

Г.А.Любимов¹, И.М.Скобелева¹, Г.М.Сахарова², А.В.Суворов¹

К вопросу об информативности кривой "поток–объем" форсированного выдоха

1 – Институт механики МГУ, г. Москва;

2 – ФГУ НИИ пульмонологии ФМБА России, г. Москва

G.A.Lyubimov, I.M.Skobeleva, G.M.Sakharova, A.V.Suvorov

To the informative value of flow-volume curve in forced expiration

Summary

This report introduces a mathematical model of forced expiration to analyze pulmonary function. Results of 3-year lung function monitoring of an ex-smoker have been shown in the paper. Actual values of lung volumes and airway resistance were used for modeling. The computerized data were compared to the flow-volume curve parameters and lung volumes measured during the forced expiration. Weak correlation between the "flow-volume" curve parameters and the time after quitting smoking together with significant change in the lung volumes and the airway resistance seen in the study could be due to some processes which have not been followed in this study (lung compliance, airway resistance at forced expiration, and elastic properties of airway walls). The results demonstrated that mathematical models could increase informative value of pulmonary functional tests. In addition, the model could emphasize additional functional tests for better diagnostic usefulness of functional investigations.

Резюме

Приводится пример использования разработанной авторами ранее математической модели форсированного выдоха для анализа результатов пульмонологических функциональных тестов. Анализируются результаты 3-летнего исследования параметров легких пациента, прекратившего курение. При расчетах в качестве параметров модели задавались измеренные величины характерных легочных объемов и сопротивление дыхательных путей. Сопоставление результатов расчета с опытными данными осуществлялось по значениям характерных для кривой "поток–объем" скоростей и изменениям объема легких в течение форсированного выдоха. Расчеты показали, что наблюдаемая слабая зависимость формы кривой "поток–объем" от времени, прошедшего с момента прекращения курения, при заметных изменениях характерных легочных объемов и сопротивления дыхательных путей может быть связана с изменением параметров, не контролировавшихся во время данного исследования (растяжимость легких, параметры, определяющие сопротивление дыхательных путей при форсированных маневрах, упругие свойства стенок дыхательных путей). Полученные в работе результаты показывают, что привлечение математических моделей легких может существенно повысить информативность стандартных пульмонологических тестов. Кроме того, модельные расчеты позволяют повысить диагностическую достоверность выводов функционального исследования.

Тест форсированного выдоха, результатом которого является кривая "поток–объем", – один из самых распространенных методов в практике пульмонологического исследования. Внешний качественный вид этой кривой, а также набор числовых параметров, связанных с ее формой, служат для оценки состояния аппарата дыхания и используются при определении характера патологии легких и области ее локализации.

Известно, что у здоровых людей кривая "поток–объем" может иметь различный вид, даже если вариации ее формы лежат в пределах нормы. Другое обстоятельство, снижающее диагностическую ценность кривой "поток–объем", заключается в том, что ее форма зависит от многих физических механизмов, определяющих скорость потока воздуха (упругих свойств стенок трахеи и бронхов, эластичности паренхимы, величины усилия мышц выдоха и т. д.), а также от неоднородности физических свойств паренхимы и бронхиального дерева, которая может проявляться даже у здоровых людей в силу особенностей анатомического строения легких. В связи с этим можно ожидать, что одна и та же качественная форма кривой "поток–объем" с близкими значениями связанных с ней показателей может соответствовать лег-

ким с существенно различными физическими свойствами, определяемыми их структурой, формой и локализацией патологии, а также способностью обследуемого выполнять маневр форсированного выдоха.

Описанные обстоятельства делают актуальным, с точки зрения повышения информативности данного теста, построение математической модели легких, достаточно полно отражающей физические процессы, сопровождающие форсированный выдох. Численный анализ такой модели, а также сопоставление результатов расчета с данными ряда функциональных тестов (спирометрия, тест с форсированным выдохом, плетизмография всего тела и т. д.), полученными у конкретного обследуемого, позволяют выявить и оценить физические параметры, которые характеризуют легкие данного человека и определяют вид его индивидуальной кривой "поток–объем". Кроме того, такое сопоставление сделает возможным оценить значения физических параметров легких, которые трудно (или невозможно) измерить непосредственно (например, упругие свойства стенок трахеи и бронхов).

Примеры математических моделей, описывающих маневр форсированного выдоха, были представлены ранее [1, 2]. В настоящей работе эти модели

используются для описания динамики восстановления свойств легких человека, бросившего курить.

Материалы и методы

Аналізу были подвергнуты результаты измерения параметров внешнего дыхания, характеризующие биомеханику дыхания, и их изменения в процессе восстановления легких после прекращения табакокурения. Основанием для проведения выполненного нами анализа послужило то обстоятельство, что форма кривой "поток–объем" форсированного выдоха у данного обследуемого существенно отличалась от нормы и не имела значительной положительной динамики.

Из анамнеза обследуемого известно, что курить он начал в возрасте 25 лет и курил на протяжении 25 лет в количестве около 20 сигарет в день. До этого он активно занимался плаванием, и его респираторная система имела высокие функциональные резервы. Перед прекращением курения его возраст составлял 50 лет, рост – 174 см, вес – 64 кг, физическая работоспособность была средней, показатели гемодинамики, оксигенации крови, а также газового состава и кислотно-основного баланса крови находились в пределах нормы.

Обследуемый бросил курить, в течение 3 месяцев применяя препарат Никоретте, практически не оказывающий отрицательного влияния на легкие и, следовательно, на функциональные параметры, характеризующие внешнее дыхание. Вместе с тем, на начальных этапах бросания курить (первые 2–3 недели) имело место увеличение количества мокроты и некоторое усиление кашля. Со стороны сердечно-сосудистой системы почти месяц наблюдалось усиление вегето-сосудистой дистонии (брадикардия до 48 в минуту и снижение артериального давления до 90 / 50 мм рт. ст.). Главные субъективные ощущения касались нервной системы: в первые 3 месяца отмечалась депрессия. В целом положительная динамика стала, по мнению обследуемого, проявляться только через 3 месяца, что выразилось в "улучшении" настроения и дыхания ("стало свободнее"). Одновременно наблюдалась прибавка в весе.

Объективная оценка функционального состояния внешнего дыхания была получена с помощью комплекса приборов *Erich Jaeger* (Германия). Параметры спокойного дыхания регистрировались с помощью бодиплетизмографической камеры в положении сидя в 1-й половине дня и не ранее чем через 2 ч после приема пищи.

Все легочные объемы и скоростные показатели приводили к стандартным условиям (BTPS). Полученные результаты сопоставлялись с должными величинами ЕССУ [3]. Различия между должными и фактическими величинами, выраженные в процентах, служили основанием интерпретации, принятой в клинической практике [4].

Измеренные значения параметров, представляющих интерес для данного исследования, и их отношение к должным величинам приведены в табл. 1.

Результаты

Всего было выполнено 8 исследований: непосредственно перед прекращением табакокурения, несколько раз в течение года после прекращения и через 3 года после прекращения.

На рис. 1 приведена кривая "поток–объем" для исследования А (перед прекращением курения) и отмечены точки, характеризующие кривые "поток–объем" в исследованиях В–D. Исследование В проводили через 2 недели после прекращения курения, С – через 5 месяцев, D – через 3 года.

Данные, приведенные в табл. 1 и на рис. 1, показывают, что в течение всего периода наблюдений кривая "поток–объем" не претерпела значительных изменений. Она имеет характерный узкий пик в области максимальной скорости выдоха, что придает ей вид вогнутой кривой с существенно сниженными скоростями 2-й половины выдоха ($FEF_{25, 50, 75}$).

Если оценивать эти данные с позиций современной клинической практики [4, 5], то надо заключить, что в течение всего периода исследования имелись нарушения обструктивного характера, которые, возможно, и явились результатом курения, а также изменения эластических свойств легких. Однако следует обратить внимание на 2 обстоятельства. Во-

Таблица 1
Значения параметров и их отношение к должным величинам

	FVC	TLC	RV	VC	PEF	FEF ₂₅	FEF ₅₀	FEF ₇₅	a _{tot}	
A	5,50	8,88	3,01	5,87	9,58	5,24	2,75	1,28	0,251	Единицы измерения
	125	130	140	129	110	69,2	58,7	67,5	83,7	%долж.
B	5,34	8,23	2,57	5,66	10,3	5,13	2,70	1,12	0,187	Единицы измерения
	122	121	119	124	118	67,7	57,6	62,1	62,3	%долж.
C	5,37	7,67	2,12	5,55	10,4	5,09	2,85	1,37	0,310	Единицы измерения
	123	112	97,7	122	120	67,5	61,2	73,2	103	%долж.
D	4,41	8,29	2,75	5,38	9,26	5,25	2,95	1,60	0,130	Единицы измерения
	101,60	120,20	124,60	117,70	108	69,8	63,9	82,1	43,3	%долж.

Примечание: А – исследование перед прекращением курения; В – исследование через 2 недели после прекращения курения; С – исследование через 5 месяцев после прекращения курения; D – исследование через три года после прекращения курения. FVC (л) – функциональная остаточная емкость легких; TLC (л) – общая емкость легких; RV (л) – остаточный объем; VC (л) – жизненная емкость легких; PEF (л/с) – максимальная скорость выдоха; FEF_{25, 50, 75} (л/с) – форсированный экспираторный поток в моменты выдоха 25, 50, 75 % от VC; a_{tot} – гидравлическое сопротивление дыхательных путей при спокойном дыхании (кПа × с/л).

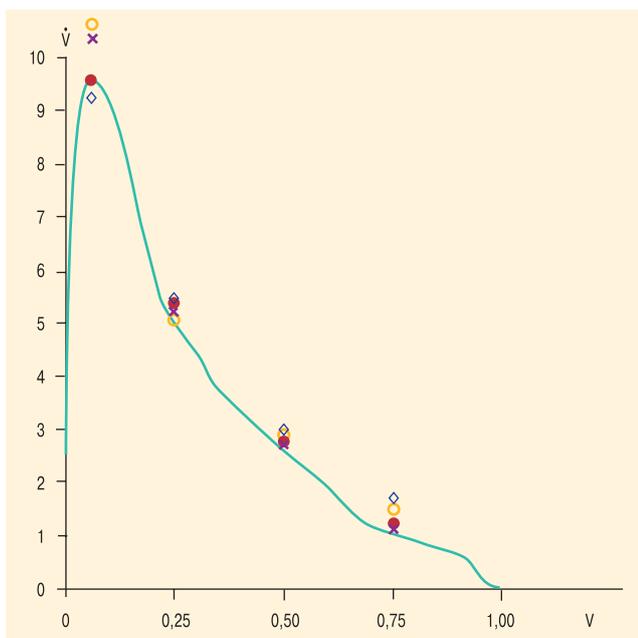


Рис. 1. Кривая "поток–объем" для исследования А и характерные точки аналогичных кривых для исследований А (●), В (×), С (○), D (◇)

Примечание: V – отношение текущего объема выдоха к жизненной емкости легких; \dot{V} – объемная скорость, измеренная у рта обследуемого.

первых, во всех исследованиях измеренное сопротивление находится в пределах нормы. Следовательно, вывод о том, что обструкция является причиной понижения скоростей второй половины выдоха, должен опираться на исследование сопротивления относительно мелких дыхательных путей при форсированном дыхании. Ниже этот вопрос будет обсужден на основе общего закона сопротивления дыхательных путей [6]. Во-вторых, обратим внимание на высокое значение FVC в 3 первых исследованиях и его сильное уменьшение в течение 2 лет перед последним исследованием. Это обстоятельство может быть связано с существенным уменьшением эластической тяги легких (увеличение растяжимости легких C_n), которое может определяться курением. В течение длительного срока перед последним исследованием эластичность легких могла восстановиться.

Поскольку вид кривой "поток–объем" форсированного выдоха зависит от многих физических параметров, характеризующих легкие и дыхательный маневр, трудно ожидать, что зарегистрированное отклонение ее от нормы определяется изменением только одного из них. В условиях многопараметрической зависимости результата исследования существенную помощь в трактовке его результатов может оказать математическое моделирование изучаемого процесса.

Математическое моделирование

Для оценки значений параметров, характеризующих легкие и дыхательный маневр и обеспечивающих зарегистрированный вид кривой "поток–объем", была проведена серия расчетов процесса форсированного выдоха на базе простейшей модели однородных лег-

ких [1]. При ее построении предполагается, что паренхима легких и система внутрилегочных дыхательных путей однородны по своим физическим свойствам. В этом случае легкие можно моделировать одним упругим объемом, соединенным с внегрудными дыхательными путями воздухопроводом, характеризующимся одним гидравлическим сопротивлением R_{tot} .

При моделировании внутригрудных внелегочных дыхательных путей учитывается эффект возможного их динамического сжатия и, следовательно, появления дополнительного сопротивления R_s этой части воздухоносного тракта. Таким образом, суммарное сопротивление воздухоносного тракта R_{tot} представляется в виде суммы $R_{tot} = R + R_s$, где R – сопротивление внутрилегочных дыхательных путей, которое при форсированных маневрах выражается следующим соотношением:

$$R = \frac{a_{tot}}{1 - b\dot{V}},$$

где a_{tot} – гидравлическое сопротивление дыхательных путей при спокойном дыхании, которое обычно измеряется при пульмонологических обследованиях, \dot{V} – объемная скорость, измеренная у рта испытуемого, b – параметр нелинейности сопротивления, который может быть выявлен экспериментально [6, 7], но обычно не измеряется из-за сложности этого эксперимента. Величина b определяет предельно достижимую скорость выдоха из системы внутрилегочных дыхательных путей ($\dot{V}_{пред} = 1/b$), при которой сопротивление внутрилегочных дыхательных путей стремится к бесконечности [6]. В действительности предельная скорость при форсированном выдохе (т. е. максимальная скорость форсированного выдоха $PEF < \dot{V}_{пред}$) не достигается из-за того, что при скоростях, близких к максимальной, последовательно с сопротивлением R в воздухоносном тракте нарастает дополнительное сопротивление R_s , связанное с динамическим уменьшением проходного сечения трахеи.

Величину дополнительного динамического сопротивления R_s также вычисляли по ранее описанной методике [8]. Это значение существенно зависит от относительного сужения трахеи в процессе форсированного выдоха $a = A/A_0$, где A – фактическое проходное сечение трахеи, A_0 – проходное сечение трахеи при большом положительном трансмуральном давлении на ее стенке. Зависимость величины a от трансмурального давления $\alpha = f(p_m)$ определяется упругими свойствами задней стенки трахеи, деформация (прогиб) которой при больших отрицательных трансмуральных давлениях $p_m = p_l - pp_l$, где p_l – давление в трахее, pp_l – плевральное давление, приводит к уменьшению проходного сечения трахеи и росту сопротивления в этой части воздухоносного тракта.

Функция $\alpha = f(p_m)$ представляет собой физическую характеристику трахеи обследуемого. Ее непосредственное экспериментальное определение *in vivo* сегодня невозможно. В данном исследовании вид этой функции подбирали из условия соответствия расчетной и регистрируемой кривых "поток–объем".

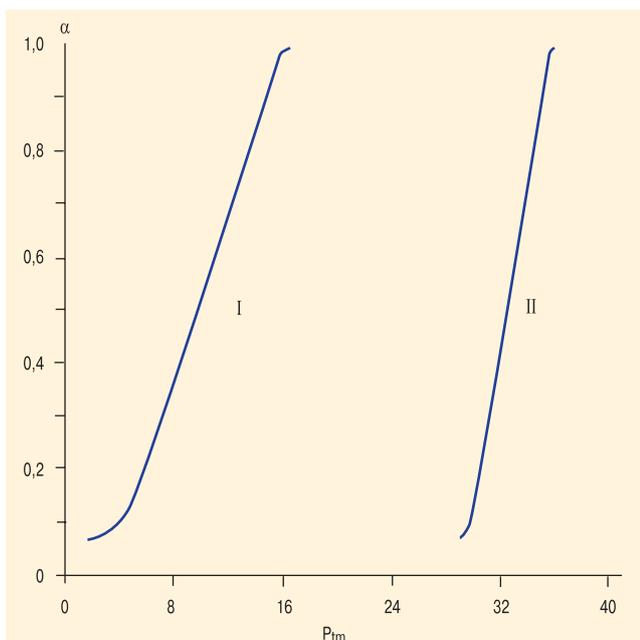


Рис. 2. Зависимости $\alpha = f(p_{tm})$ для трахеи, использовавшиеся в расчетах для исследований А (кривая 1) и В (кривая 2) на базе модели однородных легких

Такие зависимости $\alpha = f(p_{tm})$ приведены для примера на рис. 2.

В рамках описанной модели определим сначала возможные величины значений параметров, обеспечивающих свойства кривой "поток–объем", зарегистрированной в исследовании А. В расчетах задавались измеренные величины сопротивления атот дыхательных путей при спокойном дыхании, полная емкость легких TLC и функциональная остаточная емкость. Остальные параметры, характеризующие модель, подбирались таким образом, чтобы рассчитанная кривая "поток–объем" и связанные с ней параметры V_{max} (PEF), \dot{V}_{25} , \dot{V}_{50} , \dot{V}_{75} (FEF_{25, 50, 75}), а также измеренные величины жизненной емкости легких VC, остаточного объема RV и зависимость изменения объема легких от времени были близки к показателям, полученным в исследовании А.

Во всех расчетах, описываемых ниже, растяжимость грудной клетки принималась равной 0,2 л/см H₂O, т. е. близкой к норме, и не варьировалась. При этом величина растяжимости легких Sl опреде-

лялась из условия равенства величины функциональной остаточной емкости модели и измеренной величины функциональной остаточной емкости обследуемого.

В этих предположениях форма кривой "поток–объем" для модели зависит только от упругих свойств податливой задней стенки трахеи и параметров, характеризующих величину и развитие во времени силового воздействия дыхательной мускулатуры [1].

Многочисленные расчеты, проведенные по описанной схеме, показали, что, если использовать связь между величиной площади проходного сечения трахеи a и трансмуральным давлением на стенках трахеи p_{tm} , представленную кривой 1 на рис. 2, то рассчитанная в рамках модели однородных легких кривая "поток–объем" практически совпадает с кривой "поток–объем", соответствующей исследованию А перед прекращением курения (табл. 2).

Поступая так же, как и в предыдущем случае, получаем, что расчетная кривая для исследования В соответствует зарегистрированной, если задаваемые в расчете параметры совпадают с их измеренными значениями (упругие свойства задней стенки трахеи описываются кривой 2 на рис. 2).

Проанализируем и сравним параметры моделей, описывающих исследования А и В (табл. 2 и 3). Прежде всего, согласно модельным расчетам за период времени между 2 исследованиями FVC несколько уменьшилась, что привело к естественному уменьшению растяжимости легкого Sl в исследовании В. Незначительно изменились параметр b и показатели, характеризующие усилие дыхательных мышц (не приведены в таблицах). Однако сильно изменилась кривая $\alpha(p_{tm})$, характеризующая в модели упругие свойства задней стенки трахеи (ср. кривые 1 и 2 на рис. 2).

Можно было бы трактовать изменение растяжимости легких и упругих свойств задней стенки трахеи как следствие изменения этих физических характеристик после прекращения курения. Однако полученное из расчета изменение упругих свойств трахеи оказывается неприемлемым с физической точки зрения. Действительно, если принять, что упругость стенки трахеи у пациента такова, как

Таблица 2
Значения, рассчитанные в рамках моделей однородных и неоднородных легких

	FVC	TLC	RV	VC	PEF	FEF ₂₅	FEF ₅₀	FEF ₇₅	FEV ₁	
A	5,50	8,88	3,01	5,87	9,58	5,24	2,75	1,28	3,96	Единицы измерения
	5,50	8,85	3,00	5,85	9,59	5,10	2,60	1,10	3,75	Модель неоднородных легких
	5,50	8,85	3,00	5,85	9,58	5,10	2,50	1,02	3,70	Модель однородных легких
B	5,34	8,23	2,57	5,66	10,3	5,13	2,70	1,12	3,80	Единицы измерения
	5,34	8,23	2,90	5,33	10,3	5,25	3,00	1,38	3,67	Модель неоднородных легких
	5,34	8,23	3,00	5,23	10,4	5,08	2,50	0,90	3,43	Модель однородных легких
C	5,37	7,67	2,12	5,55	10,4	5,09	2,85	1,37	3,88	Единицы измерения
	5,37	7,67	2,70	4,99	10,3	5,00	2,65	1,53	3,47	Модель неоднородных легких
D	4,41	8,29	2,75	5,38	9,26	5,25	2,95	1,60	3,85	Единицы измерения
	4,41	8,23	2,75	5,47	9,26	5,03	3,17	1,73	3,88	Модель неоднородных легких

Примечание: FEV₁ – объем форсированного выдоха за 1-ю секунду (л).

предписывается кривой 2 на рис. 2, тогда необходимо принять, что при спокойном дыхании, когда объем легких близок к функциональной остаточной емкости, а трансмуральное давление составляет порядка 15 см H₂O и изменяется в пределах 1–2 см H₂O, проходное сечение трахеи практически полностью перекрыто задней стенкой ($\alpha \approx 0,1$). При этом сопротивление воздухоносного тракта при спокойном дыхании будет определяться суммой $a_{tot} + R_s$ (a_{tot} – сопротивление внутрилегочных дыхательных путей, R_s – сопротивление трахеи) и окажется существенно большим, чем измеренная в исследовании В величина a_{tot} .

Следовательно, несмотря на то, что модель однородных легких при некоторых сочетаниях значений

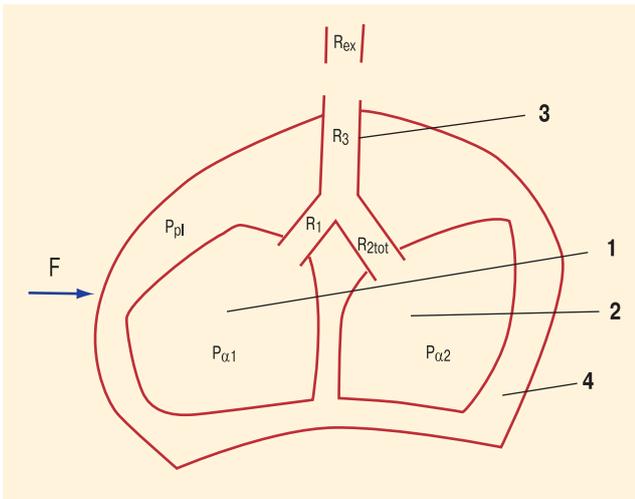


Рис. 3. Двухкомпонентная модель легких
Примечание: 1 – грудная клетка; 2 – компоненты легких, альвеолярное давление в которых равно $p_{\alpha 1}$ и $p_{\alpha 2}$ соответственно; 3 – модель воздухоносного тракта ($R_1, R_{2tot}, R_3, R_{ex}$ – сопротивления различных элементов этого тракта; 4 – плевральная полость с давлением p_{pl} ; F – сила, развиваемая дыхательной мускулатурой и приложенная к грудной клетке.

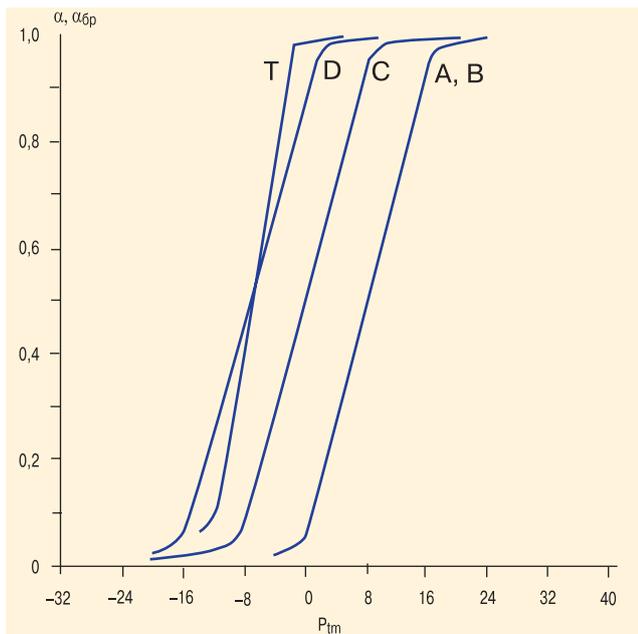


Рис. 4. Зависимость между проходным сечением α трахеи (Т) и податливого бронха $\alpha_{бр}$ от трансмурального давления на их стенке p_{tm}
Примечание: А, В, С, D, Т – кривые для бронха в соответствующем варианте расчета.

физических параметров описывает кривые "поток–объем", близкие к регистрируемым, ее нельзя считать моделью легких обследуемого. В связи с этим была предпринята попытка описать всю совокупность исследований в рамках модели неоднородного легкого [2].

Рассмотрим модель, в которой неоднородность связана с распределением сопротивлений дыхательных путей. Для этого используем двухкомпонентную модель (рис. 3), в которой легкие представляются 2 одинаковыми по величине и физическим свойствам объемами, причем модель бронха, ведущего к одной из компонент (2 на рис. 3), учитывает возможность его динамического сжатия во время дыхания. Податливый бронх описывается аналогично трахее. Однако в связи с различиями в строении стенок трахеи и бронха кривая $a_{бр} = f_{бр}(p_{tm})$, описывающая упругие свойства бронха, может отличаться от кривой $\alpha = f(p_{tm})$ для трахеи, хотя их качественный вид одинаков: в некоторой области трансмуральных давлений теряется устойчивость стенок такого бронха и его проходное сечение уменьшается (рис. 4). Будем считать, что свойства внутрилегочных дыхательных путей в обеих компонентах легких одинаковы.

Результаты расчетов в рамках модели неоднородного легкого для условий всех 4 исследований А, В, С, D представлены в табл. 2. Как видно, расчетные кривые "поток–объем" практически совпадают с регистрируемыми. Для всех 4 вариантов расчета упругие свойства трахеи одинаковы (кривая Т на рис. 4). Упругие свойства податливого бронха (функция $a_{бр} = f_{бр}(p_{tm})$) для вариантов А и В одинаковы. При переходе от варианта В к С и от С к D использовались модели более жестких податливых бронхов (рис. 4).

Дополнительным фактом, свидетельствующим в пользу соответствия модели легким обследуемого,

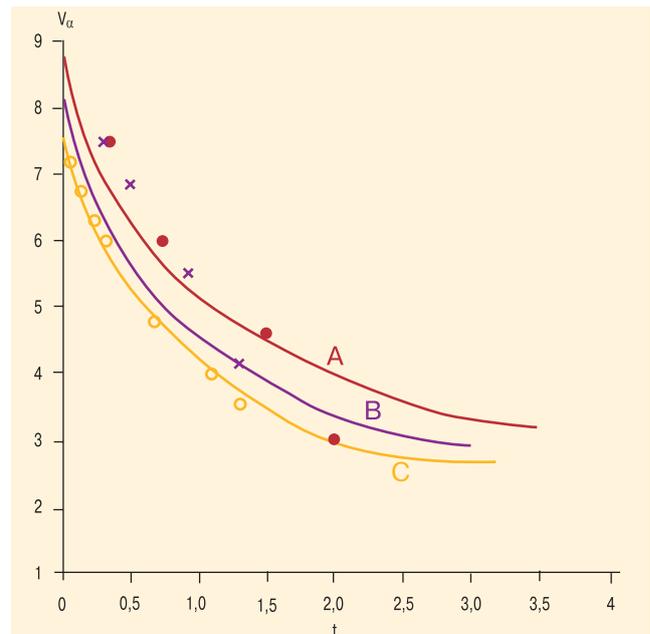


Рис. 5. Зависимости объема легких в процессе выдоха (V_{α}) от времени (t) для исследований А (●), В (×), С (○)

является сопоставление расчетных и полученных в исследованиях зависимостей объема легких в процессе форсированного выдоха V_a от времени t (функция $V_a(t)$), представленное на рис. 5. Как видно, для исследований А, В, С расчетная зависимость $V_a(t)$ довольно хорошо согласуется с регистрируемой. Для исследования D такое сопоставление выполнить не удалось. Обратим внимание на то, что кривые $V_a(t)$ для различных исследований существенно различаются, хотя кривые "поток–объем" практически совпадают.

Обсуждение

Обсудим результаты проведенных расчетов, приняв, что использованная модель легких по своим свойствам соответствует легким испытуемого. В этом случае изменение физических параметров, характеризующих модель, при переходе от варианта А к варианту В, от В к С и от С к D должно соответствовать изменению этих параметров для легких испытуемого в процессе восстановления свойств легких после прекращения курения.

Длительный период курения привел к тому, что легкие испытуемого существенно изменились по сравнению с нормой, что выразилось в нарушении свойств различных тканей легких. Прежде всего в 2 раза увеличился коэффициент растяжимости легких, что свидетельствует о потере паренхимой эластических свойств (табл. 3). В норме для мужчин $C_n = 0,15$ л/см H_2O [9]. Во-вторых, увеличилась по отношению к норме жесткость мелких внутрилегочных дыхательных путей, с чем связана их меньшая деформируемость в процессе форсированного выдоха. Это свойство дыхательных путей характеризуется параметром b в законе сопротивления (1). В норме $b \sim 0,1$ с/л [6]. Уменьшение параметра b (табл. 3) ведет к увеличению предельно достижимой скорости выдоха ($\dot{V}_{пред} \sim 1/b$). Это обстоятельство обеспечивает высокую максимальную скорость форсированного выдоха PEF в условиях роста ограничения потока.

Характерной особенностью данного обследуемого является неоднородность легких в сопротивлении дыхательных путей, связанная с тем, что часть крупных бронхов, обеспечивающих вентиляцию значительной части легких, имеет стенки с пониженной

по отношению к другим бронхам того же уровня жесткостью. Это приводит к их деформации под действием трансмурального давления, которая выражается в резком уменьшении проходного сечения этих бронхов в определенной фазе форсированного выдоха. Уменьшение просвета части крупных бронхов приводит к "выключению" из газообмена существенной части легких и, следовательно, к значительному ограничению потока воздуха при выдохе. Следствием этого ограничения потока является острый пик на кривой "поток–объем". Несмотря на это дополнительное ограничение потока, максимальная скорость выдоха остается высокой благодаря уменьшению нелинейной части сопротивления внутрилегочных дыхательных путей, вызванному увеличением их жесткости (уменьшению параметра b).

Поскольку упругие свойства задней стенки трахеи во всех вариантах расчетов были одинаковыми (рис. 4), можно считать, что либо процесс курения не оказывает влияния на эти свойства, либо время реабилитации трахеи после прекращения курения значительно превосходит 3 года – период, которому соответствуют проведенные исследования.

После прекращения курения физические свойства различных тканей легких восстанавливаются, причем процессы восстановления, как правило, длятся около 1 года или более. В данном исследовании через 3 года восстановилась растяжимость легких ($C_n = 0,16$ л/см H_2O) и мелкие дыхательные пути приобрели нормальную жесткость ($b \sim 0,1$ с/л). Значительно более жесткими стали податливые крупные бронхи (кривые $a_{бр} = f_{бр}(p_m)$ на рис. 4 сместились влево). Однако их жесткость не восстановилась полностью. Возможно, для этого нужен более длительный срок, или для данного обследуемого характерна неоднородность жесткостных свойств крупных бронхов. Во всяком случае, сохранившаяся через 3 года податливость части крупных бронхов приводит к существенной неоднородности легких, проявляющейся в процессе форсированного выдоха. Этот эффект объясняет тот факт, что даже через 3 года после прекращения курения кривая "поток–объем" у данного обследуемого имеет характерный вогнутый вид с существенно пониженными скоростями 2-й половины выдоха.

Таблица 3
Изменения свойств дыхательных путей

	C_n	b	μ_{tr}	μ_{br}	
А	–	–	–	–	Единицы измерения
	0,300	0,045	4,700	3,350	Модель неоднородных легких
	0,300	0,045	4,700	3,350	Модель однородных легких
В	–	–	–	–	Единицы измерения
	0,274	0,057	4,700	1,350	Модель неоднородных легких
	0,274	0,052	4,700	1,350	Модель однородных легких
С	–	–	–	–	Единицы измерения
	0,280	0,045	4,700	1,539	Модель неоднородных легких
D	–	–	–	–	Единицы измерения
	0,162	0,091	4,700	3,047	Модель неоднородных легких

Примечание: C_n – растяжимость легких; μ_{tr} – вязкость стенки трахеи; μ_{br} – вязкость стенки бронха.

Тот факт, что крупные бронхи стали жестче, подтверждается видом плетизмограмм спокойного дыхания (связью между альвеолярным давлением и скоростью потока, полученной в бодиплетизмографе). Во время исследования А плетизмограмма имела вид эллипса заметной ширины вблизи нуля скорости, что характерно для неоднородных по сопротивлению легких (для двухкомпонентных моделей). В исследовании D плетизмограмма строго прямолинейна и проходит через начало координат. Отсюда следует, что неоднородность легких в период курения была настолько велика, что ее можно было обнаружить уже при спокойном дыхании. Спустя 3 года после прекращения курения при спокойном дыхании легкие функционируют, как однородные. Благодаря жесточению податливого бронха он полностью раскрывается при положительных трансмуральных давлениях, и дополнительное ограничение потока за счет податливости бронха при спокойном дыхании не возникает. В то же время при форсированных маневрах неоднородность легких, связанная с этим эффектом, проявляется и определяет вид кривой "поток—объем".

Отметим в заключение, что исследованная модель легких, как и любая другая, описывает некоторые средние, интегральные свойства реальных легких. Это естественным образом ограничивает набор физических процессов, роль которых в маневре форсированного выдоха может быть описана в рамках данной модели. Достаточность модели контролируется совпадением расчетных и полученных в исследовании параметров, характеризующих легкие и представляющих интерес для исследователя.

Заключение

Форма кривой "поток—объем" форсированного выдоха зависит от множества факторов, характеризующих анатомические и физические свойства легких обследуемого, а также определяющих деформирование паренхимы и истечение воздуха из легких в процессе форсированного выдоха. Это обстоятельство затрудняет трактовку причин, приводящих к тому или иному изменению формы кривой "поток—объем", и, следовательно, снижает ее диагностическую ценность.

Использование при анализе формы кривой "поток—объем" физических, механических и математических моделей легких, отражающих процессы, которые сопровождают форсированный выдох, может существенно повысить информативность кривой форсированного выдоха в координатах "поток—объем".

Выводы

Данная работа демонстрирует, каким образом результаты численного исследования модели легких могут помочь в интерпретации данных функционального исследования и формировании физиологических и диагностических выводов в сложном случае, относящемся к восстановлению свойств легких курильщика, прекратившего курение.

Использование математических моделей легких позволяет на основе функционального исследования и, в частности, анализа формы кривой "поток—объем" оценить некоторые физические свойства и параметры легких, определяющие поток воздуха при форсированном выдохе и не поддающиеся прямому измерению или требующие дополнительных сложных тестов.

Литература

1. Любимов Г.А., Скобелева И.М. Математическая модель форсированного выдоха. Изв. РАН. Механика жидкости и газа 1991; 4: 3—10.
2. Любимов Г.А. Обоснование модели неоднородного легкого для описания форсированного выдоха. Изв. РАН. Механика жидкости и газа 1999; 5: 29—38.
3. Стандартизация легочных функциональных тестов. Пульмонология 1993; прил.: 92.
4. Кассиль В.Л., Шехонина Д.А., Суворов А.В. Роль методов функциональной диагностики внешнего давления в оценке состояния больных. Вестн. интенсив. тер. 1995; 3: 17—22.
5. Кальцун С.С. Система интерпретации функционального состояния внешнего дыхания в пульмонологии: Дис. ... д-ра мед. наук. М.; 1992.
6. Кузнецова В.К., Любимов Г.А. Оценка физических свойств легких человека на основе исследования сопротивления дыхательных путей. Физиология человека 1985; 11 (1): 55—68.
7. Кузнецова В.К., Любимов Г.А., Каменева М.Ю. Динамика сопротивления потоку воздуха в фазу его нарастания в процессе форсированного выдоха при различных нарушениях механики дыхания. Пульмонология 1995; 4: 36—41.
8. Любимов Г.А., Скобелева И.М. Моделирование сопротивления дыхательных путей в процессе форсированного выдоха. Изв. РАН. Механика жидкости и газа 1990; 6: 5—14.
9. Руководство по клинической физиологии дыхания. Л.: Медицина; 1980.

Поступила 03.05.07
© Коллектив авторов, 2008
УДК 616.24-092