

УДК 613.6

DOI: 10.24160/1993-6982-2018-4-138-144

Модель обработки массива экспериментальных данных по определению временной структуры респираторного цикла

В.С. Малышев, Е.В. Федорова, А.М. Боровкова, А.В. Трусила

Количественная оценка длительности временных пауз респираторного цикла весьма затруднительна. В литературе встречаются только качественные оценочные результаты. Для получения количественных оценок рассмотрена модель обработки массива экспериментальной информации, уточняющая временную структуру респираторного цикла.

Цель работы заключается в создании модели определения средних количественных показателей продолжительности временных пауз респираторного цикла по массиву экспериментальных данных для исследуемых групп лиц, а также в проведении сравнений оценок временных пауз респираторного цикла здорового человека над значениями соответствующих пауз больного.

Установление структуры респираторного цикла с точки зрения длительности временных пауз является основой для организации определенных диагностических процедур, устанавливающих такие факторы, как тип и частоту дыхания, в соответствии с нозологией заболевания; значимые параметры, по которым может быть определена процедура терапии; соотношение инспираторных и экспираторных пауз при фиксированной длительности временного диапазона.

Ключевые слова: бронхофонография, паттерн дыхания, математическая модель, временные параметры респираторного цикла.

Для цитирования: Малышев В.С., Федорова Е.В., Боровкова А.М., Трусила А.В. Модель обработки массива экспериментальных данных по определению временной структуры респираторного цикла // Вестник МЭИ. 2018. № 4. С. 138—144. DOI: 10.24160/1993-6982-2018-4-138-144.

The Model for Processing an Experimental Data Array on Determining the Respiratory Cycle Temporal Structure

V.S. Malyshev, E.V. Fedorova, A.M. Borovkova, A.V. Trusilina

Quantitative assessment of the duration of respiratory cycle time pauses involves much difficulties. Qualitative evaluation results are only found in the literature. For obtaining quantitative assessments, a model for processing an array of experimental information that refines the respiratory cycle temporal structure is considered.

The aim of the study is to develop a model for determining the average quantitative indicators characterizing the duration of respiratory cycle time pauses proceeding from an array of experimental data for the studied groups of individuals, and to carry out a comparison between the estimated respiratory cycle time pauses of a healthy person and those of an ill person.

Establishing the respiratory cycle structure in terms of the duration of time pauses is the basis for defining certain diagnostic procedures on determining such factors as the type and frequency of breathing in accordance with the disease nosology, significant parameters from which the therapy procedure can be determined; and the ratio of inspiratory and expiratory pauses at a fixed duration of the time period.

Key words: bronchophonography, respiration pattern, mathematical model, respiratory cycle timing parameters.

For citation: Malyshev V. S., Fedorova E. V., Borovkova A. M., Trusilina A. V. The Model for Processing an Experimental Data Array on Determining the Respiratory Cycle Temporal Structure. MPEI Vestnik. 2018;4:138—144. (in Russian). DOI: 10.24160/1993-6982-2018-4-138-144.

В условиях современного производства резко возрастает нагрузка на респираторный аппарат (дыхание) человека, от функционального состояния которого во многом зависит успешность труда, поэтому оценка респираторного цикла человека, особенно при определенных производственных условиях, имеет важное практическое и теоретическое значение.

Как показывают результаты исследований, анализ временных соотношений дыхательного цикла позволяет изучать механизмы центральной регуляции дыхания и использовать полученные данные для оценки функционального состояния человека [1].

Большой интерес представляют данные по длительности вдоха, выдоха, дыхательного цикла, полученные с помощью более точных методов измерения, чем оценка по результатам спирометрии.

Очевидно, что любое заболевание — это процесс, развивающийся во времени. Исследование бронхолегочных заболеваний, связанных на определенных этапах с акустическим проявлением некоторых симптомов (кашель, хрипы при дыхании), с помощью компьютерной бронхофонографии (КБФГ) в целом предполагает проведение анализа респираторного цикла, представленного фазами вдоха, выдоха и временными

паузами респираторного цикла, обусловленными влиянием окружающей среды.

Компьютерная бронхофонография позволяет получить значительный по объему массив информации, уточняющей временную структуру респираторного цикла, наряду с количественными оценками временных фаз и пауз [2].

Информационный массив в компьютерной бронхофонографии является акустическим портретом респираторного цикла. Процедура его регистрации — это проводимый по определенной схеме эксперимент на сложной биосистеме, заканчивающийся регистрацией ряда показателей, измеренных с определенной точностью значений [2].

Явления, происходящие в аппарате внешнего дыхания между началом следующих друг за другом вдохов (инспираций) и выдохов (экспираций), формируют респираторный цикл. Следует учитывать, что последний состоит не из двух, а из нескольких фаз [3].

Первая фаза дыхательного цикла — инспирация. Прекращение инспираторной активности, которое является началом экспирации, приводит к расслаблению инспираторных мышц. Экспирация в свою очередь состоит из двух фаз.

Основными измеряемыми параметрами респираторного цикла являются: дыхательный объем, общая длительность цикла, длительности инспирации и экспирации. Последние три параметра наиболее сложны для получения корректных оценок.

Представлены модели временной структуры респираторного цикла и корректных количественных оценок.

Полученный в результате проведения эксперимента акустический (временной) сигнал, содержащий случайным образом проявляющийся специфический акустический феномен, преобразуется с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) в дискретную форму и обрабатывается по алгоритму быстрого преобразования Фурье (БПФ).

В дискретной форме массив данных выглядит как таблица, последняя строка которой содержит результаты усреднения по частоте по всему временному диапазону портретирования респираторного цикла (табл. 1).

В качестве элементов X_1, X_i, X_n (табл. 1) выступают значения акустической компоненты работы дыхания (АКРД) по всему частотному диапазону (0,2...12,6 кГц) за 10-секундный интервал времени с шагом 0,04 с [2].

В результате усреднения формируется кривая, по которой проводится получение количественных оценок параметров респираторного цикла с точностью временного шага (в данном случае — 0,04 с).

При экспериментальной регистрации акустического портрета большое значение имеет выбор необходимого количества блоков, поскольку недостаточное количество блоков, т. е. неадекватный выбор продолжительности временного интервала сканирования ре-

Таблица 1

Массив экспериментальных данных (результаты регистраций)

Частота, Гц	Временной интервал, с						10
	0,04	0,08	0,12	0,16	0,2	...	
200	X_1
400
...
12600	X_i	X_n
Результаты усреднения	$X_{i_{cp}}$	$X_{n_{cp}}$

спираторного цикла, может привести к ошибочным результатам и необходимости проведения дополнительных процедур. Исходя из особенностей дыхания, полный респираторный цикл которого включает временной интервал вдоха, выдоха и межфункциональных пауз, оптимальным временем сканирования респираторного цикла следует считать интервал, включающий минимально две фазы выдоха. В среднем, это составляет около 4 с или минимум 4 блока сканирования. Каждый блок включает по $u = 25$ мгновенных спектров. Практическое применение описанного подхода показало, что оптимальный временной интервал сканирования респираторного цикла действительно должен составлять 4 с. Следует отметить, что этот результат полностью соответствует длительности респираторного цикла, оцениваемого И.М. Сеченовым [4].

Значения показателя X_n являются исходными информационными массивами, по которым определяются оценки сложности и организации исследуемого элемента биосистемы. Оценка сложности биосистемы важна при выборе математической модели обработки результатов эксперимента [5].

По значениям сложности и относительной организации можно проанализировать и классифицировать биосистемы. Классификация служит для установления таких свойств, как детерминированность и вероятность. При этом используются принцип деления биосистем по сложности H_m и опыт классификации биосистем по уровню относительной организации R [6, 7]. Общепринятым является деление биосистем на простые, сложные и очень сложные, при этом биосистемы, имеющие до тысячи состояний ($0 < H_m \leq 3$), относятся к простым; до миллиона состояний ($3 < H_m \leq 6$) — к сложным; свыше миллиона ($H_m > 6$) — к очень сложным.

По оценке относительной организации биосистемы разделяются на три группы. Если $0 < R \leq 0,1$, то биосистема обладает малой жесткостью, способна гибко менять закон распределения своих состояний. Если $0,3 < R \leq 1$, то биосистема относится к детерминированной (стационарной) по изучаемому показателю.

Между двумя типами биосистем лежит группа, совмещающая оба эти свойства ($0,1 < R \leq 0,3$), такие биосистемы рассматриваются как квазидетерминированные.

С точки зрения решения задачи формирования признакового пространства, квазидетерминированные биосистемы целесообразнее отнести к детерминированным, так как математический аппарат описания последних открывает больше возможностей для конкретного анализа, поскольку в этом случае возможна дифференцированная диагностика нозологических форм патологий. При построении математической модели такую биосистему целесообразно отнести, хотя бы в качестве первого приближения, к детерминированным. В этом случае правомерность такого предположения может быть проверена практикой. Если биосистема детерминированная, то экспериментальная реализация состояния, случайная по определению, относится к стационарной [6].

Выбор модели также зависит от поведения исследуемых показателей во времени [7 — 10]. Поведение может быть оценено по значениям таких параметров, как среднее арифметическое и уровень относительной организации для различных моментов времени, т. е. по критериям эргодичности. Применительно к детерминированным биосистемам можно говорить о свойстве эргодичности по исследуемому показателю.

Подобный подход, с учетом непродолжительного временного интервала и случайного процесса регистрации респираторного цикла, является стационарным.

В описании основных свойств случайных процессов существенную роль играет спектральная плотность, представляющая частотную структуру процесса. Важное свойство спектральной плотности заключается в том, что она может оцениваться по площади под кривой спектральной плотности как функции частоты [6]. Численная оценка спектральной плотности может быть получена по методу прямого преобразования Фурье исходной реализации случайного процесса. Однако, полученный таким образом спектр дает функцию частоты и зависимость от времени как бы выпадает. Поэтому анализ именно временных характеристик акустического портрета респираторного цикла позволит оценить соответствующую структуру и получить количественные оценки последних.

В соответствии с поставленной задачей, временную зависимость целесообразно рассматривать по мгновенному спектру, меняющемуся во времени и отражающему свойства процесса в данный момент.

Определение мгновенного спектра выглядит как [11]:

$$S_T(\omega, t) = \int_{t-T}^t f(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau,$$

то есть мгновенный спектр определен как спектр отрезка процесса длительностью T , непосредственно предшествующего данному моменту t .

Обобщение определения мгновенного спектра реализуется введением в подынтегральное выражение скользящей (связанной с текущим временем) весовой функции, учитывающей все прошлое процесса, но с весом, экспоненциально убывающим по мере удаления от настоящего момента

$$S_r(\omega, t) = \int_{-\infty}^{\infty} r(\tau - t) f(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau,$$

где $r(\tau)$ — скользящая функция [11].

Тогда мгновенный спектр можно представить разностью двух текущих спектров, т. е. приращением, получаемым текущим спектром за определенный промежуток времени [11]:

$$S_T(\omega, t) = \int_{-\infty}^t f(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau - \int_{-\infty}^{t-T} f(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau.$$

Для представления статистической оценки текущего спектра следует использовать понятие корреляционной функции $R(\tau)$ [6, 12]:

$$R(\tau) = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega) e^{-j\omega\tau} d\omega, \quad (1)$$

тогда спектр случайного процесса $G(\omega)$ равен [6]:

$$G(\omega) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau. \quad (2)$$

Таким образом, при получении численной оценки спектральной плотности мощности реализации случайного стационарного процесса в форме акустического портрета респираторного цикла следует использовать метод, предусматривающий процедуру преобразования Фурье корреляционной функции.

Поскольку выражения (1), (2) представляют собой пару преобразования Фурье, то $G(\omega)$ и $R(\tau)$, как четные функции своих аргументов, могут быть представлены соотношениями вида [6]:

$$G(\omega) = \frac{2}{\pi} \int_0^{\infty} R(\tau) \cos\omega\tau d\tau;$$

$$R(\tau) = \int_0^{\infty} G(\omega) \cos\omega\tau d\omega.$$

Предположим, что $\tau = 0$, тогда

$$R(0) = P = \int_0^{\infty} G(\omega) d\omega,$$

где P — полная мощность процесса.

Таким образом, функция $G(\omega)$ представляет собой мощность рассматриваемого процесса, приходящую

ся на полосу частот $d\omega$, следовательно, мощность, заключенную в конечной полосе частот между ω_1 и ω_2 , можно определить путем интегрирования $G(\omega)$ в соответствующих пределах

$$P_{12} = \int_{\omega_1}^{\omega_2} G(\omega) d\omega.$$

Статистический спектр выразим через текущий спектр реализации случайного процесса $S_T(\omega)$, а затем составим выражение для энергии (работы) этого процесса, совершенной за время T :

$$W_T = \int_0^T f^2(t) dt,$$

где $f(t)$ — реализация случайного процесса (респираторного цикла), рассматриваемого именно с точки зрения временного развития процесса.

Средняя за время T мощность составляет

$$P_T = \frac{W_T}{T} = \frac{1}{\pi T} \int_{\omega_1}^{\omega_2} S_T(\omega)^2 d\omega.$$

Статистическая обработка случайных значений спектральной плотности акустических шумов включает оценку следующих характеристик: среднего значения АКРД по всему частотному диапазону для каждого момента времени \bar{x} , дисперсии s^2 , стандартного отклонения от среднего, стандартной ошибки среднего и расчет доверительного интервала. При этом оценки среднего значения и дисперсии базируются на конечном числе наблюдаемых значений.

Для определения оценок взяты следующие выражения [13]:

$$\bar{x} = \widehat{\mu}_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i;$$

$$s^2 = \widehat{\sigma}_x^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2,$$

где \bar{x} , s^2 — выборочные среднее и дисперсия; $\widehat{\mu}_x$, $\widehat{\sigma}_x^2$ — несмещенные, состоятельные и эффективные оценки среднего значения и дисперсии величины x ; x_i — отдельные значения; N — объем выборки.

Оценка выборочного стандартного отклонения, стандартной ошибки (среднего) $s_{\bar{x}}$ и доверительного интервала определяется следующим образом [13]:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}};$$

$$s_{\bar{x}} = \frac{s}{\sqrt{N}};$$

$$\bar{x} - \frac{s}{\sqrt{N}} \varepsilon_\gamma < x < \bar{x} + \frac{s}{\sqrt{N}} \varepsilon,$$

где ε_γ — точность оценки доверительного интервала при заданной доверительной вероятности γ .

В биомедицинских исследованиях доверительный интервал среднего обычно устанавливается на уровне 95 % ($\gamma = 0,95$) и для стационарного процесса определяется как $\alpha \pm 1,96$ стандартной ошибки (значение точности $\varepsilon_{0,95} = 1,960$).

По результатам статистической обработки данных формируются таблицы с полученными расчетными характеристиками. Так, для случая силикотуберкулеза при $t = 0,04$ с $\bar{x} = 0,76$; $s^2 = 3,03$; $s = 1,74$; $s_{\bar{x}} = 0,22$; доверительный интервал равен

$$0,76 - \frac{1,74}{\sqrt{63}} \cdot 1,96 < x < 0,76 + \frac{1,74}{\sqrt{63}} \cdot 1,96.$$

Результаты обработки акустического портрета респираторного цикла приведены на рис. 1, 2.

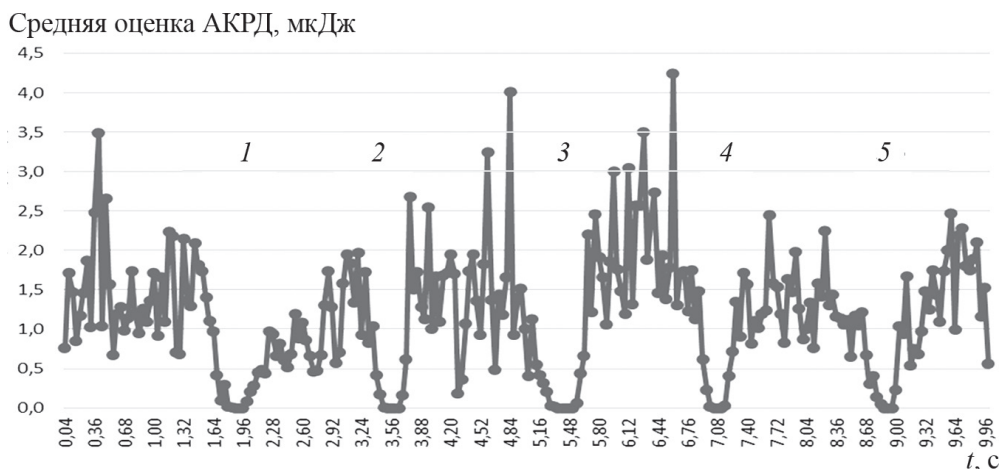


Рис. 1. Зависимость среднего значения АКРД от продолжительности респираторного цикла больного (силикотуберкулез): 1, 3, 5 — экспираторные паузы респираторного цикла; 2, 4 — инспираторные паузы респираторного цикла (можно оценить количественно)

Средняя оценка АКРД, мкДж

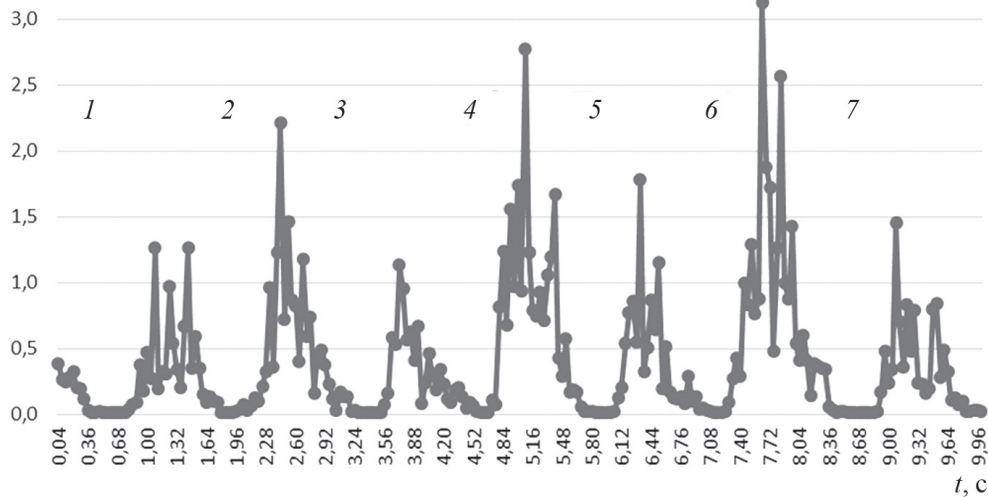


Рис. 2. Зависимость среднего значения АКРД от продолжительности респираторного цикла здорового человека: 1, 3, 5, 7 — экспираторные паузы респираторного цикла; 2, 4, 6 — инспираторные паузы респираторного цикла

На рис. 1 показано распределение среднего значения АКРД по всему частотному диапазону в зависимости от времени регистрации для силикотуберкулеза. Данное распределение среднего значения АКРД за 10-секундный интервал времени (ось абсцисс) отображает полную структуру респираторного цикла, а также целевую оценку временных параметров всех представленных фаз, включая временные I_n и E_n .

Для сравнения с приведенным случаем был сделан график статистической обработки результатов регистрации здорового человека. На рис. 2 представлено распределение среднего значения АКРД в зависимости от времени регистрации.

По результатам обработки данных отмечены различия регистраций в средней оценке АКРД за весь 10-секундный интервал времени. В случае силикотуберкулеза максимальная оценка АКРД составляет 4,24 мкДж, в то время как для здорового человека — 3,13 мкДж. Это объясняется различной турбулентностью воздушного потока в бронхолегочной системе в процессе дыхания. У лиц с выраженной дыхательной недостаточностью турбулентность значительно выше, что связано с сужением просвета бронхов и потерей эластичных свойств легких [3].

В соответствии с моделью регистрации определение фаз начинается с фазы выдоха, поэтому временной интервал нулевого потока между концом выдоха и началом вдоха следующего респираторного цикла следует рассматривать как временную паузу. Таким образом, продолжительность экспираторной паузы превышает продолжительность инспираторной, но в ряде случаев может быть равенство рассматриваемых параметров.

Первый полный респираторный цикл начинается в точке 2 с и заканчивается в точке 5,52 с (рис. 1). Он состоит из фаз вдоха (Вдох) и выдоха (Выдох), ин-

спираторной (I_n) и экспираторной (E_n) пауз. Начало второго респираторного цикла отмечено в точке 5,52 с, конец — в точке 8,96 с. Продолжительности фаз приведены в табл. 2.

Аналогично рассмотренному алгоритму проводится анализ регистрации дыхательных циклов для здорового человека. Продолжительности фаз респираторных циклов представлены в табл. 3.

Количественная оценка длительности временных пауз весьма затруднительна. В литературе встречаются только качественные оценочные результаты. Поэтому одна из поставленных задач заключается в разработке модели (способа) определения средних количественных показателей продолжительности временных пауз

Таблица 2

Продолжительность фаз дыхательных циклов больного лица (временной интервал — 10 с, силикотуберкулез)

Эп, с	Вдох, с	Ип, с	Выдох, с
0,24	1,44	0,24	1,56
0,32	1,4	0,2	1,68

Таблица 3

Продолжительность фаз дыхательных циклов здорового человека (временной интервал — 10с)

Эп, с	Вдох, с	Ип, с	Выдох, с
0,44	0,96	0,24	1,16
0,4	0,96	0,2	0,96
0,4	0,92	0,28	1,12
Средние оценки			
0,41	0,95	0,24	1,08

респираторного цикла для исследуемых групп больных (с установлением соответствующих параметров по различным нозологиям заболеваний) и здоровых лиц. Было установлено отклонение оценок временных пауз респираторного цикла здорового человека над оценками соответствующих пауз больного (силикотуберкулез).

Определение структуры респираторного цикла с точки зрения длительности временных пауз — важная основа для определенных диагностических процедур, устанавливающих тип и частоту дыхания в соответствии с нозологией заболевания, значимые параметры, по которым может быть определена процедура терапии и соотношение инспираторных и экспираторных пауз при фиксированной длительности временного диапазона.

Согласно модели (способу) анализа, статистическая обработка данных проводилась по полученным результатам регистраций респираторных циклов для отдельных лиц двух исследуемых групп с учетом фиксированного диапазона времени (программно — 4 с, один из возможных режимов работы модели, позволяющий формировать достаточные по объему информационные массивы по частичным интервалам). Полученные данные импортированы в программу MS Excel для последующей обработки.

С учетом локации данных видов пауз на выделенном временном интервале проводилась оценка их продолжительности. Получены определенные значения пауз для выделенного четырехсекундного, выбираемого экспериментатором интервала времени (табл. 4, 5).

При фиксированной продолжительности временного интервала регистрации (0...4 с) определение начала и конца частичных интервалов проходило с фиксированным шагом $t_{ш} = 0,5$ с в соответствии с выражением

$$[t_n + it_{ш}, t_k + it_{ш}], \quad (3)$$

где t_n, t_k — начальное и конечное значения временного диапазона, с; i — количество шагов, определяемых условием $4 \leq t_k + it_{ш} \leq 10$.

В соответствии с (3) получены значения временных пауз, зафиксированных за весь 10-секундный интервал времени. По результатам усреднения этих значений

Таблица 4

Продолжительность временных пауз респираторного цикла больного (силикотуберкулез)

Диапазон времени	Ип, с	Эп, с
0...4 с	0,24	0,24

Таблица 5

Продолжительность временных пауз респираторного цикла здорового человека

Диапазон времени	Ип, с	Эп, с
0...4 с	0,24	0,44

найлены итоговые средние показатели инспираторной и экспираторной пауз рассматриваемой регистрации исследуемых.

Согласно методике измерений было проведено несколько последовательных регистраций для отдельных лиц групп больных и здоровых. Таким образом, процедура вычисления средних показателей временных пауз респираторного цикла для каждого рассматриваемого случая проводилась несколько раз. Получено несколько значений инспираторной и экспираторной пауз. Конечная оценка продолжительности каждой из двух видов пауз заключалась в поиске среднего значения по всем полученным результатам. Установлено, что средняя оценка инспираторной паузы Ип — 0,28 с, среднее значение экспираторной паузы Эп — 0,41 с.

Таким образом, становится возможным установление связей между нозологией заболеваний и продолжительностями инспираторной и экспираторной пауз, а также аналогичное соотношение для различных групп людей (табл. 6).

Таблица 6

Сравнение результатов для различных нозологий

Диапазон времени, 0...4 с	Ип, с	Эп, с
Силикотуберкулез	0,24	0,24
Здоровый человек	0,24	0,44
Хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ)	0,28	0,41

Полученные значения следует рассматривать как оценочные результаты проводимого анализа, подтверждающие работоспособность модели.

Для ускоренного проведения анализа возможно применение экспресс-методики определения средних показателей временных пауз респираторного цикла. Она базируется на обработке тех же результатов регистраций респираторных циклов, однако все исследования можно провести за 10-секундный интервал времени, исключая промежуточные четырехсекундные.

Экспресс-методика вносит определенную погрешность расчета. Так, в случае хронической обструктивной болезни легких (ХОБЛ) оценка средних показателей продолжительностей инспираторной и экспираторной пауз согласно базовой методике составляет 0,28 и 0,41 с, в то время как результаты экспресс-методики составляют — 0,29 и 0,48 с. Погрешность расчета в данном случае для Ип — 3,5 %, для Эп — 14,6 %. Средняя оценка погрешности экспресс-методики по сравнению с базовой составит $\varepsilon \approx 5...10$ %. Применение экспресс-методики рекомендуется в тех случаях, где требуется ускоренное получение результатов исследования при определенном снижении точности расчета.

Выбор и использование какой-либо из предложенных моделей обуславливается предъявляемыми конкретными требованиями к скорости и точности

расчета и получаемым результатам и осуществляется непосредственно специалистом при решении поставленных задач.

Литература

1. **Фудин Н.А., Вагин Ю.Е., Классина С.Я.** Методология теории функциональных систем как новый подход к управлению тренировочным процессом // Вестник новых медицинских технологий. 2012. Т. 19. № 4. С. 118—121.
2. **Компьютерная** бронхофонография респираторного цикла. М.: Медиа Сфера, 2016.
3. **Горячев А.С., Савин И.А.** Основы ИВЛ. М.: Аксиом Графикас Юнион, 2016.
4. **Малышев В.С., Федорова Е.В., Боровкова А.М., Кондратьева О.Е.** Техногенное влияние экологической нагрузки на органы дыхания. М.: Изд-во МЭИ, 2017.
5. **Фокин В.А.** Критерий оценки состояния сложных биосистем // Известия Томского политех. ун-та. 2004. Т. 307. № 5. С. 136—138.
6. **Бендат Дж., Пирсол А.М.** Прикладной анализ случайных данных. М.: Книга по требованию, 2012.
7. **Богомолов А.В., Гридин Л.А., Кукушкин Ю.А., Ушаков И.Б.** Диагностика состояния человека: математические подходы. М.: Медицина, 2003.
8. **Дюк В., Эммануэль В.** Информационные технологии в медико-биологических исследованиях. СПб.: Питер, 2003.
9. **Воробьев Е.И., Китов А.Н.** Автоматизация обработки информации и управления в здравоохранении. М.: Медицина, 1977.
10. **Гублер Е.В.** Информатика в патологии, клинической медицине и педиатрии. Л.: Медицина, 1990.
11. **Харкевич А.А.** Спектры и анализ. М.: Либроком, 2009.
12. **Шкарин Б.А.** Математические методы обработки экспериментальных данных. Вологда: Изд-во ВоГУ, 2014.
13. **Малышев В.С., Федорова Е.В., Боровкова А.М., Кондратьева О.Е.** Методы статистической обработки данных в эколого-гигиенических исследованиях. М.: Изд-во МЭИ, 2017.

References

1. **Fudin N.A., Vagin Yu.E., Klassina S.Ya.** Metodologiya Teorii Funktsional'nyh Sistem kak Novyy Podhod k Upravleniyu Trenirovochnym Protsessom. Vestnik novykh meditsinskih tekhnologiy. 2012;19;4:118—121. (in Russian).
2. **Komp'yuternaya** Bronhofonografiya Respiratornogo Tsikla. M.: Media Sfera, 2016. (in Russian).
3. **Goryachev A.S., Savin I.A.** Osnovy IVL. M.: Aksiom Grafiks Yunion, 2016. (in Russian).
4. **Malyshev V.S., Fedorova E.V., Borovkova A.M., Kondrat'eva O.E.** Tekhnogennoe Vliyanie Ekologicheskoy Nagruzki na Organy Dyhaniya. M.: Izd-vo MPEI, 2017. (in Russian).

5. **Fokin V.A.** Kriteriy Otsenki Sostoyaniya Slozhnyh Biosistem. Izvestiya Tomskogo Politekh. Un-ta. 2004;307; 5:136—138. (in Russian).

6. **Bendat Dzh., Pirsol A.M.** Prikladnoy Analiz Sluchaynyh Danyh. M.: Kniga po Trebovaniyu, 2012. (in Russian).

7. **Bogomolov A.V., Gridin L.A., Kukushkin Yu.A., Ushakov I.B.** Diagnostika Sostoyaniya Cheloveka: Matematicheskie Podhody. M.: Meditsina, 2003. (in Russian).

8. **Dyuk V., Emmanuel' V.** Informatsionnye Tekhnologii V Mediko-biologicheskikh Issledovaniyah. SPb.: Piter, 2003. (in Russian).

9. **Vorob'ev E.I., Kitov A.N.** Avtomatizatsiya Obrabotki Informatsii i Upravleniya v Zdravooxranenii. M.: Meditsina, 1977. (in Russian).

10. **Gubler E.V.** Informatika v Patologii, Klinicheskoy Meditsine i Pediatrii. L.: Meditsina, 1990. (in Russian).

11. **Harkevich A.A.** Spektry i Analiz. M.: Librokom, 2009. (in Russian).

12. **Shkarin B.A.** Matematicheskie Metody Obrabotki Eksperimental'nyh Danyh. Vologda: Izd-vo VoGU, 2014. (in Russian).

13. **Malyshev V.S., Fedorova E.V., Borovkova A.M., Kondrat'eva O.E.** Metody Statisticheskoy Obrabotki Danyh v Ekologo-gigienicheskikh Issledovaniyah. M.: Izd-vo MPEI, 2017. (in Russian).

Сведения об авторах

Малышев Владимир Серафимович — кандидат технических наук, доктор биологических наук, профессор кафедры инженерной экологии и охраны труда НИУ «МЭИ»

Федорова Елена Викторовна — кандидат медицинских наук, доцент кафедры инженерной экологии и охраны труда НИУ «МЭИ», e-mail: fev2012@list.ru

Боровкова Анастасия Михайловна — кандидат технических наук, доцент кафедры инженерной экологии и охраны труда НИУ «МЭИ», e-mail: borovkovaam@mpei.ru

Трусиллина Анна Вадимовна — магистрант кафедры инженерной экологии и охраны труда НИУ «МЭИ», e-mail: anna-trusilina@mail.ru

Information about authors

Malyshev Vladimir S. — Ph.D. (Techn.), Dr. Sci. (Biol.), Professor of Engineering Ecology and Labor Safety Dept., NRU MPEI

Fedorova Elena V. — Ph.D. (Medical), Assistant Professor of Engineering Ecology and Labor Safety Dept., NRU MPEI, e-mail: fev2012@list.ru

Borovkova Anastasiya M. — Ph.D. (Techn.), Assistant Professor of Engineering Ecology and Labor Safety Dept., NRU MPEI, e-mail: borovkovaam@mpei.ru

Trusilina Anna V. — Undergraduate of Engineering Ecology and Labor Safety Dept., NRU MPEI, e-mail: anna-trusilina@mail.ru

Статья поступила в редакцию 04.09.2017