

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ В БИОТЕХНИЧЕСКОМ
КОМПЛЕКСЕ «АППАРАТУРА КОРРЕКТИРУЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ - ДЫХАТЕЛЬНАЯ
СИСТЕМА ЧЕЛОВЕКА»

Н.В. ИВАХНО*, Е.И. МИНАКОВ*, С.С. ФЕДОРОВ*, С.В. АНЦИБОР**

*ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет», пр. Ленина, 92, Тула, Россия, 300012

**ГУЗ ТО «Тульская областная больница», ул. Яблочкова, д.1а, г. Тула, Россия, 300053

Аннотация. Рассмотрена задача моделирования структуры дыхательной системы человека для предсказания изменения физиологических параметров при различных методах механического воздействия в виде управляемого сопротивления в дыхательном контуре. Разработанный комплекс математических моделей включает в себя: уравнения массового расхода и скорости массопереноса в легочных каналах при разветвлении воздухоносных путей по принципу правильной дихотомии; уравнения динамики дыхательной мускулатуры, основанные на перемещении стенки цилиндра в радиальном и осевом направлении; специальные функции, обеспечивающие автоматическое включение и выключение мышц при достижении лёгкими в процессе выдоха/вдоха минимального и максимального заданного объёма.

Приведены результаты численного моделирования функционирования сложного биотехнического комплекса «аппаратура корректирующего воздействия – дыхательная система человека» в виде графиков давления и объемного расхода по генерациям легких в разных режимах задания сопротивления в дыхательном контуре. Полученные результаты качественно и количественно отражают биомеханику ряда процессов, сопровождающих дыхание.

Разработанный комплекс связанных математических моделей позволяет выполнять уточнённое многопараметрическое моделирование динамики функционирования сложной биотехнической системы «аппаратура корректирующего воздействия – дыхательная система человека», что дает возможность реализовывать оптимальные алгоритмы управления исполнительными устройствами в различных комплексах на основе прогнозирования изменения состояния дыхательной системы.

Ключевые слова: массовый расход, объемный расход, автоматическое управление работой мускулатуры, воздухоносные пути, изменение давления, правильная дихотомия, дыхательные тренажеры.

MATHEMATICAL MODELING OF PROCESSES IN BIOTECHNICAL COMPLEX
«CORRECTIVE ACTION FACILITIES – HUMAX RESPIRATORY SYSTEM»

N.V. IVAKHNO*, J.I. MINAKOV*, S.S. FEDOROV*, S.V. ANTSIBOR**

*Tula State University, Lenin's av., 92, Tula, Russia, 300012

**Tula regional hospital, Yablochkova str., 1 a, Tula, Russia, 300053

Abstract. The article considers the aim of modeling humax respiratory system structure for predicting the change of physiological parameters at different methods of physical influence such as operated reduction in breathing circuit. The developed complex of mathematical models includes: equations of mass rate and mass-transfer rate in lung channels at arborization of auriferous ways according to the rule of right dichotomy; equations of breathing muscles dynamics, based on moving of cylinder wall in radial and axial directions; special functions, providing automatic muscles turning on and turning off when lungs reach minimal and maximal set volume at inhale/exhale.

The article shows the results of numerical modeling of functioning of the sophisticated biotechnical complex «Corrective action facilities – humax respiratory system» in the form of pressure charts and volume flow which the lungs generate in different regimes of resistance in breathing circuit. The results acquired qualitatively and quantitatively reflect the biomechanics of the number of processes which accompany breathing.

The developed complex of interconnected mathematical models allows to fulfill specific multiparametric modeling of the dynamics of functioning of the complex biotechnical system «Corrective action facilities – humax respiratory system», which allows the realization of optimal controlling algorithms for execution units in different complexes based on prediction of changes in the condition of the respiratory system.

Key words: mass rate, volume flow, automatic muscles control, airways, pressure change, right dichotomy, respiratory simulator.

Библиографическая ссылка:

Ивахно Н.В., Минаков Е.И., Федоров С.С., Анцибор С.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №4. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (дата обращения: 30.11.2015). DOI: 10.12737/16378

Введение. Проведенные медицинскими специалистами многочисленные исследования доказали необходимость применения реабилитационных программ при заболеваниях дыхательной и сердечно-сосудистой систем, компонентом которых являются дыхательные упражнения, позволяющие уменьшить проявление хронической дыхательной недостаточности [9, 10]. Методы немедикаментозного лечения, направленные на активацию системы кислородного обеспечения тканей, профилактику развития вторичной тканевой гипоксии могут рассматриваться как способы тренирующей терапии, необходимые для комплексной реабилитации больных с двигательными нарушениями. Совокупность медицинских показаний является предпосылкой создания приборов и аппаратов корректирующего воздействия на дыхательную систему пациента, осуществляющих задание управляемого сопротивления в дыхательном контуре [1-4].

Поэтому актуальной является задача математического моделирования процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия – дыхательная система человека» при прогнозировании изменения состояния человека и оптимизации нагрузочных воздействий. Для этих целей разработана математическая модель процессов в дыхательной системе человека [3], основанная на описании уравнения массового расхода и скорости массопереноса в легочных каналах при разветвлении воздухоносных путей по принципу правильной дихотомии [1, 7] с учетом усилий, создаваемых мышцами только в радиальном и осевом направлении эквивалентного грудной клетке полого цилиндра, моделируемых уравнениями динамики.

1. Модель массопереноса воздуха в легких и динамики дыхательной мускулатуры. Согласно [3], замкнутая система дифференциальных уравнений, описывающая биомеханику дыхания представлена ниже.

Уравнения газовой динамики лёгких и динамики работы мускулатуры [3]:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{dP_0(t)}{dt} = \frac{G_0(t) \cdot \frac{RT}{M} - P_0(t) \cdot \frac{dV_0(t)}{dt}}{V_0(t)}, \\ \dots \\ \frac{dP_i(t)}{dt} = \frac{G_i(t) \cdot \frac{RT}{M} - P_i(t) \cdot \frac{dV_i(t)}{dt}}{V_i(t)}, \\ \dots \\ \frac{dP_n(t)}{dt} = \frac{G_n(t) \cdot \frac{RT}{M} - P_n(t) \cdot \frac{dV_n(t)}{dt}}{V_n(t)}, \\ \lambda \cdot \rho \cdot \frac{d^2 u(t)}{dt^2} = P_n(t) - P_a - \left(E_1 \cdot \frac{u(t)}{R} - \sigma_1(t) \right) \cdot \frac{\lambda}{r(t)} - k \cdot \frac{du(t)}{dt} \cdot \frac{\lambda}{r(t)D}, \\ \lambda \cdot \rho \cdot \frac{d^2 w(t)}{dt^2} = P_n(t) - P_a - \left(E_2 \cdot \frac{w(t)}{L} - \sigma_2(t) \right) \cdot \frac{2r(t)\lambda + \lambda^2}{r^2(t)} - k \cdot \frac{dw(t)}{dt} \cdot \frac{2r(t)\lambda + \lambda^2}{r^2(t)L}; \end{array} \right.$$

Уравнения скоростей массопереноса среды по уровням генераций [4]:

$$\left\{ \begin{array}{l} G_i(t) = \frac{M}{RT \cdot R_i} \cdot \left[(P_{i-1}(t) - P_i(t))^2 \cdot \text{sign}(P_{i-1}(t) - P_i(t)) + 2(P_{i+1}(t) - P_i(t))^2 \cdot \text{sign}(P_{i+1}(t) - P_i(t)) \right] \\ G_0(t) = \frac{M}{RT \cdot R_0} \cdot \left[(P_k(t) - P_0(t))^2 \cdot \text{sign}(P_k(t) - P_0(t)) + 2(P_1(t) - P_0(t))^2 \cdot \text{sign}(P_1(t) - P_0(t)) \right] \end{array} \right.$$

где $V_i(t)$ – текущий объём i -того канала, n – последний уровень каналов ($n=23$), R – постоянная Больцмана, M – молярная масса газа, $\Omega_i(t)$ – объёмный расход газа в i -том канале, $P_i(t)$ – давление газа в i -том канале, $P_k(t)$ – давление в трубке тренажёра, P_a – атмосферное давление, $P_0(t)$ – $P_0(t)$ – давление в трахее, $P_1(t)$ – давление на 1-ом уровне *воздухоносных путей* (ВП), $u(t)$ – перемещение стенки цилиндра в радиальном направлении, $P_n(t)$ – текущее давление внутри цилиндра, $\sigma_1(t)$ – заданное мышечное напряжение в окружном направлении, $\sigma_2(t)$ – заданное мышечное напряжение в осевом направлении, λ – толщина стенки цилиндра, k – коэффициент вязкости материала, E_1 – модуль упругости материала в окружном направлении, E_2 – модуль упругости материала в осевом направлении, $r(t)$ – текущий внутренний радиус цилиндра, D – внутренний радиус цилиндра в недеформированном состоянии, ρ – плотность эле-

Библиографическая ссылка:

Ивахно Н.В., Минаков Е.И., Федоров С.С., Анцибор С.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №4. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (дата обращения: 30.11.2015). DOI: 10.12737/16378

мента среды, $w(t)$ – осевое перемещение торца цилиндра, L – длина недеформированного цилиндра, R_i – сопротивление i -того ВП, $G_i(t)$ – массовый расход воздуха i -того ВП, $G_0(t)$ – массовый расход воздуха в трахее, процесс дыхания происходит при постоянной температуре внутри организма $T=310\text{ K}$ [4].

2. Разработка модели автоматического управления дыхательной мускулатурой. Подобно многим физиологическим системам контроля, система управления дыханием организована как контур отрицательной обратной связи [1, 10]. Вдыхаемый газ поступает по ВП к альвеолам, где он участвует в обмене газов на уровне альвеолярно-капиллярной мембраны [6, 7]. Рецепторы откликаются на информацию о механических явлениях (например, о наполнении лёгких) и гуморальных параметрах (например, парциальное давление O_2 и CO_2) [1, 7]. Эта информация интегрируется в дыхательном центре продолговатого мозга, который модулирует нервный импульс к мотонейронам, иннервирующим дыхательные мышцы [6, 8]. Координированное возбуждение респираторных мотонейронов приводит к синхронному сокращению дыхательных мышц, создающему воздушный поток [8]. В данной модели лёгких не учитывается гуморальная регуляция дыхания, поскольку в рассмотрение не входят газообменные процессы между лёгкими и капиллярами малого круга кровообращения [3]. Однако, учитывается тот механизм регуляции дыхательной системы, который позволяет отслеживать определённый объём наполнения лёгких [6, 7]. Этот механизм является результатом работы таких механорецепторов, как медленно адаптирующиеся и быстро адаптирующиеся рецепторы растяжения [1, 6, 7]. Чувствительные окончания этих рецепторов лежат в гладких мышцах и между эпителиальными клетками ВП, соответственно. Основной принцип работы этих рецепторов заключается в том, что частота их импульсов увеличивается с наполнением лёгких [1, 6, 7]. Эти импульсы передаются по нервным волокнам в дыхательный центр, тем самым информируя его об уровне наполненности лёгких [5, 8].

Подобное свойство дыхательной системы реализуется в модели заданием специальных функций $\Theta_1(t)$, $\Theta_2(t)$, $\Theta_3(t)$ и $\Theta_4(t)$, обеспечивающих автоматическое включение мышц при достижении лёгкими в процессе выдоха минимального заданного объёма V_{min} и отключение при достижении лёгкими максимального заданного объёма V_{max} :

$$10^{-5} \left(\frac{d\Theta_1(t)}{dt} \right) = (1 + \Theta_2(t) - \Theta_1(t)) \times (\zeta(\delta_V - |V_{min} - V(t)|) + \zeta(\delta_V - |V_{max} - V(t)|)), \quad (1)$$

$$10^{-5} \left(\frac{d\Theta_2(t)}{dt} \right) = (\Theta_1(t) - \Theta_2(t)) \times (1 - \zeta(\delta_V - |V_{min} - V(t)|) - \zeta(\delta_V - |V_{max} - V(t)|)), \quad (2)$$

$$0,5 \frac{d\Theta_3(t)}{dt} = \Theta_4(t) \cdot (1 - \Theta_3(t)) - 0,7 \cdot \Theta_3(t) \cdot (1 - \Theta_4(t)), \quad (3)$$

$$0,001 \frac{d\Theta_4(t)}{dt} = 0,5 + 0,5 \cdot (-1)^{\text{ceil}(\Theta_1(t) - \Theta_4(t))}, \quad (4)$$

$\zeta(\arg) = 0,5 + 0,5 \cdot \text{sign}(\arg)$, где $\Theta_1(t)$, $\Theta_2(t)$, $\Theta_3(t)$, $\Theta_4(t)$ – неизвестные функции, δ_V – абсолютная ошибка регистрации момента выравнивания объёмов, $\zeta(\arg)$ – функция переключения (при положительном аргументе равна 1, при отрицательном – 0), ceil – функция округления.

Графики функций $\Theta_1(t)$, $\Theta_2(t)$, $\Theta_3(t)$ и $\Theta_4(t)$ представлены на рис. 1.

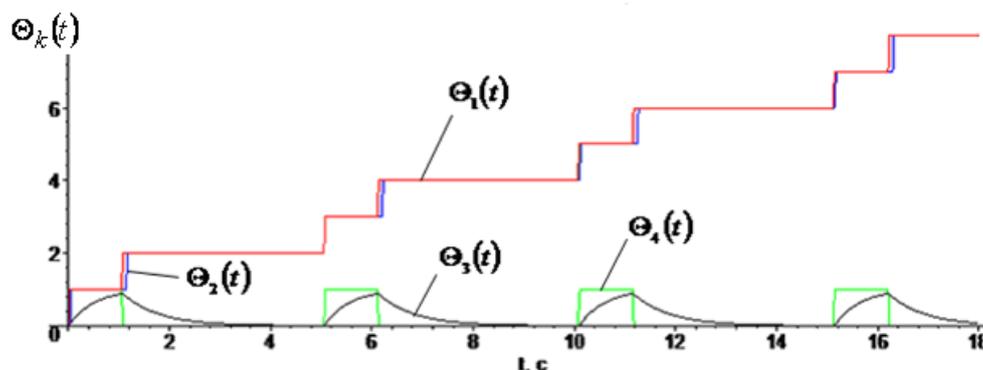


Рис. 1. Графики функций $\Theta_1(t)$, $\Theta_2(t)$, $\Theta_3(t)$, $\Theta_4(t)$

Функционирует система автоматического включения/выключения (САВ) следующим образом.

Библиографическая ссылка:

Ивахно Н.В., Минаков Е.И., Федоров С.С., Анцибор С.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №4. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (дата обращения: 30.11.2015). DOI: 10.12737/16378

В начальный момент времени $\Theta_1(0)=0, \Theta_2(0)=0, \Theta_3(0)=0, \Theta_4(0)=0$. При достижении лёгкими своего минимального или максимального значения, функция $\Theta_1(t)$ получает приращение на 1, поскольку по

(1) $10^{-5} \left(\frac{d\Theta_1(t)}{dt} \right) = 1$. В это время функция $\Theta_2(t)$ остаётся равной нулю. Как только значение объёма лёгких занимает промежуточное положение между V_{min} и V_{max} , начинает интегрироваться функция $\Theta_2(t)$, которая принимает значение $\Theta_1(t)$, равной единице.

В следующий момент времени достижения лёгкими значения V_{min} (или V_{max}), функция $\Theta_1(t)$ получает приращение ещё на 1 и становится равной 2. При этом функция $\Theta_2(t)$ остаётся равной 1 и достигает значения $\Theta_1(t)$ только во время, когда значение объёма лёгких находится внутри диапазона $[V_{min}; V_{max}]$. То есть, функция $\Theta_1(t)$ получает приращение на 1 в моменты достижения лёгкими значения V_{min} и V_{max} , а функция $\Theta_2(t)$ получает приращение на 1 и становится равной $\Theta_1(t)$ во время, когда значение объёма лёгких находится внутри диапазона $[V_{min}; V_{max}]$.

Функция $\Theta_4(t)$ равна 0 при нечётных и 1 при четных значениях $\Theta_1(t)$. Функция $\Theta_3(t)$ возрастает до 1 при $\Theta_4(t)=1$, поскольку $0,5 \frac{d\Theta_3(t)}{dt} = 1 - \Theta_3(t)$, и убывает до нуля при $\Theta_4(t)=0$, поскольку $0,5 \frac{d\Theta_3(t)}{dt} = -0,7 \cdot \Theta_3(t)$. С помощью функции $\Theta_3(t)$ задаются мышечные сокращения с напряжением $\sigma_1(t)$ и $\sigma_2(t)$:

$$\sigma_1(t) = A_1 \cdot GT, \quad \sigma_2(t) = A_2 \cdot GT, \quad (5)$$

где A_1, A_2 – амплитуды мышечного напряжения, $GT = \Theta_3(t)$ (6)

в случае пассивного выдоха (дыхание без нагрузки), $GT = \frac{(\Theta_3(t) - 0,2)}{0,8}$ в случае активного выдоха (дыхание при наличии существенного сопротивления).

Приведённые выше системы обыкновенных нелинейных дифференциальных уравнений второго и первого порядков относительно неизвестных функций $u(t), w(t)$ – перемещений стенок эквивалентного цилиндра [3], и $\Theta_k(t), k=1, \dots, 4$ – функций переключения САВ, образуют набор уравнений, отвечающих в общей структуре [3] математической модели адаптивного тренажёрного комплекса [2, 4] за работу дыхательной мускулатуры. Через решения этих уравнений определяются величины деформаций для структурных образований каждого из уровней дихотомически ветвящихся воздухоносных путей. Начальные условия для решения системы, дополненной недостающими соотношениями относительно других ком-

понентов общей системы уравнений модели, имеют вид: $u(t)|_{t=0} = 0, w(t)|_{t=0} = 0, \frac{du(t)}{dt}|_{t=0} = 0, w(0) = 0, \frac{dw(t)}{dt}|_{t=0} = 0, \Theta_k(t)|_{t=0} = 0$.

Считается, что лёгкие в начальный момент не заполнены и находятся в состоянии покоя; значения функций переключения установлены в 0 – ожидается наступление контрольного события в системе. Уравнения (1-6) образуют модель САВ дыхательной мускулатуры.

3. Результаты численного моделирования биомеханической модели дыхания. Система нелинейных дифференциальных уравнений, включающая модель массопереноса воздуха в легких и динамики дыхательной мускулатуры совместно с уравнениями (1-6) решалась численно с применением метода Рунге-Кутты.

При моделировании работы аппарата корректирующего воздействия в режиме постоянного сопротивления в дыхательном контуре (дрессельный режим) получены результаты, представленные на рис. 2-5.

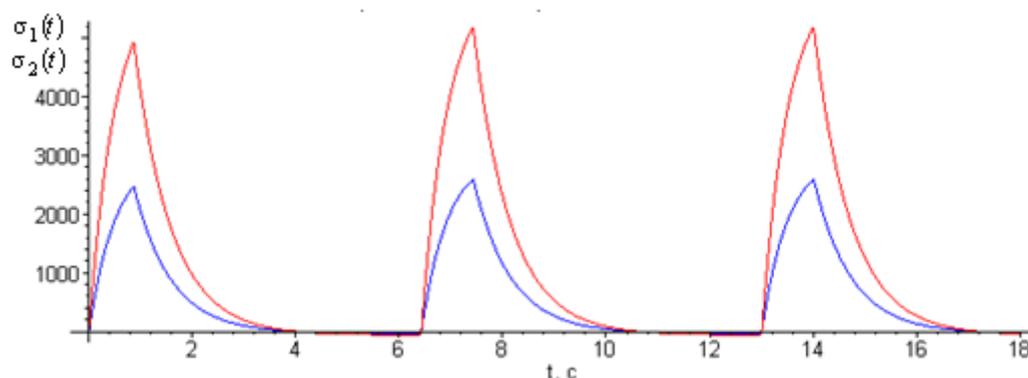


Рис. 2. Эпюры мышечных напряжений

Библиографическая ссылка:

Ивахно Н.В., Минаков Е.И., Федоров С.С., Анцибор С.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №4. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (дата обращения: 30.11.2015). DOI: 10.12737/16378

Фазы напряжения и фазы расслабления (рис.2) определяются блоком логики САВ дыхательной мускулатуры; переход от фазы вдоха (напряжение) к фазе выдоха (расслабление; выдох пассивный) отчётливо виден: на графиках ему соответствует максимум действующих усилий. Параметры, определяющие динамику мускулатуры, назначены по факту обеспечения качественно и удовлетворительного соответствия реальным кривым. При необходимости возможно функциональное задание любой формы изменения мышечных усилий.

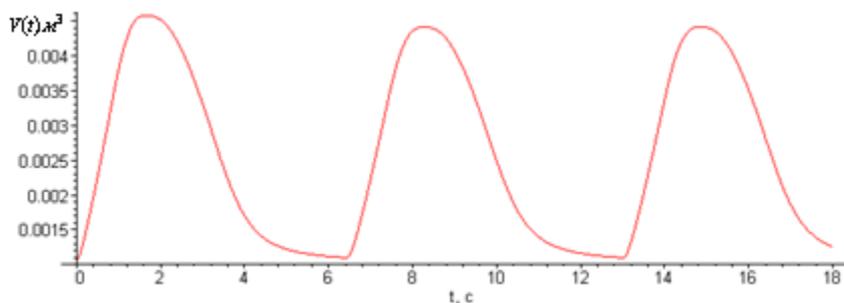


Рис. 3. График изменения объёма лёгких

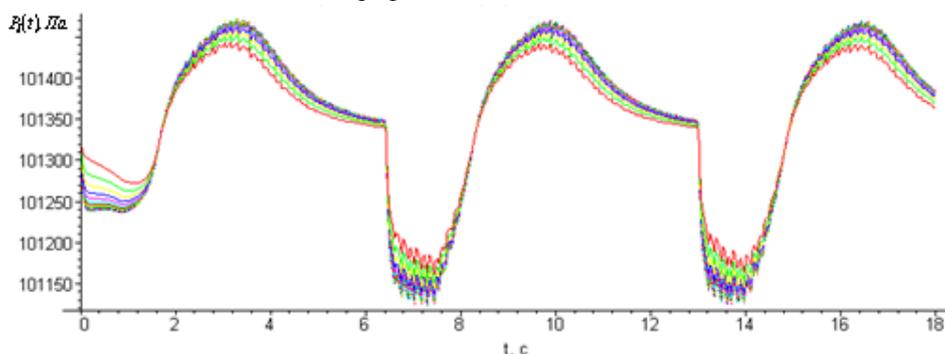


Рис. 4. График изменения давлений по поколениям лёгким (дрессельный режим работы тренажера)

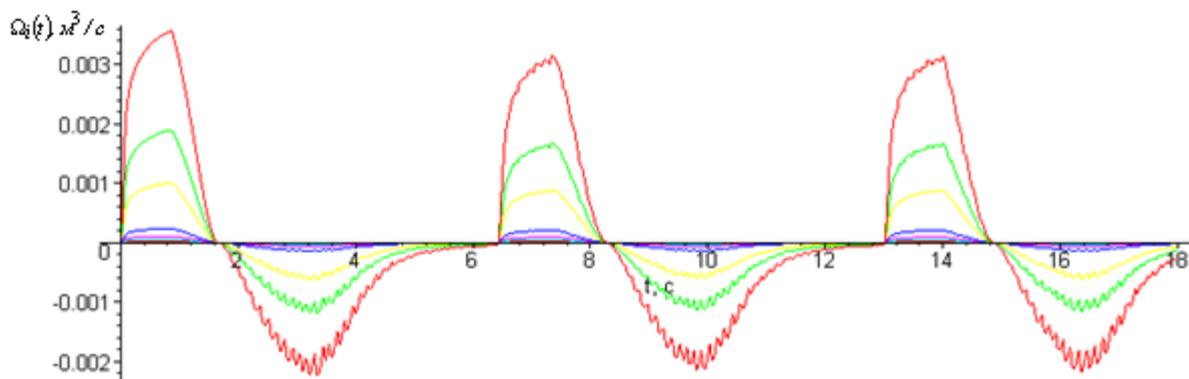


Рис. 5. График объемного расхода воздуха по поколениям лёгких

Эпюры давлений на рис. 4-5 находятся в хорошем качественном и количественном соответствии с кривыми, наблюдаемыми на практике [1, 2, 10]. Длительности фаз вдоха и выдоха также соответствуют реальным величинам. Высоочастотные отклонения формы кривой от гладкой в зонах максимума и минимума давлений порождены работой системы управления. Результаты численного моделирования биотехнической системы «дыхательная система человека – аппаратура корректирующего воздействия», (релейный режим на фазе вдоха) представлены на рис. 6-7.

Библиографическая ссылка:

Ивахно Н.В., Минаков Е.И., Федоров С.С., Анцибор С.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №4. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (дата обращения: 30.11.2015). DOI: 10.12737/16378

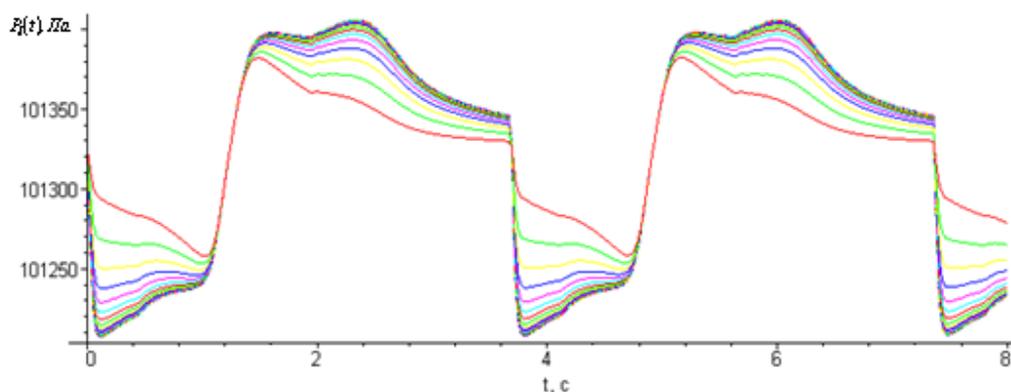


Рис. 6. График изменения давлений по генерациям лёгким (релейный режим тренажера на фазе вдоха)

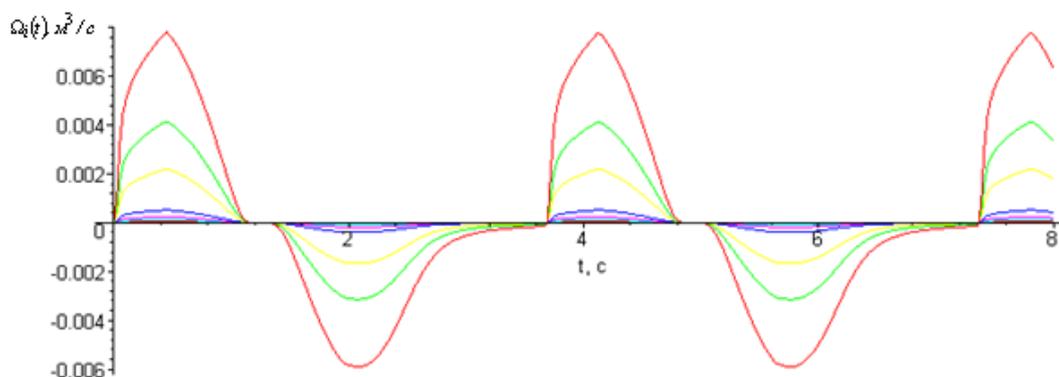


Рис. 7. График объемного расхода воздуха по генерациям лёгких

Заключение. Анализ экспериментальных графиков изменения давлений, объемного и массового расходов, приведенных в [5-10], показывает, что полученные результаты моделирования с достаточно высокой точностью качественно и количественно отражают биомеханику ряда процессов, сопровождающих дыхание при внесении дополнительного сопротивления. Следовательно, данная модель может применяться не только для анализа адекватности задаваемых нагрузок на лёгкие при различных режимах тренировки на дыхательных тренажерах.

Литература

1. Гриппи М.А. Патофизиология легких. 3-е изд., испр. М.; СПб: «Издательство БИНОМ» - «Невский Диалект», 2001. 318 с.
2. Ивахно Н.В., Анцибор С.В. Параметрический анализ характеристик дыхания при реализации релейного режима воздействия // Известия ТулГУ: технические науки. 2015. № 5. С. 78–84.
3. Ивахно Н.В., Канунникова А.С., Федоров С.С. Математическое моделирование процессов в дыхательной системе человека // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №2. Публикация 1-3. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5179.pdf> (дата обращения: 26.05.2015). DOI: 10.12737/11436
4. Ивахно Н.В. Обобщенная структура комплексов интеллектуального тренажерного воздействия на дыхательную систему // Известия Тульского государственного университета. Серия. Технические науки. 2014. №11 (81). С. 110–114.
5. Интенсивная терапия. Реанимация. Первая помощь: Учебное пособие. Под ред. В.Д. Малышева. М.: Медицина. 2000. 464 с.:
6. Калманова Е.Н., Айсанов З.Р. Исследование респираторной функции и функциональный диагноз в пульмонологии // Русский медицинский журнал. 2000. Т.8, №12. С. 54–57.
7. Полушкина Н.Н. Диагностический справочник пульмонолога. М.: АСТ, 2007. 671 с.
8. Руководство по анестезиологии и реаниматологии. Под ред. Ю.С. Полушина. Санкт-Петербург, 2004. 919 с.
9. Федоров С.Ю., Цкипури Ю.И., Хадарцев В.А. Тренировка дыхательной мускулатуры // Вестник новых медицинских технологий. 2009. Т.14, № 2. С.154–156.

Библиографическая ссылка:

Ивахно Н.В., Минаков Е.И., Федоров С.С., Анцибор С.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №4. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (дата обращения: 30.11.2015). DOI: 10.12737/16378

10. Хадарцев А.А., Гонтарев С.Н., Агасаров Л.Г. Восстановительная медицина. Монография. Под редакцией Хадарцева А.А., Гонтарева С.Н., Агасарова Л.Г. Тула: Издательство ТулГУ- Белгород, 2011. Том IV. 204 с.

References

1. Grippi MA. Patofiziologiya legkikh. 3-e izd., ispr. Moscow; SPb: «Izdatel'stvo BINOM» - «Nevskiy Dialekt»; 2001. Russian.
2. Ivakhno NV, Antsibor SV. Parametricheskii analiz kharakteristik dykhaniya pri realizatsii reley'nogo rezhima vozdeystviya. Izvestiya TulGU: tekhnicheskie nauki. 2015;5:78-84. Russian.
3. Ivakhno NV, Kanunnikova AS, Fedorov SS. Matematicheskoe modelirovanie protsessov v dykhatel'noy sisteme cheloveka. Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. Elektronnoe izdanie [internet]. 2015 [cited 2015 May 26];2:[about 6 p.]. Russian. Available from: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5179.pdf>. DOI: 10.12737/11436
4. Ivakhno NV. Obobshchennaya struktura kompleksov intellektual'nogo trenazhernogo vozdeystviya na dykhatel'nuyu sistemu. Izvestiya Tul'skogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya. Tekhnicheskie nauki. 2014;11(81):110-4. Russian.
5. Intensivnaya terapiya. Reanimatsiya. Pervaya pomoshch': Uchebnoe posobie. Pod red. V.D. Malysheva. Moscow: Meditsina; 2000. Russian.
6. Kalmanova EN, Aysanov ZR. Issledovanie respiratornoy funktsii i funktsional'nyy diafnoz v pul'monologii. Russkiy meditsinskiy zhurnal. 2000;8(12):54-7. Russian.
7. Polushkina NN. Diagnosticheskiy spravochnik pul'monologa. Moscow: AST; 2007. Russian.
8. Rukovodstvo po anesteziologii i reanimatologii. Pod red. Yu.S. Polushina. Sankt-Peterburg; 2004. Russian.
9. Fedorov SYu, Tskipuri YuI, Khadartsev VA. Trenirovka dykhatel'noy muskulatury. Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. 2009;14(2):154-6. Russian.
10. Khadartsev AA, Gontarev SN, Agasarov LG. Vosstanovitel'naya meditsina. Monografiya. Pod redakt-siey Khadartseva A.A., Gontareva S.N., Agasarova L.G. Tula: Izdatel'stvo TulGU- Belgorod; 2011. Tom IV. Russian.

Библиографическая ссылка:

Ивахно Н.В., Минаков Е.И., Федоров С.С., Анцибор С.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №4. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (дата обращения: 30.11.2015). DOI: 10.12737/16378