоха повышение R_{aw} (P_{AO}) по мере уменьшения воздухонаполненности легких (V_A) определялось по тому же закону, что и соответствующее повышение R_{aw} , измеряемое при спокойном дыхании. Константа "b" в этом законе отражает зависимость R_{aw} от совокупности нелинейных механизмов, приводящих к его увеличению при возрастании P_A . Главную роль в этом повышении R_{aw} , как уже было отмечено ранее, играют локальные деформации внутрилегочных ДП.

Анализ экспериментальных данных по сопротивлению ДП при наличии в трахее ригидного стеноза [2] показал, что сопротивление экспираторного стеноза (R_S) можно оценивать по сопротивлению диафрагмы с тем же, что и в месте стеноза относительным сужением ДП: A_s/A_o (A_o — площадь поперечного сечения, просвет недеформированного ДП; A_s — площадь того же ДП в месте экспираторного стеноза). При этом R_S можно считать эмпирической функцией относительного сужения (A_s/A_o), потока воздуха (V) и плотности текущего газа (ρ): $R_S = R_S(A_s/A_o, V, \rho)$. Поскольку экспираторный стеноз является динамическим процессом и недоступен для прямого измерения, то для его описания была проанализирована динамика просвета внутригрудного сегмента трахеи в месте экспираторного стеноза [10].

С этой целью были использованы результаты прямых измерений P_A , P_{pl} , V_A и V у нескольких здоровых в процессе маневра ФЖЕЛ [4,5], экспериментальные данные о зависимости в статических условиях просвета трахеи от P_{tm} и соответствующие гидравлические законы для сопротивления. Таким способом было установлено, что для соответствия данным, получаемым у здоровых людей, динамика просвета ДП в процессе развития экспираторного стеноза может быть описана решением динамического уравнения:

$$A' = P_{tm} - f(A_s/A_o) - \mu(\mu_o, A_s/A_o) \frac{v A_s/A_o}{v t}, \quad (4)$$

Здесь A' — текущая (мгновенная) величина просвета стенозируемого сегмента ДП; функция $f(A_s/A_o)$ описывает зависимость просвета стенозируемого сегмента трахеи от трансмурального давления в статических условиях; v — коэффициент, характеризующий время релаксации напряжений в стенке трахеи; функция $\mu(\mu_o, A_s/A_o)$ зависит от вязкости материала стенки трахеи, μ_o и формы стенозированного просвета бронха. Форма просвета стенозируемого сегмента трахеи определяется анатомическим и морфологическим строением стенки трахеи или крупного бронха непосредственно в месте стенозирования. В описываемой модели функция $\mu(\mu_o, A_s/A_o)$ была подобрана при сопоставлении расчетных и опытных данных.

Связь между параметрами аппарата вентиляции, легких и усилием, развиваемым ДМ, необходимая для моделирования характера маневра или развития во времени усилия ДМ, была обоснована в результате обработки данных, полученных у здоровых в процессе измерения максимальных величин P_A при перекрытых ДП и различной воздухонаполненности легких [11].

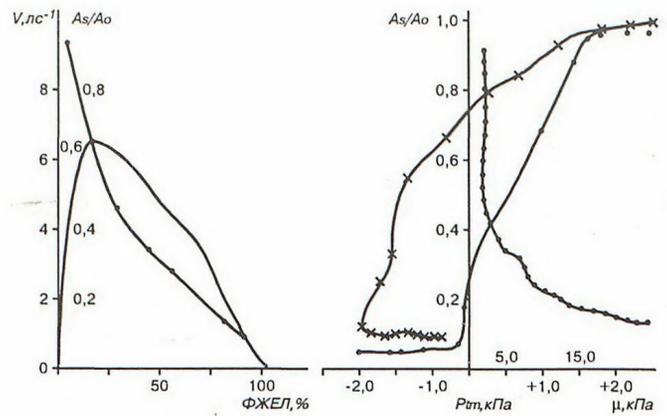


Рис.2. Расчетные графики базового варианта модели: слева — отношений поток-объем (сплошная линия) и площади проходного сечения (A_s/A_o) в процессе маневра ФЖЕЛ (заштрихованные кружки); справа зависимость A_s/A_o от трансмурального давления (P_{tm}) стенки стенозируемого сегмента ДП в статических (заштрихованные кружки) и динамических (крестики) условиях и та же зависимость от вязкости (μ) тканей стенозируемого сегмента ДП (точечная линия).

Эти результаты используются в модели в виде зависимости усилия ДМ (F) от времени, воздухонаполненности легких (V_A) и скорости ее изменения:

$$F = P_A = \varphi(t) [F_O(V) - R_{RS}(V) \dot{V} + P_{elRS}(V) - P_{elRS}(V_{AO}) \varphi_1(t)], \quad (5)$$

Здесь $F_O(V)$ — максимальное усилие, развиваемое мышцами выдоха при перекрытых ДП, которое зависит от объема легких; $R_{RS}(V) \dot{V}$ — неэластическое дыхательное сопротивление, зависящее от объема легких и скорости его изменения; V_{AO} — объем воздуха, с которого выполняется форсированный выдох или общая емкость легких; $P_{elRS}(V)$ — эластическая тяга аппарата вентиляции; $\varphi(t)$, $\varphi_1(t)$ — эти функции были подобраны из сопоставления расчетных и физических данных и фиксируются при изучении качественных различий форм отношений поток-объем маневра ФЖЕЛ, так как предполагается, что вследствие стандартизации методических подходов все испытуемые одинаково выполняют маневр с максимально быстрым развитием усилия выдоха. (Полная математическая формулировка модели приведена в [13].)

Модельные исследования

Для получения базового варианта модели было выполнено комплексное исследование механики дыхания у нескольких здоровых людей. ЖЕЛ и ФЖЕЛ_{выд}, а также отношения поток-объем на протяжении маневра были исследованы при соблюдении всех необходимых требований по стандартизации выполнения. С помощью барометрического плетизмографа всего тела проводилось измерение общей емкости легких и ее структуры и R_{aw} при спокойном дыхании. С помощью того же плетизмографа проводилась одномоментная регистрация $V(t)$, $\dot{V}(t)$, $P_{tp}(t)$ в процессе выполнения испытуемыми очень медленных и форсированных маневров ЖЕЛ. Отдельно выполнялось измерение $P_A(t)$ в процессе выполнения человеком максимальных усилий выдоха при перекрытых ДП на разных уровнях воздухонаполненности легких.

Таким образом были определены значения следующих показателей: ОЕЛ, ЖЕЛ, ООЛ, ФОЕ, все объемные и скоростные показатели, рассчитываемые из отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ, R_{aw} на уровне ФОЕ и ОЕЛ, C_L и C_{RS} на уровне ФОЕ, величины R_{aw} (P_{AO}) и “ b ” в законе (3). Все перечисленные параметры, кроме R_{aw} (P_{AO}) и “ b ” доступны оценке в реальных исследованиях человека и их величины у здоровых известны с той или иной степенью достоверности. Опыт измерения R_{aw} (P_{AO}) и “ b ” еще не велик, их значения нуждаются в уточнении, поэтому они были взяты на основании результатов, полученных у обследованных нами здоровых. Значения параметров, недоступных прямому измерению (R_{LT} , τ , μ_0), а также функции A_s/A_o (P_{tm}), $\mu(A_s/A_o)$ были определены на основе количественного сопоставления их расчетных данных с экспериментально зарегистрированной динамикой P_A , P_{tp} , V и \dot{V} .

В целом набор всех параметров для базового варианта был осуществлен, исходя из их значений, характерных для женщин 45 лет, ростом 165 см. Затем для удобства сопоставления различных форм отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ базовый вариант был модифицирован так, чтобы значения пиковой объемной скорости (ПОС) и максимальных объемных скоростей после выдоха соответственно 25, 50 и 75% ФЖЕЛ ($МОС_{25,50,75}$) составляли 100% от должных величин. Значения других параметров были подобраны исходя из этого требования. В результате базовому варианту стали соответствовать следующие значения параметров: ЖЕЛ — 3,27 л, ФЖЕЛ — 3,13 л, ФОЕ — 2,44 л, ООЛ — 1,64 л, R_{aw} — 0,3 кПа·л⁻¹·с, b — 0,1 с·л⁻¹, R_{RS} — 0,4 кПа·л⁻¹·с, R_{LT} — 0,08 кПа·л⁻¹·с, μ_0 — 0,55 кПа·с, τ — 35 с⁻¹.

На рис.2 (слева) представлены расчетные графики отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ (сплошная линия) и относительное изменение просвета стенозируемого сегмента трахеи (заштрихованные кружки) базового варианта. ПОС достигается при относительном сужении стенозируемого сегмента ДП $A_s/A_o = 0,8$ и в процессе последующего выдоха происходит его уменьшение до 0,2 во второй половине выдоха. Справа на этом же рисунке представлены расчетные графики зависимости площади проходного сечения (A_s/A_o) от P_{tm} в статических (заштрихованные кружки) и динамических (крестики) условиях, а также функция изменения вязкости ткани (μ) стенозируемого сегмента ДП в зависимости от A_s/A_o (точечная линия). Из представленных данных следует, что в динамических условиях сужение стенозируемого сегмента ДП происходит по другому закону, чем в статических. Так, в критическое P_{tm} развивается при A_s/A_o 0,8 (в статических 0,3), в дальнейшем его падение продолжается до выдоха 75% ФЖЕЛ, после чего P_{tm} начинает увеличиваться. Функция вязкости ткани в месте экспираторного стеноза при близкой к прямолинейной форме графика отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ характеризуется монотонностью нарастания в процессе уменьшения объема легких.

Данная модель позволяет, с одной стороны, посредством изменения значений любого из параметров определить роль этого параметра в формировании формы отношений поток—объем. Другая возможность, которую представляет описываемая модель, состоит в том, что при изменении по отношению к базовому варианту формы отношений поток—объем можно путем подбора определить значения параметров и вид статических и динамических функций, характерных для изучаемой формы отношений.

Численные исследования, выполненные на основании этой модели [14], продемонстрировали, что повышение или понижение R_{aw} (P_{AO}) и “ b ” приводит к изменению графика отношений поток—объем в фазе достижения ПОС, а изменения физических свойств паренхимы легких изменяет форму графика, главным образом во второй фазе маневра ФЖЕЛ (падения потока). Аналогичное влияние оказывает и изменение физических параметров экспираторного стеноза внутригрудного сегмента внелегочных ДП.

Первые модельные исследования по изучению зависимости формы отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ от значений отдельных физических параметров легких, ДП и аппарата вентиляции [7,8] продемонстрировали адекватность описываемой модели для решения поставленных задач описания маневров ФЖЕЛ. Так, было продемонстрировано, что для более “жестких” ДП, подвергшихся экспираторному стенозу, характерны формы отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ в фазе падения потока, близкие к прямолинейным и выпуклым, а для менее “жестких” — график становится вогнутым по отношению к оси объема. Поэтому с помощью разработанной модели представляется возможным изучение взаимосвязи отношений поток—объем—время форсированного выдоха и изменений конкретных физических параметров аппарата вентиляции человека.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект 93—013—17365).

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Аганезова Е.С., Лешукович Ю.В., Карцева Т.М. Распространенность и основные причины функциональных нарушений дыхания по результатам массового обследования населения // Современные проблемы клинической физиологии дыхания.— Л., 1987.— С.111—117.
2. Данилов-Данильян М.В., Любимов Г.А. Моделирование механики легких с фиксированным стенозом трахеи // Физиология человека.— 1985.— № 5.— С.214—219.
3. Кузнецова В.К., Любимов Г.А. Оценка физических свойств легких человека на основе исследования сопротивления дыхательных путей // Там же.— № 1.— С.55—68.
4. Кузнецова В.К., Любимов Г.А. Зависимость аэродинамического сопротивления дыхательных путей человека от параметров легких и дыхательного маневра // Там же.— № 5.— С.814—822.
5. Кузнецова В.К., Любимов Г.А. О концепции точки равного давления и связанных с ней приложениях // Там же.— 1987.— № 4.— С.601—610.
6. Кузнецова В.К., Любимов Г.А., Савченко Г.Э. О выборе модели для описания эластических свойств легких человека // Там же.— 1993.— № 1.— С.163—166.

7. Кузнецова В.К., Любимов Г.А., Скобелева И.М. Анализ некоторых качественных эффектов, связанных с форсированным выдохом // Там же.— № 5.— С.72—79.
8. Кузнецова В.К., Любимов Г.А., Скобелева И.М. Анализ индивидуальных различий в форме кривой поток—объем маневра форсированной жизненной емкости выдоха на основе математической модели // Там же.— 1994.— № 1.— С.90—100.
9. Кузнецова В.К., Аганезова Е.С. Межиндивидуальные различия формы отношений поток—объем маневра форсированной жизненной емкости легких выдоха у здоровых // Пульмонология.— 1996.— № 1.— С.35—41.
10. Любимов Г.А., Скобелева И.М. Моделирование сопротивления дыхательных путей в процессе форсированного выдоха // Изв. АН СССР. Механика жидкости и газа.— 1990.— № 6.— С.5.
11. Любимов Г.А. Моделирование развития усиления дыхательных мышц в процессе форсированного выдоха // Физиология человека.— 1991.— № 1.— С.104.
12. Любимов Г.А. О связи между альвеолярным и плевральным давлением в процессе форсированного выдоха // Там же.— № 4.— С.18.
13. Любимов Г.А., Скобелева И.М. Математическая модель форсированного выдоха // Изв. АН СССР. Механика жидкости и газа.— 1991.— № 4.— С.3.
14. Любимов Г.А., Скобелева И.М. Влияние физических параметров легких на форму кривой поток—объем форсированного выдоха // Физиология человека.— 1992.— № 2.— С.32—42.
15. Сильвестров В.П., Семин С.Н., Марциновский В.О., Пакулин И.А., Суоров Ю.А. Качественный анализ кривых поток—объем спирометрического исследования // Тер. арх.— 1989.— № 4.— С.97—105.
16. Руководство по клинической физиологии дыхания / Под ред. Л.Л.Шика, Н.Н.Канаева.— Л.: Медицина, 1980.

Поступила 28.03.95.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 1995

УДК 616.24—00807

Коутс Дж.Е. (J.E.Cotes), Чинн Д.Дж. (D.J.Chinn)¹

ИЗМЕНЕНИЕ ИНДЕКСА МАССЫ ТЕЛА: ВАЖНАЯ ДОЛЖНАЯ ПЕРЕМЕННАЯ ПРИ ПРОДОЛЖИТЕЛЬНОМ ИССЛЕДОВАНИИ ЛЕГОЧНОЙ ФУНКЦИИ

Факультет физиологии, Медицинский Институт, Ньюкасл-на-Тине, Великобритания

В в е д е н и е

При перекрестном групповом исследовании объема форсированного выдоха (ОФВ₁) масса тела, стандар-

Т а б л и ц а 1

Данные, подтверждающие, что изменение массы тела влияет на ОФВ₁ у здоровых мужчин (средний возраст приблизительно 40 лет)

Источник	Материал	Влияние на ОФВ ₁ , мл/кг
Коутс и Гилсон <i>Cotes and Gilson</i>	Шахтеры угольных шахт* (n=170)	21,4
Бенд, Клемент и Ван де Воестиджин <i>Bande, Clement and Van de Woestijne</i>	Летчики (n=7123)	13,9 (рис. авторов 3)
Чен, Хорн и Доземан <i>Chen, Horne and Doseman</i>	Общий обзор (n=316)	23,0

Примечание. Звездочка — увеличение веса является результатом малой подвижности. При продолжительном исследовании пренебрежение ΔИМТ может оказывать влияние на оценку ΔОФВ₁, если значимая переменная (например, рост, возраст, прекращение курения или изменение работы или уровня обычной активности) также изменяет массу тела.

тизованная по росту (индекс массы тела — ИМТ), дает небольшие дополнительные изменения по сравнению с теми должными, в расчет которых включали только рост. Следовательно, обычно масса тела не рассматривается при перекрестном групповом обследовании, а также при продолжительном исследовании. Однако у мужчин увеличение массы тела связано с существенным снижением ОФВ₁ (табл.1). Это является следствием отложения жира в грудной и брюшной областях. У женщин эта связь слабее вследствие преимущественно

Т а б л и ц а 2

Исследование	Используемые методики
Респираторные симптомы и курение	Опросник MRC (1976)
Род занятий	Опросник
Рост (F), м	Ростомер <i>Harpender</i>
Масса тела (MT), кг, следовательно ИМТ (MT/P ²) [6]	Весы
Спирометрия (ОФВ ₁ , ФЖЕЛ и пиковый экспираторный поток — PEF)	Спирометр <i>McDermott</i>

Примечание. В ходе исследования приборы регулярно калибровались.

¹ В настоящее время Королевский лазарет. Эдинбург.