

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Охрана и использование водных ресурсов Байкальского региона: учеб.-методическое пособие / В. С. Молотов, Е. Ж. Гармаев, О. П. Коломиец, А. В. Турунхаев. Улан-Удэ: Изд-во БГУ, 2002. 96 с.
2. ATSDR. Toxicological profile for polycyclic aromatic hydrocarbons // Agency for Toxic Substances and Disease Registry (ATSDR). Atlanta, GA: U. S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, 1995.
3. Майстренко В. Н. Эколого-аналитический мониторинг стойких органических загрязнителей. М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2004. 323 с.
4. Contaminant accumulation and biomarker responses in flounder (*Platichthys flesus* L.) and Atlantic cod (*Gadus morhua* L.) exposed by caging to polluted sediments in Sorfjorden, Norway / J. Beyer, M. Sandvik, K. Hylland, E. Fjeld, E. Egaas, E. Aas, J. U. Skaare, A. Goksoyr // *Aquat. Toxicol.* 1996. Vol. 36. P. 75–98.
5. Янин Е. П. Техногенные илы в реках Московской области (геохимические особенности и экологическая оценка) / ИМГРЭ. М., 2004. 94 с.
6. Persaud D., Jaagumagi R., Hayton A. Guidelines for the protection and management of aquatic sediment quality in Ontario // Water Resources Branch. Ontario Ministry of the Environment, Toronto, 1993. 27 p.
7. MacDonald D. D., Ingersoll C. D., Berger T. A. Development and evaluation of consensus-based sediment quality guidelines for freshwater ecosystems // *Arch. of Env. Contamination and Toxicol.* 2000. Vol. 39. P. 20–31.
8. Distribution and fate of organochlorine pesticide residues in sediments from the selected rivers in Taiwan / R. A. Doong, Y. C. Sun, P. L. Liao, C. K. Peng, S. C. Wu // *Chemosphere.* 2002. Vol. 48. P. 237–246.
9. Distribution and sources of organochlorine pesticides in water and sediments from Daliao River estuary of Liaodong Bay, Bohai Sea (China) / L. Tan, M. He, B. Men, C. Lin // *Estuarine, Coastal and Shelf Science.* 2009. Vol. 84. P. 119–127.
10. Evolution of sediment contamination by polycyclic aromatic hydrocarbons in the Gironde estuary / H. Budzinski, I. Jones, C. Pierard, P. Garrigues // *Marine Chemistry.* 1997. Vol. 58. P. 85–97.
11. Distribution of polycyclic aromatic hydrocarbons (PAHs) in Henan Reach of the Yellow River, Middle China / J.-H. Sun, G.-L. Wang, Y. Chai, G. Zhang, J. Li, J. Feng // *Ecotoxicology and Environmental Safety.* 2009. Vol. 72. P. 1614–1624.
12. Ivanov V., Sandell E. Characterization of polychlorinated biphenyl isomers in Sovol and Trichlorodiphenyl formulations by high-resolution gas chromatography with electron capture detection and high-resolution gas chromatography-mass-spectrometry techniques // *Environmental Sci. and Technol.* 1992. Vol. 26. P. 2012–2017.

*G. S. Shirapova, S. V. Morozov, V. B. Batoev, M. I. Bogachev*

### *ON THE MONITORING OF PERSISTENT ORGANIC POLLUTANTS IN THE RIVER DELTA ECOSYSTEM*

*Held risk assessment of pollution of the delta of the Selenga River persistent organic pollutants (POPs), which carried out a comparative analysis of the content and spatial distribution of these pollutants in surface waters, sediments and liver of the fish (*Esox lucius*). As a result of established sources of pollutants in the ecosystem of the delta of the Selenga River and bioaccumulation of POPs fish.*

**Ecological monitoring, persistent organic pollutants, ecosystem, river delta, river bed accumulations, bioaccumulation**

УДК 616-71

*А. П. Немирко, И. С. Саламонова*

## **МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ СПИРОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПРИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ**

*Описаны способы измерения спирометрических параметров: комплаенса, резистанса и постоянной времени при искусственной вентиляции легких, выведенные на основе построенной электрической модели системы внешнего дыхания. Данные способы частично совпадают с используемыми в аппаратах искусственного дыхания.*

**Спирограмма, комплаенс, резистанс, постоянная времени**

Данная статья является продолжением ранее опубликованной работы [1] и продолжает исследование применения электрической модели системы дыхания при искусственной вентиляции легких (ИВЛ). В работе [1] подробно описаны простая физическая модель дыхания и ее электрический аналог и рассмотрены процессы, происходящие в ее работе.

**Спирометрические показатели.** Состояние дыхательной системы человека при ИВЛ определяется кривыми изменения во времени объемной скорости потока в дыхательной трубке (потока)  $F$ , давления в трубке  $p$  и введенным объемом газа  $V$ .

Как показано в [1], основные электрические законы в электрической модели полностью эквивалентны пневматическим законам. Это соответствие приведено в таблице.

№ п/п	Пневматический закон	Соответствующий электрический аналог
1	$p$ (давление)	$U$ (напряжение)
2	$F$ (поток)	$I$ (ток)
3	$V$ (объем)	$Q$ (заряд)
4	$R$ (резистанс)	$R$ (сопротивление)
5	$C$ (комплаенс)	$C$ (емкость)
6	$P = FR$	$U = IR$ (закон Ома)
7	$V = CP$	$Q = CU$
8	$V = \int_0^t F(t) dt$	$Q = \int_0^t I(t) dt$

Основными спирометрическими показателями, отражающими состояние дыхательной системы при ИВЛ, являются: растяжимость, или комплаенс,  $C$ , резистанс  $R$  и постоянная времени  $\tau = RC$ . В электрической схеме они соответствуют емкости  $C$ , сопротивлению  $R$  и постоянной времени  $\tau = RC$ .

При рассмотрении электрической модели сделаны следующие допущения.

1. Считается, что  $V$  линейно зависит от  $p$ .
2. Считается, что  $C$  и  $R$  не меняются во время дыхательного цикла.
3. Считаем, что остаточного воздуха в легких нет, т. е. кривая  $V$  не имеет постоянной составляющей.

**Измерение спирометрических показателей при вдохе в режиме постоянного потока.** Электрическая модель для режима постоянного потока имеет вид рис. 1 [1], [2].

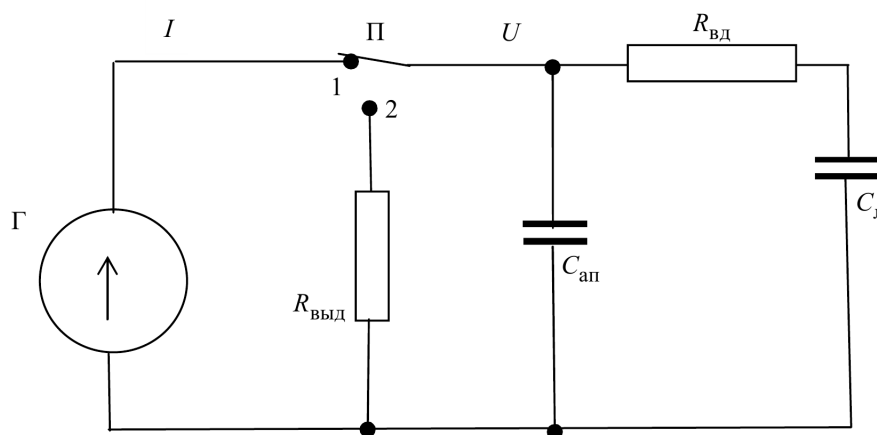


Рис. 1

На этом рисунке  $\Gamma$  – генератор тока;  $I$  – ток;  $\Pi$  – переключатель вдох/выдох;  $1$  – вдох,  $2$  – выдох;  $R_{\text{выд}}$  – сопротивление при выдохе;  $C_{\text{ап}}$  – растяжимость аппарата;  $C_{\text{л}}$  – растяжимость легких. Считаем, что источник тока генерирует ток постоянной величины  $I = I_0$  в

интервале времени от 0 до  $t_{вд}$ . Так как  $C_{ап} \ll C_{л}$ , то в первом приближении  $C_{ап}$  можно пренебречь. Напряжение на  $R_{вд}$  обозначим  $U_1$ , а напряжение на  $C_{л}$  –  $U_2$ . Поэтому  $U = U_1 + U_2$ .

В конце вдоха имеем

$$U(t_{вд}) = U_1(t_{вд}) + U_2(t_{вд}) = I_0 R_{вд} + \frac{1}{C_{л}} \int_0^{t_{вд}} I_0 dt = I_0 R_{вд} + \frac{1}{C_{л}} I_0 t_{вд},$$

где  $t_{вд}$  – время вдоха. Так как  $U(0) = I_0 R_{вд}$ , то

$$R_{вд} = \frac{U(0)}{I_0}. \quad (1)$$

Для спирометрии выражение (1) соответствует следующему:

$$R_{вд} = \frac{p_0}{F_0},$$

где  $R_{вд}$  – резистанс на вдохе;  $F_0$  – скорости потока в проводнике дыхания;  $p_0$  – давление в начальный момент вдоха.

Определим переходной процесс в паузе между вдохом и выдохом (в инспираторной паузе), которая следует за окончанием вдоха. В течение этой паузы переключатель П (вдох/выдох) не подключен ни к какой позиции и в схеме протекает переходной процесс. Кривая напряжения при этом имеет вид рис. 2.

В момент паузы происходит перераспределение зарядов между емкостями. После окончания этого процесса напряжения на емкостях равны друг другу и  $U_1 = 0$  (тока нет). Поэтому  $U = U_2 = U_x$  и

$$C_{л} = \frac{Q}{U_x}, \quad (2)$$

где  $Q$  измеряется в момент окончания вдоха.

Так как до переключения П и в момент перераспределения зарядов суммарный заряд остается постоянным, то  $q_1 + q_2 = \text{const}$ , где  $q_1$  и  $q_2$  – соответствующие заряды на емкостях  $C_{л}$  и  $C_{ап}$ . Поэтому

$$U_{\max} C_{ап} + (U_{\max} - IR_{вд}) C_{л} = U_x C_{ап} + U_x C_{л},$$

$$U_{\max} (C_{ап} + C_{л}) - IR_{вд} C_{л} = U_x (C_{ап} + C_{л}),$$

$$U_{\max} - \frac{IR_{вд} C_{л}}{C_{ап} + C_{л}} = U_x, \quad (3)$$

$$U_{\max} - U_x = \frac{IC_{л}}{C_{ап} + C_{л}} R_{вд},$$

$$R_{вд} = \frac{(U_{\max} - U_x) \left(1 + \frac{C_{ап}}{C_{л}}\right)}{I}.$$

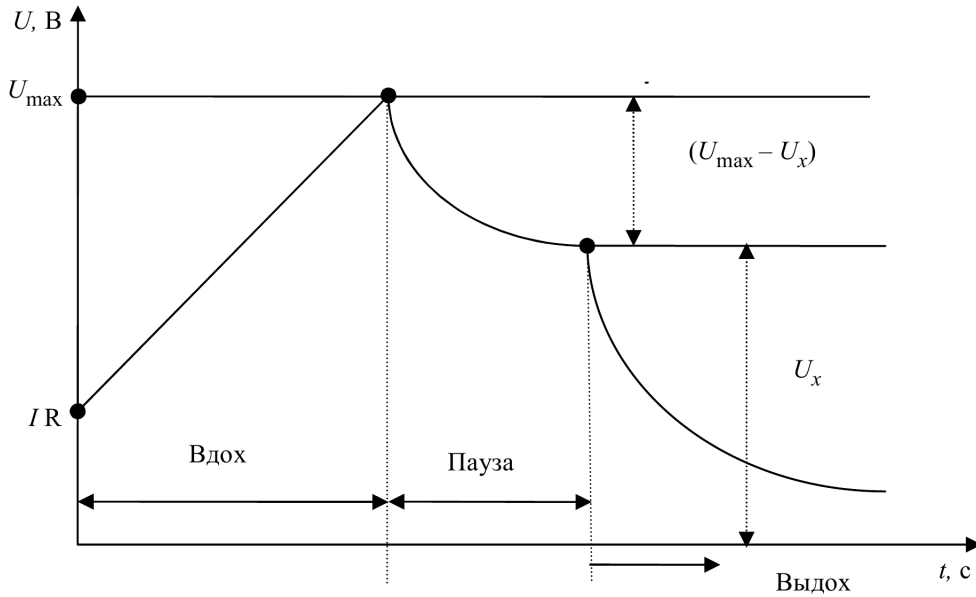


Рис. 2

При  $C_{ап} \ll C_{л}$  формула (3) превращается в формулу

$$R_{вд} = \frac{U_{\max} - U_x}{I}. \quad (4)$$

Формулы (2)–(4) в терминах спирометрических показателей имеют следующий вид

$$C_{л} = \frac{V}{p_x},$$

$$R_{вд} = \frac{(p_{\max} - p_x) \left(1 + \frac{C_{ап}}{C_{л}}\right)}{F},$$

$$R_{вд} = \frac{p_{\max} - p_x}{F},$$

$$\tau = R_{вх} C_{л}.$$

В вышеприведенных формулах  $V$  – объем газа, введенный к моменту окончания вдоха;  $F$  – поток в момент окончания вдоха;  $p_{\max}$  – максимальное давление ( $P_{РЕАК}$  [2]), соответствующее  $U_{\max}$  в электрической модели,  $p_x$  – давление в конце инспираторной паузы ( $P_{РЛАТ}$  [2]), которое соответствует установившемуся напряжению  $U_x$  в электрической модели;  $C_{л}$  – complaенс;  $R_{вд}$  – резистанс при вдохе;  $\tau$  – постоянная времени.

**Вычисление спирометрических показателей по двум отсчетам.** Из рис. 1 следует, что  $U(t) = U_1(t) + U_2(t) = I(t) R_{вд} + \frac{Q(t)}{C_{л}}$ .

Для двух моментов времени  $t_1$  и  $t_2$  имеем следующую систему из двух уравнений

$$\begin{cases} U(t_1) = I(t_1)R_{вд} + \frac{Q(t_1)}{C_{л}}; \\ U(t_2) = I(t_2)R_{вд} + \frac{Q(t_2)}{C_{л}}. \end{cases} \quad (5)$$

Измеряя  $U$ ,  $I$ ,  $Q$  (а для спирометрических кривых –  $p$ ,  $F$ ,  $V$ ) в моменты времени  $t_1$  и  $t_2$  и решая систему (5), можно вычислить  $R_{вд}$ ,  $C_{л}$  и  $\tau$ .

**Вычисление спирометрических показателей на экспоненциальных участках кривой при вдохе с постоянным давлением.** Согласно электрической модели [1], для режима постоянного давления процесс вдоха описывается уравнениями  $I(t) = \frac{U}{R_{вд}} e^{-t/\tau}$ ,  $Q(t) = C_{л}U(1 - e^{-t/\tau})$ , где  $\tau = R_{вд}C_{л}$ ;  $U$  – напряжение на выходе источника напряжения (давления). Эти зависимости изображены на рис. 3. Из рисунка видно, что постоянная времени  $\tau$  соответствует точке пересечения касательной к кривой в начале переходного процесса и ее асимптоты. Из рисунка также видно, как при известном  $U$  можно вычислить  $R_{вд}$  и  $C_{л}$ .

Следует заметить, что постоянную времени экспоненциальной зависимости можно вычислить по двум отсчетам кривой. Используя вышеприведенное выражение для тока, для двух моментов времени  $t_1$  и  $t_2$  можно написать:

$$\frac{I(t_1)}{I(t_2)} = e^{-(t_1-t_2)/\tau}, \quad \ln \frac{I(t_1)}{I(t_2)} = \frac{t_2 - t_1}{\tau}, \quad \tau = \frac{\ln \frac{I(t_1)}{I(t_2)}}{t_2 - t_1}.$$

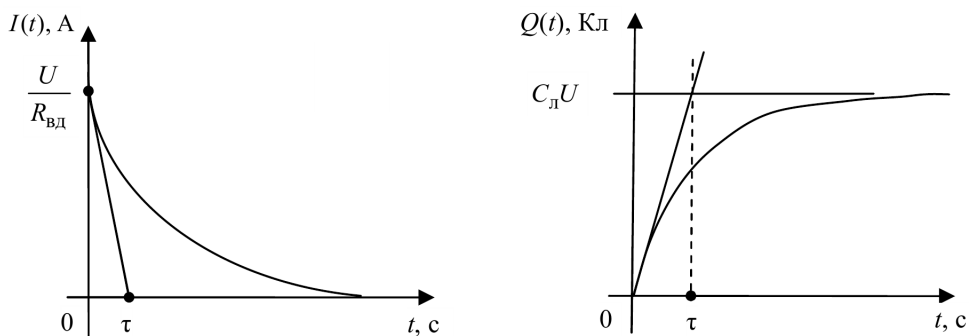


Рис. 3

Приведенные способы измерения параметров дыхания помогают в разработке новых алгоритмов вычисления параметров спирограмм. В данной статье эти способы описаны лишь схематично. В реальных разработках алгоритмов для аппаратов ИВЛ они должны сопровождаться процедурами предобработки (фильтрации, аппроксимации, накопления, нахождения особых точек на кривой и др.). Кроме того, надо учитывать дополнительные погрешности, возникающие в процессе измерений.

Работа выполнялась при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 16.522.12.2016 от 10.10.2012 г.) и РФФИ (проекты № 12-01-00583, № 13-01-00540).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Немирко А. П., Саламонова И. С. Электрическая модель системы внешнего дыхания при искусственной вентиляции легких // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2012. Вып. 6. С. 83–88.
2. Лебединский К. М., Мазурок В. А., Нефедов А. В. Основы респираторной поддержки. СПб.: Изд-во МАПО. 2006. 213 с.

*A. P. Nemirko, I. S. Salamonova*

*METHODS OF SPIROMETRICAL PARAMETERS MEASUREMENT DURING MECHANICAL VENTILATION OF LUNG BASED ON THE ELECTRICAL MODEL OF SYSTEM OF EXTERNAL BREATH*

*Methods of spirometrical parameters: compliance, resistance, and time constant during mechanical ventilation of lung, is described. They are based on the electrical model of system of external breath. The methods described agree with methods used in the apparatus of mechanical respiration.*

**Spirogram, compliance, resistance, time constant**

УДК 612.76 616-001 617.3

*П. И. Бегун, Д. А. Рубашова*

### **АЛГОРИТМ И АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ИСТИННОГО ТОНОМЕТРИЧЕСКОГО ДАВЛЕНИЯ ГЛАЗА ПРИ ИЗМЕРЕНИИ ПО МЕТОДУ МАКЛАКОВА**

*Разработан алгоритм, позволяющий учитывать влияние механических свойств и геометрических параметров глаза и соединительнотканых образований глазницы на напряженно-деформированное состояние корнеосклеральной оболочки глаза при градиенте внутриглазного давления и давления тонометра на роговицу. Полученные зависимости истинного тонометрического внутриглазного давления от геометрических параметров и механических свойств структур глаза положены в основу разработанного автоматизированного способа определения истинного тонометрического давления глаза по методу Маклакова.*

**Алгоритм, глаз, напряжение, деформации, перемещение, аппланационная тонометрия, внутриглазное давление, автоматизированный способ**

Внутриглазное давление (ВГД) является одной из важнейших характеристик живого глаза. Нарушения ВГД являются причиной снижения зрения и стойкой инвалидизации огромного числа пациентов. Например, высокое ВГД при глаукоме приводит к специфической атрофии зрительного нерва и необратимой слепоте.

До настоящего времени не теряют своей актуальности вопросы стандартизации измерений ВГД, определения нормальных и патологических показателей ВГД и изучения влияния различных параметров глазного яблока на его величину. Существующие аппланационные методы измерения внутриглазного давления дают возможность измерить тонометрическое внутриглазное давление, но не учитывают индивидуальные особенности геометрических параметров и механических свойств пациента: толщину роговицы и склеры, их кривизну и механические свойства. В то же время эти параметры глаза оказывают существенное влияние на результаты аппланационных методов тонометрии. Это искажает