

6. Exerowa D. Effect of adsorption, ionic strength and pH on the potential of the diffuse electric layer // *Ibid.*—1969.—232, N 1.—P. 703—710.
7. Ексерова Д., Податиканов Д. Переход на първични във вторични черни пенни филми // *Годишник на Соф. унив., Хим. фак.*, 1970/71, 65.—P. 237—250.
8. Exerowa D., Scheludko A. Porous plate method for studying microscopic foam and emulsion films // *Comp. Rend. Acad. Bulgare Sci.*—1971.—24, N 1.—P. 47—50.
9. Exerowa D., Zacharieva M., Cohen R., Platikanov D. Dependence of the equilibrium thickness and double layer potential of foam films on the surfactant concentration // *Colloid Polym. Sci.*—1979.—257.—P. 1089—1098.
10. Exerowa D., Nikolov A., Zacharieva M. Common black and newton film formation // *J. Colloid Interface Sci.*—1981.—81, N 2.—P. 419—429.
11. Exerowa D., Kashchiev D., Balinov B. Lattice model of bilayer films rupture by hole formation // *Microscopic aspects of adhesion and lubrication.*—Amsterdam, 1982.—P. 107—117.
12. Exerowa D., Balinov B., Kashchiev D. Nucleation mechanism of rupture of newtonian black films. II. Experimental Study // *Ibid.*—1983.—94, N 1.—P. 45—53.
13. Exerowa D., Balinov B., Nikolova A., Kashchiev D. On the probability for observation of newtonian black film in foam film // *J. Colloid Interface Sci.*—1983.—95, N 1.—P. 289—291.
14. Exerowa D., Lalchev Z., Kashchiev D. Stability of foam lipid bilayers of amniotic fluid // *Colloids and Surfaces.*—1984.—10.—P. 113—121.
15. Freer D., Statland B. Measurement of amniotic fluid surfactant // *Clin. Chem.*—1981.—27.—P. 1629—1641.
16. Gluck L., Kulovich M. V. Lecithin/sphingomyelin ratios in amniotic fluid in normal and abnormal pregnancy // *Amer. J. Obstet. Gynecol.*—1973.—115, N 4.—P. 539—546.
17. Gluck L., Kulovich M. V., Borer R. C. et al. The diagnosis of respiratory distress syndrome (RDS) by amniocentesis // *Ibid.*—1971.—109, N 3.—P. 440—445.
18. Golde S., Mosley G. A blind comparison study of the lung phospholipid profile, fluorescence microviscosimetry and the lecithin-sphingomyelin ratio // *Ibid.*—1980.—136.—P. 222—228.
19. Hallman M., Kulovich M. V., Kirkpatrick E. et al. Phosphatidylinositol and phosphatidylglycerol in amniotic fluid: indices of lung maturity // *Ibid.*—1976.—125, N 5.—P. 613—617.
20. Hobel C. J., Hyvarinen W. O. M. A., Emmanouilides G. C. et al. Early versus late treatment of neonatal acidosis in low-birth-weight infants. Relation to respiratory distress syndrome // *J. Pediatr.*—1972.—81, N 6.—P. 1178—1187.
21. Israelachvili J., Mitchell D., Ninham B. Theory of self-assembly of hydrocarbon amphiphiles into micelles and bilayers // *J. Chem. Soc. Faraday Trans. II.*—1976.—72.—P. 1525—1568.
22. Kashchiev D., Exerowa D. Nucleation mechanism of rupture of newtonian black films. I. Theory // *Ibid.*—1980.—77, N 2.—P. 501—511.
23. Masson D., Diedrich K., Rehm G. et al. Die messung der oberflächenspannung im fruchtwasser als einfache methode zur bestimmung der fetalen lungenreife // *Geburtsh. n. Frauenheilk.*—1977.—37, N 1.—P. 57—63.
24. O'Brien W. F., Cefalo R. C. Clinical applicability of amniotic fluid tests for fetal pulmonary maturity // *Ibid.*—1980.—135, N 1.—P. 135—144.
25. Scheludko A. Thin liquid films // *Adv. Colloid Interface Sci.*—1967.—1.—P. 391—464.
26. Scheludko A., Exerowa D. Über den elektrostatischen und van der Waalsschen zusätzlichen Druck in wässrigen Schaumfilmen // *Kolloid — Zeit.*—1960.—168, N 1.—P. 24—28.
27. Shinitzky M., Goldfischer A., Bruck A. et al. A new method for assessment of fetal lung maturity // *Brit. J. Obstet. Gynecol.*—1976.—83.—P. 838—844.
28. Schürch S., Goerke J., Clements J. Surface tension of lung extracts // *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.*—1976.—73.—P. 4698—4702.

Ин-т физ. химии АН БНР, София

Поступила 22.03.85

УДК 612.21.001.572

Анализ процесса форсированного выдоха при различных способах его регистрации на основе параметра постоянной времени

Л. А. Иванов, В. А. Лопата

В функциональной диагностике легких особое место занимает исследование форсированного выдоха, позволяющее получить важнейшую информацию о механических свойствах дыхательной системы. Обработка

этой информации в настоящее время ограничивается определением параметров процесса на отдельных участках или в отдельных точках графиков его регистрации. Такой метод нельзя признать полностью отвечающим тем задачам, которые ставит перед собой исследование форсированного выдоха. Только количественный анализ всего графика в целом способствовал бы наиболее полному использованию содержащейся в нем информации.

Хорошие перспективы в этом направлении открывает описание форсированного выдоха математической функцией, позволяющей опре-

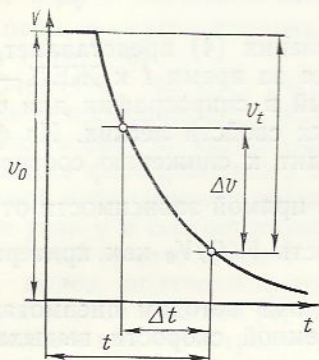


Рис. 1. Спирограмма форсированного выдоха. Обозначения в тексте.

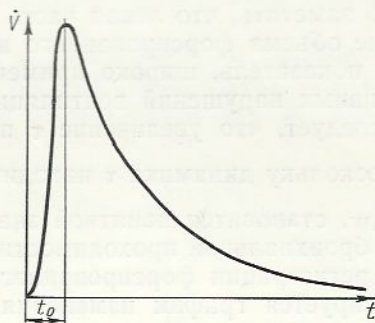


Рис. 2. Пневмотахограмма форсированного выдоха. Обозначения в тексте.

делить ход этого процесса с помощью характерного параметра. Таким параметром может с успехом служить постоянная времени форсированного выдоха τ [8], представляющая собой произведение сопротивления дыхательных путей (R_{AW}) и растяжимости легких C_L :

$$\tau = R_{AW} \cdot C_L. \quad (1)$$

Как видно, постоянная времени характеризует влияние важнейших параметров механики дыхания на опорожнение легких при форсированном выдохе и имеет тем самым ясный физиологический смысл.

Цель настоящей работы — анализ форсированного выдоха при различных методах его графической регистрации (спирография, пневмотахография, запись кривой «поток—объем») на основе постоянной времени τ .

Спирограммой (рис. 1) регистрируются изменения объема форсированного выдоха V во времени t . Эти изменения могут быть описаны экспоненциальной функцией [8], приведенной нами к следующему виду [3]:

$$V(t) = V_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}\right), \quad (2)$$

где $V(t)$ — объем форсированного выдоха в момент времени t ; V_0 — жизненная емкость легких (ЖЕЛ); e — основание натуральных логарифмов ($e \approx 2,72$).

Решаем уравнение (2) относительно τ при условии $\tau = \text{const}$ [1], которое определяет общий случай течения процесса форсированного выдоха:

$$\tau = - \frac{\Delta t}{\ln [1 - \Delta V / (V_0 - V_t)]} \quad (3)$$

Формула (3) позволяет рассчитать значение τ на любом участке спирограммы, определяемом изменением объема форсированного выдоха ΔV в течение временного интервала Δt (см. рис. 1) и тем самым проследить динамику этого параметра в форсированном выдохе. Поскольку растяжимость легких практически постоянна во всем диапазоне их

объема, то, исходя из формулы (1), динамика τ объясняется изменениями сопротивления дыхательных путей в период форсированного выдоха. Очевидно, что подобные изменения будут наблюдаться при обструктивных нарушениях бронхиальной проходимости, когда R_{AW} значительно увеличивается во время выдоха; у здоровых людей значение τ практически постоянно в течение всего процесса [7].

Разделив обе части уравнения (2) на V_0 , получим

$$\frac{V(t)}{V_0} = 1 - e^{-\frac{t}{\tau}}. \quad (4)$$

Нетрудно заметить, что левая часть уравнения (4) представляет собой отношение объема форсированного выдоха за время t к ЖЕЛ — классический показатель, широко применяемый в спирографии для оценки обструктивных нарушений вентиляционных свойств легких. Из формулы (4) следует, что увеличение τ приводит к снижению соотношения $\frac{V(t)}{V_0}$. Поскольку динамика τ находится в прямой зависимости от изменения R_{AW} , становится понятной значимость $V(t)/V_0$ как критерия нарушения бронхиальной проходимости.

При регистрации форсированного выдоха методом пневмотахографии фиксируется график изменения объемной скорости выдыхаемого потока воздуха $\dot{V}_E$ во времени t . Этот график — пневмотахограмма — также описывается математически с помощью постоянной времени процесса τ . Действительно, дифференцируя уравнение (2) по времени, получаем

$$\dot{V}_E(t) = \frac{V_0}{\tau} \cdot e^{-\frac{t}{\tau}}, \quad (5)$$

где $\dot{V}_E(t)$ — мгновенная объемная скорость форсированного выдоха в момент времени t .

Уравнение (5) описывает пневмотахограмму форсированного выдоха (рис. 2) в несколько упрощенном виде, так как не учитывает наличие инерционного сопротивления I дыхательной системы, обуславливающего достижение максимума объемной скорости не мгновенно, а в течение некоторого интервала времени t_0 [6]. Такое упрощение вполне допустимо, поскольку инерционное сопротивление составляет лишь 5 % неэластического сопротивления дыхательной системы.

Очевидно, что при $t=0$, из уравнения (5) следует

$$\dot{V}_E(t) = \dot{V}_{E \max} = \frac{V_0}{\tau}. \quad (6)$$

Из полученной формулы видно, что максимальная объемная скорость форсированного выдоха обратно пропорциональна постоянной времени процесса, а значит и сопротивлению дыхательных путей. В этом отношении находит количественное выражение связь рассматриваемого показателя с состоянием бронхиальной проходимости.

Однако значение максимальной объемной скорости не дает достаточно полной характеристики процессу форсированного выдоха. В этом смысле значительно большие возможности предоставляет исследование кривой «поток — объем», т. е. зависимости объемной скорости от объема форсированного выдоха.

Уравнение, описывающее эту зависимость с помощью постоянной времени τ , может быть получено преобразованием уравнений (2) и (5)

$$\dot{V}_E(t) = \frac{V_0}{\tau} \left[1 - \frac{V(t)}{V_0} \right]. \quad (7)$$

Уравнение (7), как и уравнение (5), описывает фазу снижения объемной скорости форсированного выдоха после достижений максимального

значения. Обозначая $V(t)/V_0 = b \leq 1$, решаем уравнение (7) относительно τ . Получаем

$$\tau = \frac{V_0 - V_0 \cdot b}{\dot{V}_B} \quad (8)$$

или

$$\tau = \operatorname{ctg} \gamma \cdot \frac{\mu_V}{\mu_{\dot{V}}}, \quad (9)$$

где μ_V и $\mu_{\dot{V}}$ — масштабы изображения значений V и $\dot{V}$ по соответствующим осям; γ — угол наклона нисходящей части кривой «поток—объем» к оси V (рис. 3).

Очевидно, что при $\tau = \text{const}$, соответствующем нормальной бронхиальной проходимости, соблюдается постоянство угла γ , т. е. нисходящая часть кривой «поток—объем» линейна (см. рис. 3). Увеличение τ в процессе форсированного выхода, характерное для нарушений бронхиальной проходимости, вызывает уменьшение угла γ в соответствующих точках, т. е. прогиб кривой к оси V (см. рис. 3). Этот вывод подтверждается данными, полученными в клинике [2, 3, 9, 10]. Следовательно, при регистрации кривой «поток—объем» форсированного выдоха динамика постоянной времени τ этого процесса, а значит и сопротивления дыхательных путей R_{AW} определяется по изменению угла наклона нисходящей к оси V части кривой.

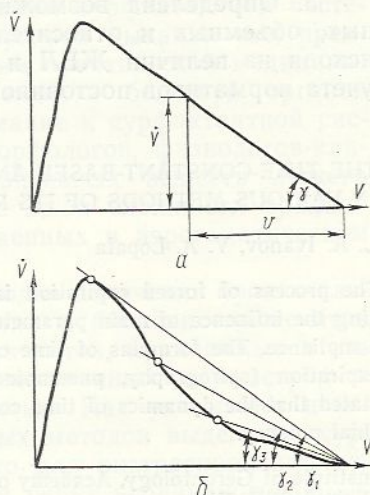


Рис. 3. Кривая «поток — объем» форсированного выдоха:

а — при нормальной бронхиальной проходимости, б — при бронхиальной обструкции. Обозначения в тексте.

Кроме того, уравнения (4), (6) и (7) дают возможность рассчитать должные значения наиболее используемых показателей вентилиционной функции внешнего дыхания, основываясь на значениях ЖЕЛ. Эта возможность реализуется при условии установления нормативов τ . Известно, что среднее значение τ у здоровых взрослых людей составляет $0,57 \pm 0,1$ с [8]. Аналогичные данные приводят Jordanoglou и соавт. [11], согласно наблюдениям которых постоянная времени форсированного выдоха у здоровых людей 20—40 лет находится в диапазоне $0,57—0,69$ с. Очевидно, в качестве ориентировочного норматива τ можно принять значение порядка $0,5—0,6$ с. По нашим данным, в пожилой и старческий периоды возраста τ увеличивается до $0,83 \pm 0,13$ с (при $0,47 \pm 0,05$ с у молодых). Это связано с повышением бронхиального сопротивления вследствие возрастных анатомо-функциональных изменений дыхательных путей, а также с увеличением растяжимости легких из-за утраты ими эластических свойств [5]. Указанное увеличение τ , согласно представленным выше положениям, обуславливает характерную для этого возрастного периода форму кривой «поток—объем» — уменьшение угла γ с вогнутостью к оси V .

При хронических неспецифических заболеваниях легких с обструктивным синдромом у пожилых и старых людей, когда сочетаются возрастные и патологические изменения бронхиального дерева при выраженной их неравномерности, τ увеличивается весьма значительно. В результате кривая «поток—объем» форсированного выдоха приобретает так называемую обструктивную форму, характеризующуюся резким изломом на уровне выдоха 40—50 % ЖЕЛ с соответствующим уменьшением угла γ .

Таким образом, разработанный нами метод анализа позволяет рассматривать информацию о форсированном выдохе, регистрируемом различными способами, на единой методической основе. При этом выявляется взаимосвязь величин объемных и скоростных параметров процесса с важнейшей характеристикой механики дыхания — сопротивлением дыхательных путей.

Выводы

1. Процесс форсированного выдоха описывается математическим выражением, в котором постоянная времени τ характеризует влияние на ход процесса важнейших параметров механики дыхания: сопротивление дыхательных путей R_{AW} и растяжимости легких C_L .
2. Предложенный метод анализа процесса форсированного выдоха делает возможным исследование динамики τ в этом процессе, обусловленной соответствующими изменениями R_{AW} .
3. Определена возможность расчета должных значений скоростных, объемных и относительных параметров форсированного выдоха, исходя из величин ЖЕЛ и τ . Реализация этой возможности требует учета нормативов постоянной времени τ .

THE TIME-CONSTANT-BASED ANALYSIS OF FORCED EXPIRATION IN VARIOUS METHODS OF ITS REGISTRATION

L. A. Ivanov, V. A. Lopata

The process of forced expiration is described by the time constant function characterizing the influence of main parameters of breathing mechanics—airway resistance and lung compliance. The formulas of time constant for various methods of registration of forced expiration (spirometry, pneumotachography, flow-volume curve) are suggested. It is stated that the dynamics of time constant during forced expiration is a criterion of bronchial patency.

Institute of Gerontology, Academy of Sciences of the USSR, Kiev

1. Артамонов Р. Г., Лопата В. А. К методике оценки процесса форсированного выдоха при бронхолегочных болезнях у детей // Педиатрия.—1983.— № 7.— С. 26—28.
2. Евфимьевский В. П. Значение регистрации отношения поток/объем форсированного выдоха в диагностике нарушений бронхиальной проходимости // Дыхательная недостаточность в клинике и эксперименте.—Куйбышев, 1977.— С. 253—255.
3. Зябрев Ю. П., Алтынбеков Б. Е., Абдраштова Г. А., Зародин Н. В. Вентиляционная функция легких (физиология, патофизиология, методы исследования).—Алма-Ата: Наука, 1980.—135 с.
4. Иванов Л. А., Лопата В. А. Расчет нормативов пиковой объемной скорости форсированного выдоха // Терапевт. арх.—1981.— 53, № 12.— С. 52—54.
5. Коркушко О. В., Иванов Л. А. Особенности легочной вентиляции и газообмена в пожилом и старческом возрасте // Вестн. АМН СССР.—1984.— № 3.— С. 53—59.
6. Лопата В. А. Расчет динамической погрешности измерения максимальной объемной скорости форсированного дыхания пневматометром ПТ-1 // Мед. техника.—1982.— № 1.— С. 28—35.
7. Сидоренко Л. А., Афанасьев А. Я. Перспективы исследования бронхиальной проходимости по константе времени при подборе бронхолитиков // Дыхательная недостаточность в клинике и эксперименте.—Куйбышев, 1977.— С. 261—262.
8. Смирнов А. Д., Канаев Н. Н. О постоянной времени форсированного выдоха // Клини. медицина.—1975.— 53, № 12.— С. 98—103.
9. Even Ph. Eléments de mécanique respiratoire // Rev. Tub. et pneumol.—1970.—34, N 7.— P. 917—969.
10. Hyatt R. E., Black L. F. The flow-volume curve. A current perspective // Amer. Rev. Resp. Dis.—1973.—102, N 2.— P. 191—199.
11. Jordanoglou J., Koursouba E., Lalenis C. et al. Effective time of the forced expiratory spirogram in health and airways obstruction // Thorax.—1979.—34, N 2.— P. 187—193.

Ин-т геронтологии АМН СССР,
Киев

Поступил 04.02.85