

традиционных средств лечения ХБ (антибактериальная, бронхолитическая, кардиотропная терапия и т.д.), но и психотропных воздействий (средства психофармакологической коррекции, психотерапия и т.д.).

Безусловно, представляет большой интерес исследование динамики психосоматических соотношений при комплексном лечении больных с синдромом ДН, однако, на наш взгляд, этот вопрос может служить основой для дальнейшего изучения указанной проблемы.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Абросимов В.Н. Визуальный аналог одышки. Возможности практического использования // Тер. арх.— 1989.— № 3.— С.126—127.
2. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.М. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе.— М., 1984.
3. Кириллов М.М., Орлова М.М. Психологическая диагностика и реабилитация больных заболеваниями легких: Учеб.-метод. рекомендации.— Саратов, 1989.
4. Кулагин Б.В. Основы профессиональной психодиагностики.— М., 1984.
5. Лапкин М.М., Маркин В.И. Пакет психодиагностических программ для исследования мотивационно-эмоциональной сферы человека (Информ. листок Рязанского ЦНТИ.— № 234—92) — Рязань, 1992.
6. Лапкин М.М., Бяловский Ю.Ю., Маркин В.И. Программы для обработки экспериментальных данных, полученных в биологических и медицинских исследованиях (Информ. листок Рязанского ЦНТИ.— № 306—92)— Рязань, 1992.
7. Лейсахов Н.М. Психологические и психофизиологические особенности студентов.— Казань, 1977.
8. Плохинский И.А. Биометрия.— М., 1970.
9. Соколов А.В. Установка для изучения состояния регуляции дыхания человека (Информ. листок Рязанского ЦНТИ.— № 82—93)— Рязань, 1993.
10. Соколов А.В., Котов Г.Н. Автоматизированная программа для определения степени дыхательной недостаточности при легочных заболеваниях (Информ. листок Рязанского ЦНТИ.— № 68—93)— Рязань, 1993.
11. Соколов А.В., Шустов А.А. Диагностический комплекс для изучения мозговой, центральной, легочной и периферической гемодинамики в условиях нагрузочных тестов (Информ. листок Рязанского ЦНТИ, № 121—93) — Рязань, 1993.
12. Соколов Е.И., Подачин В.П., Белова Е.В. Эмоциональное напряжение и реакции сердечно-сосудистой системы.— М., 1980.
13. Ханин Ю.Л. Краткое руководство к применению шкалы реактивной и личностной тревожности Ч.Д. Спилбергера.— Л., 1976.
14. Borg G.A.V. Psychophysical bases of perceived exertion // Med. Sci. Sports.— 1982.— Vol.14.— P.377—381.
15. Kukleta M. Stimuli of anxiety in man // Activ. Nerv. Super.— 1995.— Vol.27, № 2.— P.143—144.
16. Taylor J.A. A personality scale of manifest anxiety // J. Abnorm. Soc. Psychol.— 1953.— Vol.48.— P.285—290.

Поступила 15.05.95.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 1995

УДК 616.24-008.4-074

*В.К.Кузнецова, Г.А.Любимов, М.Ю.Каменева*

### ДИНАМИКА СОПРОТИВЛЕНИЯ ПОТОКУ ВОЗДУХА В ФАЗУ ЕГО НАРАСТАНИЯ В ПРОЦЕССЕ ФОРСИРОВАННОГО ВЫДОХА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ НАРУШЕНИЯХ МЕХАНИКИ ДЫХАНИЯ<sup>1</sup>

ГНЦ пульмонологии Минздрава РФ, Санкт-Петербург

#### THE AIRFLOW RESISTANCE DYNAMICS AT THE ONSET STAGE DURING MAXIMAL FORCED EXPIRATION IN DIFFERENT ALTERNATIONS OF BREATH MECHANICS

*V.K.Kuznetsova, G.A.Lubimov, M.Y.Kameneva*

#### Summary

The dynamics of airway resistance at the first stage of forced expiration was studied by modified method of bodyplethysmography in 16 males, aged  $55 \pm 1.4$  yrs, with chronic obstructive bronchitis (COB), 19 patients (5 males and 14 females, aged  $38 \pm 3.1$  yrs) with idiopathic fibrosing alveolitis (IFA), and 12 healthy subjects (7 males and 5 females, aged  $38 \pm 3.1$  yrs). Instant  $R_{aw}$  values and fitted values of  $P_a$  were estimated, then the " $R_{aw}-P_a$ " curve was plotted. The experimental points were approximated linearly, and the equation of  $R_{aw}$  dynamics at the first stage of forced expiration was calculated:  $R_{aw} = R_{aw}(P_a=0) + b \cdot P_a$ , where  $b$  is an extent of the approximation line decline.  $R_{aw}$  at  $P_a=0$  was closer to its quite breath values in healthy persons. It was decreased in patients with COB and was increased in patients with IFA. The " $b$ " parameter was increased in COB patients in comparison with healthy persons and was stable in IFA patients.

Therefore, these features of the parameters allow to consider them to be a useful index of airway deformation for differential diagnostics in "flow-volume" testing.

<sup>1</sup> Работа выполнена при поддержке Российского Фонда Фундаментальных исследований.

С помощью метода общей плетизмографии, модифицированного авторами, исследовалась динамика сопротивления дыхательных путей в первую фазу форсированного выдоха у 16 мужчин в возрасте  $55 \pm 1,4$  года с хроническим обструктивным бронхитом (ХОБ), 19 больных с идиопатическим фиброзирующим альвеолитом — ИФА (5 мужчин и 14 женщин в возрасте  $38 \pm 2,5$  года) и 12 здоровых (7 мужчин и 5 женщин в возрасте  $39 \pm 3,1$  года). Из измерявшихся параметров рассчитывали мгновенные значения  $R_{aw}$  и соответственные ему значения  $P_a$ , а затем строилась кривая " $R_{aw}-P_a$ ". Измеренные точки линейно аппроксимировались, а затем рассчитывалось уравнение динамики  $R_{aw}$  в первую стадию форсированного выдоха:  $R_{aw} = R_{aw}(P_a=0) + b \cdot P_a$ , где  $b$  отражает наклон аппроксимационной прямой.  $R_{aw}$  при  $P_a=0$  у здоровых было близко к его значениям, рассчитанным при спокойном дыхании. У больных ХОБ оно было ниже, а у больных ИФА выше аналогичных величин. Параметр " $b$ " был повышен у больных ХОБ по сравнению со здоровыми, а у больных ИФА практически не изменен.

Таким образом, эти особенности параметров позволяют считать их полезными индексами при дифференциальной диагностике в тестах "кривая поток—объем".

По существующим представлениям о механических свойствах аппарата вентиляции маневр форсированной жизненной емкости легких (ФЖЕЛ) используется в широкой клинической практике как своего рода специфический нагрузочный тест для выявления повышения сопротивления потоку воздуха ( $R_{aw}$ ), оказываемого дыхательными путями (ДП). Как правило, анализируются "объемные" (ОФВ<sub>1</sub>) и "скоростные" (МОС<sub>50</sub> и МОС<sub>75</sub>) параметры, получаемые при регистрации динамики объема, потока и времени в процессе маневра ФЖЕЛ и, если определяется их снижение, то оно рассматривается как следствие повышения  $R_{aw}$  под влиянием патологических изменений в легких. Наиболее диагностически значимыми принято считать изменения максимальных объемных скоростей (МОС) после выдоха 50% и 75% ФЖЕЛ (МОС<sub>50</sub> и МОС<sub>75</sub>) [5]. Из-за меньшей изученности физических и физиологических закономерностей, формирующих первую фазу маневра ФЖЕЛ, то есть пиковую объемную скорость (ПОС), в практике функциональных исследований нет показателей, рассчитываемых из этой фазы маневра. Измеряется обычно ПОС, но ее изменениям не придается большой диагностической значимости. В то же время хорошо известно различие формы отношений поток—объем именно в начальной фазе маневра ФЖЕЛ у больных с обструктивной и рестриктивной патологией, что позволяет предположить наличие существенных различий в динамике  $R_{aw}$  при разных по характеру изменениях механических свойств не только ДП, но и паренхимы легких. Принимая во внимание изложенное, мы решили проанализировать динамику  $R_{aw}$  в фазе нарастания потока воздуха в процессе выполнения испытуемым маневра ФЖЕЛ у двух групп больных: хроническим обструктивным бронхитом (ХОБ) и идиопатическим фиброзирующим альвеолитом (ИФА) с целью выявления дифференциально-диагностических признаков между обструктивным и рестриктивным характером нарушений механики дыхания.

Обследуемую группу составили 16 мужчин больных ХОБ (средний возраст  $55 \pm 1,4$  года) — 2-я группа и 19 больных ИФА (5 мужчин и 14 женщин, средний возраст  $38 \pm 2,5$  года) — 3-я группа. В контрольную группу были включены 7 здоровых мужчин и 5 женщин (средний возраст  $39 \pm 3,1$  года) — 1-я группа. Все

больные находились на стационарном лечении в клинике Центра и диагноз был установлен на основе детального клинического и лабораторного исследований. Всем больным, вошедшим в анализируемую группу, было проведено комплексное функционально-диагностическое исследование на установке фирмы "Егер" (ФРГ). Оно включало плетизмографию всего тела (ОПГ), регистрацию отношений поток—объем в процессе маневра ФЖЕЛ, определение диффузионной способности легких по угарному газу на уровне общей емкости легких (ОЕЛ) при задержке дыхания (ДЛ<sub>зд</sub>) и на уровне ФОЕ в устойчивом состоянии вентиляции (ДЛ<sub>уе</sub>). Легочную растяжимость ( $C_L$ ) исследовали посредством одновременной регистрации транспульмонального давления и дыхательного объема при спокойном дыхании человека. Индекс ретракции легких (CR) вычисляли как отношение этого давления, полученного на высоте максимального глубокого вдоха, к ОЕЛ. Парциальное напряжение кислорода определяли в микропробе капиллярной артериализированной крови ( $P_aO_2$ ) на аппарате АВС-1 (Дания). Оценку статических легочных объемов и показателей, рассчитываемых из записи отношений поток—объем в процессе маневра ФЖЕЛ, проводили на основе должных величин, разработанных Р.Ф.Клементом и соавт. [1]. Остальные показатели оценивали следуя рекомендациям, изложенным в "Руководстве по клинической физиологии дыхания" [5].

Динамика  $R_{aw}$  в фазе нарастания потока воздуха в процессе маневра ФЖЕЛ изучалась при выполнении испытуемым этих маневров в кабине ОПГ. Из записей изменений потока воздуха у рта и колебаний камерного давления рассчитывались мгновенные значения альвеолярного давления ( $P_A$ ) по специально разработанной методике [4]. Полученные мгновенные значения потока воздуха и  $P_A$  использовались для расчета мгновенных значений  $R_{aw}$  через каждые  $0,25 \text{ л} \cdot \text{с}^{-1}$ . Так как ранее нами было установлено [2], что у здоровых имеется прямолинейная зависимость между  $R_{aw}$  и  $P_A$  как в начальной фазе маневра ФЖЕЛ (до достижения ПОС), так и при форсированном вдохе и в процессе нарастания и падения потока, мы для каждого обследуемого строили график зависимости  $R_{aw}$  и  $P_A$ . При построении графика зависимости  $R_{aw}-P_A$  мы не учитывали точки, соответствующие потокам воздуха, характерным для

Т а б л и ц а 1

Показатели механики дыхания и легочного газообмена у здоровых (1-я группа), больных ХОБ (2-я группа) и больных ИФА (3-я группа) ( $M \pm m$ )

Показатели	Группы		
	1-я	2-я	3-я
ОЕЛ, % должн.	108±4	114±3	54±3
ЖЕЛ, % должн.	102±2	64±4	50±3
ООЛ, % должн.	119±12	207±3	70±3
ОО/ОЕЛ, % должн.	105±7	177±7	128±8
$R_{aw}$ , кПа·л <sup>-1</sup> ·с	0,16±0,02	0,59±0,05	0,16±0,02
ОФВ <sub>1</sub> , % должн.	109±5	42±5	53±4
ОФВ <sub>1</sub> /ФЖЕЛ, % должн.	99±2	63±3	101±1
ПОС, % должн.	120±7	53±5	98±5
МОС <sub>25</sub> , % должн.	104±8	26±5	98±4
МОС <sub>50</sub> , % должн.	80±5	19±3	62±4
МОС <sub>75</sub> , % должн.	74±10	21±2	46±6
$C_L$ , % должн.	130±12	94±7	58±10
CR, кПа·л <sup>-1</sup>	0,33±0,02	0,15±0,1	0,98±0,7
ВГО, % должн.	131±10	154±9	67±3
ДЛ <sub>зд</sub> , % должн.	128±0	82±14	37±6
ДЛ <sub>ус</sub> , % должн.	108±0	58±6	43±4
PaO <sub>2</sub> , % должн.	106±2	87±2	83±2

спокойного дыхания (0,25—1,0 л·с<sup>-1</sup>). По специально разработанной программе выполнялась аппроксимация экспериментальных точек прямой линией. Особенность такой аппроксимации проверялась по критерию Фишера и только после подтверждения ее выполнялись дальнейшие расчеты. Так как аппроксимации подвергались значения  $R_{aw}$ , рассчитанные при потоке воздуха, превышавшем 2,0 л·с<sup>-1</sup>, то полученная прямая не достигала оси ординат. Поэтому выполнялась обратная экстраполяция, после чего зависимость  $R_{aw}$  и  $P_A$  в фазе нарастания потока в процессе маневра могла быть выражена следующим уравнением:  $R_{aw} = R_{aw}P_{AO} + b \cdot P_A$  (рисунок). Его первый параметр ( $R_{aw}$  при  $P_A=0$ ) — это величина  $R_{aw}$ , которую отсекает рассчитанная прямая на оси ординат, она соответствует теоретическому  $R_{aw}$  при отсутствии потока воздуха ( $P_A=0$ ). Поэтому эта величина  $R_{aw}$  определяется индивидуальными особенностями анатомической структуры ДП и у здоровых она близка к величине  $R_{aw}$ , рассчитываемой при спокойном дыхании человека [2]. Параметр “ $b$ ” в этом уравнении характеризует наклон аппроксимированной прямой к оси  $P_A$  и отражает всю совокупность нелинейных механизмов, приводящих к увеличению  $R_{aw}$  при возрастании альвеолярного давления. Эти механизмы представляют собой изменения местных локальных сопротивлений ДП при форсированном дыхании (изменение просветов ДП, формы, углов, ветвления и т.д.). Кроме того, при увеличении потока воздуха могут происходить смены режимов течения (от ламинарного к турбулентному, изменение величины отрывных зон в районах бифуркаций и т.д.). Относительная роль этих механизмов в повышении  $R_{aw}$  не

может быть оценена, но наиболее вероятно, что основную роль в приросте  $R_{aw}$  играют изменения локальных сопротивлений при деформации легких. По этому закону, следовательно,  $R_{aw}$  в фазе прироста потока ФЖЕЛ в значительной степени зависит от деформации ДП и, следовательно, от их физических свойств и величины приложенного усилия. Кроме перечисленных двух параметров, из полученного графика рассчитывали  $R_{aw}$  и  $P_A$  в момент достижения ПОС ( $R_{aw}ПОС$  и  $P_AПОС$ ).

Результаты комплексного функционально-диагностического исследования обследованных здоровых и больных представлены в табл.1. В группе больных ХОБ изменения ОЕЛ и ее структуры, а также изменения  $R_{aw}$  и показателей, рассчитываемых на основе маневра ФЖЕЛ, в среднем соответствовали значительным нарушениям проходимости ДП. Соотношение величин  $C_L$  и CR позволяло определить у них наличие снижения эластической отдачи легких на фоне выраженной негетогенности механических свойств. Нормальные величины ДЛ<sub>зд</sub> и сниженные ДЛ<sub>ус</sub> при нормальном PaO<sub>2</sub> свидетельствовало о наличии у этих больных выраженной негетогенности регионарного распределения отношений вентиляция—кровоток при сохранении достаточной эффективности вентиляции в покое. У больных ИФА в среднем по группе имело место выраженное равноценное уменьшение ОЕЛ и составляющих ее ЖЕЛ и ООЛ. Нормальные величины  $R_{aw}$ , уменьшение абсолютных значений ОФВ<sub>1</sub> и скоростных показателей, соответствующее степени уменьшения ОЕЛ и ЖЕЛ, свидетельствовали об отсутствии у них нарушений проходимости ДП. Изменения  $C_L$  и CR указывали на существенное повышение эластичности легких, а изменения ДЛ<sub>зд</sub> и ДЛ<sub>ус</sub> — на значительное сокращение функционирующей легочной поверхности при сохранении достаточной эффективности вентиляции легких в покое. В целом изменения показателей позволяли расценить наличие у обследованных больных ИФА выраженного ограничительного (рестриктивного) синдрома. Подводя итог трактовке данных, приведенных в табл.1, можно сказать, что отобранные группы больных имели четко выраженные обструктивный (больные ХОБ) и рестрик-

Т а б л и ц а 2

Показатели, характеризующие динамику сопротивления дыхательных путей потоку воздуха в первую фазу форсированного выдоха ( $M \pm m$ )

Показатели	Группы		
	1-я	2-я	3-я
$R_{aw}P_{AO}$ , кПа·л <sup>-1</sup> ·с	0,16±0,01	0,29±0,03*	0,27±0,01*
$b$ , л <sup>-1</sup> ·с	0,08±0,01	0,18±0,02*	0,09±0,01
$b \cdot ОЕЛ$ , с	0,47±0,03	0,72±0,06*	0,24±0,01*
$R_{aw}ПОС$ , кПа·л <sup>-1</sup> ·с	0,47±0,03	0,79±0,09*	0,61±0,02*
$P_AПОС$ , кПа	4,8±0,3	3,4±0,4*	4±0,2*

П р и м е ч а н и е. Звездочка — статистически достоверное отличие показателей 2-й и 3-й групп от 1-й группы ( $p < 0,05$ ).

Таблица 3

Показатели, характеризующие динамику сопротивления дыхательных путей потоку воздуха в первую фазу форсированного выдоха, у больных ХОБ с умеренным (1 подгруппа) и значительным (2 подгруппа) ухудшением проходимости дыхательных путей ( $M \pm m$ )

Показатели	Подгруппы	
	1-я	2-я
$R_{aw}P_{AO}$ , кПа·л <sup>-1</sup> ·с	0,28±0,09	0,27±0,02
$b$ , л <sup>-1</sup> ·с	0,12±0,01	0,19±0,02*
$b$ -ОЕЛ, с	0,8±0,09	1,3±0,16*
$R_{aw}ПОС$ , кПа·л <sup>-1</sup> ·с	0,8±0,14	0,8±0,12
$P_{A}ПОС$ , кПа	4,3±0,6	2,9±0,5*

Примечание. Звездочка — статистически достоверные различия между 1 и 2 подгруппами ( $p < 0,05$ ).

тивный (больные ИФА) синдромы нарушений внешнего дыхания.

Параметры, определяющие динамику  $R_{aw}$  в первую фазу маневра ФЖЕЛ, представлены в табл.2. У здоровых  $R_{aw}$  при  $P_A=0$  фактически совпало с его величиной при спокойном дыхании, у больных ХОБ оно было существенно меньше его, а у больных ИФА — больше. Совпадение в среднем у здоровых двух независимо получаемых величин  $R_{aw}$ : измеряемого во время спокойного дыхания при ОПГ и рассчитываемого при построении графика его зависимости от  $P_A$ , позволяет трактовать их расхождение как следствие патологических изменений механических свойств легких. Так, существенное уменьшение  $R_{aw}$ , рассчитываемого при  $P_A=0$ , по сравнению с его величинами при спокойном дыхании в кабине ОПГ может быть следствием выраженной неомогенности механических свойств легких у больных ХОБ. Последняя выражалась в существенном отличии от линейной формы регистрируемой при спокойном дыхании петли бронхиального сопротивления (поток—камерное

давление). У больных ХОБ регистрировались петли не только с увеличенным наклоном к оси давления, но в них появлялись перекресты, расширения в области нуля потока и пр. В этих условиях обычные расчеты приводят к завышению величины  $R_{aw}$  [3]. Кроме того, при снижении эластической отдачи легких и выраженной неомогенности их механических свойств  $R_{aw}$  обнаруживает большее, чем у здоровых, снижение при повышении воздухонаполненности легких [5]. Этот механизм также может играть роль в расхождении этих двух величин  $R_{aw}$  у больных ХОБ.

У больных ИФА, наоборот,  $R_{aw}$ , рассчитанное при  $P_A=0$ , было больше его величин, получаемых при спокойном дыхании, хотя оно и оставалось в пределах нормальных значений. Из-за отсутствия достаточного экспериментального материала объяснить этот факт трудно. Но близость их значений у здоровых не позволяет рассматривать полученный результат у больных ИФА как дефектный. Поэтому вполне правомерно предположить, что в этом расхождении значений  $R_{aw}$  определенную роль может играть выраженное понижение ОЕЛ у больных ИФА.

Параметр " $b$ " у здоровых был близок к тем величинам, которые были получены нами ранее у небольшой группы здоровых [2]. У больных ХОБ он обнаруживал отчетливое повышение, а у больных ИФА — мало изменялся по сравнению с его величинами у здоровых. Повышение " $b$ " у больных ХОБ отражает возрастание деформируемости ДП в процессе маневра ФЖЕЛ, что вполне объяснимо повышением податливости легких при этой патологии. У больных ИФА вследствие снижения податливости легких их устойчивость к деформации под влиянием повышенного наружного давления изменялась мало.

Величина параметра " $b$ " в каждой из групп обследуемых обнаружила выраженную вариабельность, что могло быть связано с индивидуальными различиями в размерах и механической структуре легких и ДП. Приведение его в величине воздухонаполненности легких в момент измерения — ОЕЛ (или произведение  $b \cdot$ ОЕЛ) уменьшило вариабельность, связанную с индивидуальными особенностями испытуемых. В результате у больных ХОБ было выявлено существенное увеличение этого "индекса деформируемости ДП в начале маневра ФЖЕЛ", а у больных ИФА — уменьшение, по сравнению со здоровыми. Необходимо обратить внимание, что  $R_{aw}$  при ПОС увеличивалось значительно больше, чем у здоровых, не только у больных ХОБ, но и у больных ИФА. Это повышение  $R_{aw}$  не могло быть связано с тем, что у больных развивалось большее альвеолярное давление (усилие). Напротив,  $P_A$  при ПОС было достоверно меньше, чем у здоровых, у двух групп больных. Значительно большее, чем у здоровых, нарастание  $R_{aw}$  в процессе достижения ПОС у больных ИФА позволяет считать, что в механизме формирования величины ПОС существенную роль играет не только податливость ДП, но и жесткость паренхимы легких.

Несмотря на то, что для данной работы были отобраны больные с развитыми обструктивным и рестриктивным синдромами, все же выраженность нарушений

Таблица 4

Показатели, характеризующие динамику сопротивления дыхательных путей потоку воздуха в первую фазу форсированного выдоха, у больных ИФА в зависимости от величины общей емкости легких ( $M \pm m$ )

Показатели	ОЕЛ, % должной	
	85—60	< 60
$R_{aw}P_{AO}$ , кПа·л <sup>-1</sup> ·с	0,27±0,03	0,27±0,02
$b$ , л <sup>-1</sup> ·с	0,08±0,01	0,09±0,01
$b$ -ОЕЛ, с	0,26±0,04	0,23±0,01
$R_{aw}ПОС$ , кПа·л <sup>-1</sup> ·с	0,58±0,06	0,61±0,02
$P_{A}ПОС$ , кПа	4,5±0,6	3,8±0,2*

Примечание. Звездочка — статистически достоверные различия ( $p < 0,05$ ).

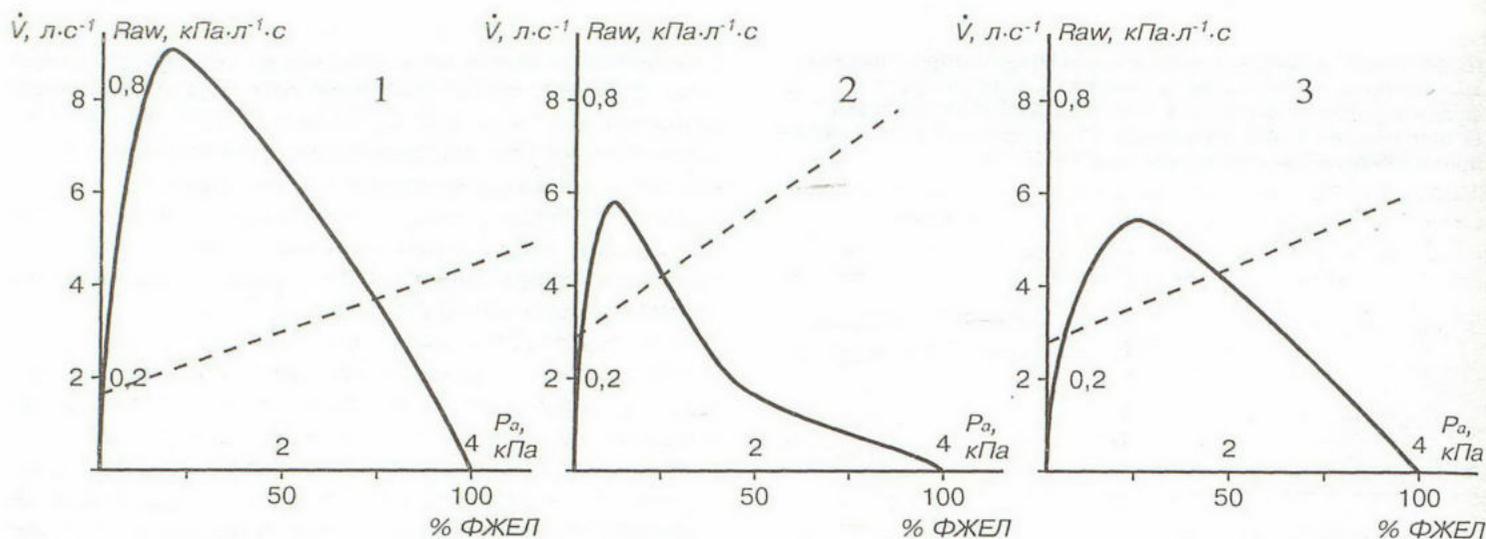


Рис. Кривые отношений поток—объем (сплошная линия) маневра ФЖЕЛ и рассчитанная аппроксимированная прямая зависимости сопротивления потоку воздуха, оказываемого дыхательными путями, от альвеолярного давления в начальной фазе маневра (прерывистая линия) у здорового человека (1), у больного хроническим обструктивным бронхитом (2) и больного идиопатическим фиброзирующим альвеолитом (3).

По оси ординат: поток выдоха ( $\dot{V}$ , л·с<sup>-1</sup>) и аэродинамическое сопротивление потоку ( $R_{aw}$ , кПа·л<sup>-1</sup>·с); по оси абсцисс: объем выдоха (% ФЖЕЛ) и альвеолярное давление ( $P_A$ , кПа).

внутри каждой из групп имела определенные различия. Поэтому мы сопоставили значения показателей, рассчитываемых из первой фазы маневра ФЖЕЛ, с выраженностью ухудшения проходимости ДП (табл.3) и рестриктивных нарушений (табл.4). В первом случае при определении выраженности нарушений проходимости ДП мы исходили из оценки изменений комплекса показателей, включающего ФЖЕЛ, ОФВ<sub>1</sub>, ПОС, МОС<sub>50</sub> и СОС<sub>25-75</sub>. Выраженность же рестриктивных нарушений мы представили через величину ОЕЛ. У больных ХОБ  $R_{aw}$  при  $P_A=0$  не обнаружило зависимости от выраженности ухудшения проходимости ДП, параметры “ $b$ ” и “ $b \cdot ОЕЛ$ ”, напротив, увеличивались по мере нарастания этих нарушений.  $R_{aw}$  в момент достижения ПОС в среднем в этих двух подгруппах было одинаковым,  $P_A$  при ПОС было значительно меньше при резком ухудшении проходимости ДП. У больных ИФА все показатели, кроме  $R_{AПОС}$ , практически не изменялись в зависимости от степени уменьшения ОЕЛ. Последнее достоверно уменьшалось по мере уменьшения ОЕЛ. В известной степени это понижение  $P_A$  могло быть связано с тем, что при уменьшении ОЕЛ вдвое дыхательные мышцы не способны развить такое же усилие выдоха, какое они способны развить при нормальной ее величине [6].

Обобщая трактовку полученных данных вполне правомерно следующее заключение. С помощью ОПГ можно получить показатели, характеризующие начальную фазу маневра ФЖЕЛ — фазу, в которой достигается ПОС.  $R_{aw}$ , измеряемое при спокойном дыхании с помощью ОПГ, отражает не только состояние собственно проходимости ДП (состояние их просвета), но степень и характер неомогенности механических свойств легких. Поэтому расчет  $R_{aw}$  при  $P_A=0$  может помочь в определении истинного сопротивления потоку воздуха,

оказываемого ДП. У больных ХОБ существенную роль в повышении  $R_{aw}$  в фазе достижения ПОС играет снижение их устойчивости к деформации. У больных ИФА этот механизм выражен меньше, деформируемость ДП в начальной фазе маневра у них мало отличается от здоровых. “ $b \cdot ОЕЛ$ ”, или “индекс деформируемости ДП в начальной фазе маневра ФЖЕЛ”, обнаружил существенное возрастание по сравнению со здоровыми у больных ХОБ и падение при ИФА. Поэтому он может быть использован как дифференциально-диагностический признак двух различных типов нарушений механических свойств легких. Полученные данные могут в некоторой степени объяснить хорошо известное различие формы отношений поток—объем именно в начальной фазе маневра ФЖЕЛ у больных ХОБ и ИФА. На рисунке представлены графики отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ у здорового, больных ХОБ и ИФА. Для большей наглядности выбраны больные ХОБ и ИФА с одинаковой степенью снижения ПОС. У здорового поток плавно нарастает соответственно представленной зависимости  $R_{aw}-P_A$ . Замедление его прироста в зоне, близкой к ПОС, с одной стороны, отражает нарастание  $R_{aw}$ , а с другой — начало включения динамического сжатия внелегочных внутригрудных ДП, основного механизма, определяющего поток воздуха после достижения ПОС. У больного ХОБ прирост происходит быстрее, чем у здорового, график смещается к оси потока. Снижение устойчивости ДП к деформации выражается в том, что при меньшем усилии развивается большее сопротивление потоку и экспираторный стеноз ДП начинается при меньшем давлении. У больного ИФА начало графика мало отличается от такового у здорового, но затем наблюдается отчетливое замедление прироста потока так, что момент достижения ПОС выражен неотчетливо,

даже по сравнению со здоровыми. Так как устойчивость ДП к деформации при ИФА меняется мало, а упругость легких повышается, то экспираторный стеноз ДП развивается на фоне более низкого  $R_A$  и более медленно.

Выраженное уменьшение устойчивости ДП к деформации при ХОБ и отсутствие изменений этого параметра у больных ИФА, характерное различие в форме отношений поток—объем именно в начальной фазе маневра ФЖЕЛ позволили нам предположить, что степень деформации легких к моменту достижения ПОС может характеризовать тот объем воздуха, который был выдохнут к этому моменту (ОФВ<sub>ПОС</sub>). Исходя из этих соображений, мы рассчитали относительную величину деформации легких к моменту достижения ПОС как ФЖЕЛ/ОФВ<sub>ПОС</sub> у всех обследованных нами здоровых и больных и получили следующее: у здоровых ФЖЕЛ/ОФВ<sub>ПОС</sub> составило  $10 \pm 0,4$ , у больных ХОБ —  $37 \pm 6$  и у больных ИФА —  $6 \pm 0,3$ . При этом у больных ХОБ абсолютное значение этого отношения увеличивалось при нарастании ухудшения проходимости ДП. Так, при умеренных нарушениях оно было  $13 \pm 1$ , а при резких —  $40 \pm 6$ . Аналогично с уменьшением ОЕЛ уменьшалась и величина ФЖЕЛ/ОФВ<sub>ПОС</sub>:  $8 \pm 0,4$  — при умеренном и  $5,5 \pm 0,2$  — при значительном снижении ОЕЛ.

Таким образом, оценка динамики  $R_{aw}$  в фазе нарастания потока до ПОС маневра ФЖЕЛ, проведенная с помощью метода плетизмографии всего тела, показала, что она различается у больных с обструктивным и рестриктивным синдромами нарушений. При обструктивном синдроме  $R_{aw}$  в этой фазе маневра нарастает в большей степени, чем у здоровых, в основном за счет уменьшения устойчивости ДП к деформации. В результате ПОС достигается при меньшем  $R_A$  и меньшем объеме выдоха к этому моменту выдоха. При рестриктивном синдроме устойчивость ДП к деформации практически не меняется, а с учетом величины ОЕЛ даже повышается, однако  $R_A$  в момент достижения ПОС также снижается, но, вероятно, вследствие несо-

собности дыхательных мышц развить равноценное максимальное усилие из-за уменьшения ОЕЛ. Разные механизмы формирования ПОС при этих синдромах выражаются в характерных для них формах отношений поток—объем маневра ФЖЕЛ.

Применение плетизмографии всего тела для измерения  $R_{aw}$  не только при спокойном дыхании, но и в процессе маневров ФЖЕЛ позволяет получить показатели, характеризующие устойчивость ДП к деформации, что существенно расширяет диагностические возможности метода для дифференциальной диагностики обструктивного и рестриктивного синдромов.

Выявленная зависимость достигаемой величины ПОС от устойчивости к деформации ДП в процессе начальной фазы маневра ФЖЕЛ (до достижения ПОС) позволили обосновать возможность использования ФЖЕЛ/ОФВ<sub>ПОС</sub>, получаемого при регистрации отношений поток—объем в процессе этого маневра, для дифференциальной диагностики обструктивного и рестриктивного типов нарушений.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Клемент Р.Ф. Принципиальные и методические основы разработки единой системы должных величин // Современные проблемы клинической физиологии дыхания.— Л., 1987.— С.5—19.
2. Кузнецова В.К., Любимов Г.А. Зависимость аэродинамического сопротивления дыхательных путей человека от параметров легких дыхательного маневра // Физиология человека.— 1985.— № 5.— С.814—822.
3. Кузнецова В.К., Любимов Г.А. Оценка сопротивления дыхательных путей, определяемого методом плетизмографии всего тела // Бюл. exper. биол.— 1989.— № 4.— С.392—395.
4. Любимов Г.А. Об измерении альвеолярного давления в процессе форсированного дыхания с помощью плетизмографа всего тела // Физиология человека.— 1985.— № 1.— С.69—72.
5. Руководство по клинической физиологии дыхания / Под ред. Л.Л.Шика, Н.Н.Канаева.— Л.: Медицина, 1980.
6. Agostoni E., Fenn W.O. Velocity of muscle shortening as a limiting factor in respiratory air flow // J. Appl. Physiol.— 1960.— Vol.13, № 3.— P.349—352.

Поступила 23.08.94.