

УДК 612.216.3, 681.518.5
doi: 10.21685/2307-5538-2024-2-9

МЕТОДЫ И ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА АВТОМАТИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ В КОМПЛЕКСАХ КОРРЕКТИРУЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ДЫХАТЕЛЬНУЮ СИСТЕМУ

Н. В. Ивахно¹, С. И. Зыкин²

¹ Тульский государственный университет, Тула, Россия

² Научно-производственное объединение «Стрела», Тула, Россия

¹ natalia_iv@list.ru, ² zykin.s.i@yandex.ru

Аннотация. *Актуальность и цели.* Рассматриваются методы построения информационно-управляющего комплекса, воздействующего на дыхательную систему человека. Такие системы используются во всем мире для реабилитации, лечения и профилактики пациентов с хронической обструктивной болезнью легких и сердечной недостаточностью. Двухконтурный метод управления, основанный на системе принятия решений, построенной с использованием нечеткой логики, позволяет осуществлять адаптивную нагрузку на дыхательную мускулатуру на основе получаемой информации в реальном масштабе времени. *Материалы и методы.* В работе использованы методы системного анализа, нечеткой логики, теории аппроксимации. *Результаты.* В ходе проведенного исследования получена структурная схема информационно-управляющего комплекса, включающая в свой состав блок определения уровня тренированности человека и систему поддержки принятия решений. Реализован метод тестирования состояния дыхательной системы человека и алгоритм оценки уровня приближения дыхательной системы к группе «норма» и «патология». *Выводы.* Предложенные методы и средства позволяют обеспечить настраиваемый уровень нагрузки на дыхательную систему каждого пациента с учетом изменений с течением времени.

Ключевые слова: блок управления, автоматическая регулировка, система поддержки принятия решений, параметры дыхания

Для цитирования: Ивахно Н. В., Зыкин С. И. Методы и технические средства автоматического управления в комплексах корректирующего воздействия на дыхательную систему // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2024. № 2. С. 73–80. doi: 10.21685/2307-5538-2024-2-9

METHODS AND TECHNICAL MEANS OF AUTOMATIC CONTROL IN COMPLEXES OF CORRECTIVE EFFECTS ON THE RESPIRATORY SYSTEM

N.V. Ivakhno¹, S.I. Zikin²

¹ Tula State University, Tula, Russia

² Scientific and Production Association "Strela", Tula, Russia

¹ natalia_iv@list.ru, ² zykin.s.i@yandex.ru

Abstract. *Background.* The paper considers the methods of building an information and control complex that affects the human respiratory system. Such systems are used worldwide for the rehabilitation, treatment and prevention of patients with chronic obstructive pulmonary disease and heart failure. A two-circuit control method based on a decision-making system built using fuzzy logic allows for adaptive load on the respiratory muscles based on the information received in real time. *Materials and methods.* The methods of system analysis, fuzzy logic, and approximation theory are used in the work. *Results.* In the course of the conducted research, a block diagram of the information management complex was obtained, which includes a block for determining the level of human fitness and a decision support system. A method for testing the state of the human respiratory system and an algorithm for assessing the level of approximation of the respiratory system to the «norm» and «pathology» groups have been implemented. *Conclusions.* The proposed methods and tools make it possible to provide a configurable level of stress on the respiratory system of each patient, taking into account changes over time.

Keywords: control unit, automatic adjustment, decision support system, breathing parameters

For citation: Ivakhno N.V., Zikin S.I. Methods and technical means of automatic control in complexes of corrective effects on the respiratory system. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measuring. Monitoring. Management. Control.* 2024;(2):73–80. (In Russ.). doi: 10.21685/2307-5538-2024-2-9

Введение

Актуальность задачи определяется увеличением количества заболеваний, связанных с хроническими обструктивными болезнями легких (ХОБЛ) и сердечно-сосудистыми заболеваниями. Особого внимания требуют к себе пациенты с осложненными формами протекания болезни. Одним из возможных решений могут стать тренировки дыхательной мускулатуры с использованием специализированных дыхательных тренажеров, которые показали хорошие результаты и вошли в список национальных рекомендаций по лечению пациентов с ХОБЛ и сердечной недостаточностью [1–3]. Теоретической и практической проработкой данной тематики занимались Е. А. Колесникова, А. А. Хадарцев, И. М. Белоусова, Jean Crowe, Reid WD [4, 5].

Анализ дыхательных тренажеров, таких как Threshold IMT, POWERbreathe K3, Plasti-Med, показал, что в перечисленных моделях используется несколько уровней нагрузки на дыхательную систему, но ее выбор осуществляется пользователем. Производители тренажеров рекомендуют начинать с самого низкого уровня нагрузки и предупреждают, что выбор другого уровня сопротивления может привести к снижению эффективности тренировок и негативно отразиться на состоянии человека [5].

В данный момент отсутствуют дыхательные тренажеры с автоматическим выбором и адаптацией уровня нагрузки, учитывающие параметры дыхательной мускулатуры. Актуальным является разработка новых методов и алгоритмов, позволяющих создать управляющую систему, оказывающую дозированную нагрузку на дыхательную мускулатуру на основе получаемой информации в реальном масштабе времени.

Материалы и методы

При проектировании систем медицинского назначения основой функционирования является контроль за изменением состояния пациента. Поэтому информационно-управляющий комплекс (ИУК), воздействующий на дыхательную систему человека, строится с использованием гибридной схемы, включающей в себя систему поддержки принятия решений (рис. 1).



Рис. 1. Структура информационно-управляющего комплекса, воздействующего на дыхательную систему человека

В тестовом режиме в результате параметрического анализа данных, полученных в результате нагрузочных тестов, составляется диагностическая матрица M , на основании которой определяется показатель тренированности человека.

Значения диагностической матрицы определяются при проведении нагрузочных тестов, которые соответствуют дыханию с перекрытием заслонки от 0 до 80 % с шагом в 20 %. Уровни перекрытия дыхательного контура обозначены индексом $i = 0, 1 \dots 4$. Реакция испытуемого на увеличение сопротивления в дыхательном контуре отражается изменением показателей матрицы, полученных при анализе графиков давления (рис. 2) и данных с датчиков дыхательных усилий.

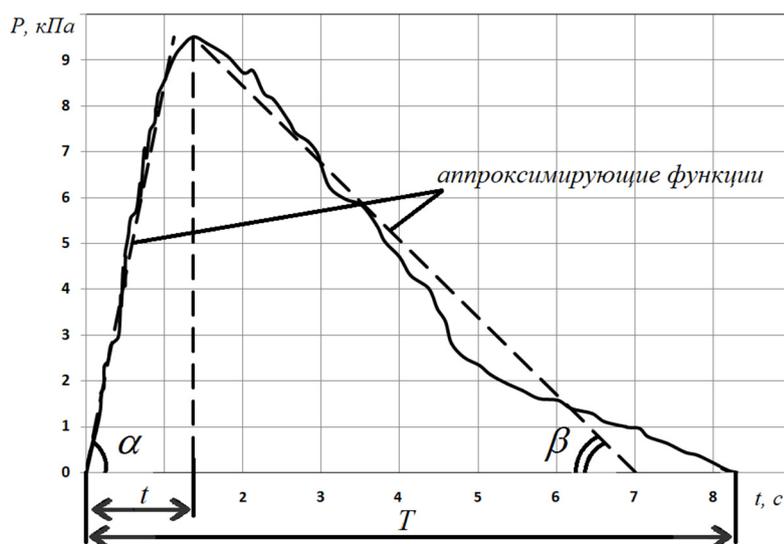


Рис. 2. График давления в дыхательном контуре с аппроксимирующими линейными функциями

Проведен параметрический анализ графиков давления, полученных в ходе нагрузочных тестов, в результате выделены параметры: угол наклона аппроксимирующей функции α , время нарастания кривой давления до максимума t , длительность фазы вдоха дыхания T . На основании данных, полученных с датчиков дыхательных усилий грудной клетки, рассчитывается среднее изменение окружности грудной клетки C и среднее изменение окружности диафрагмы A . Оценивается отношение глубины грудного и диафрагмального дыхания. Тренированные испытуемые склонны к брюшному типу дыхания и при оказании нагрузки естественной реакцией организма является увеличение глубины дыхания. У нетренированных пациентов и пациентов с патологией наблюдается склонность к грудному дыханию и реакцией на нагрузку является увеличение частоты дыхания [9]:

$$M = \begin{bmatrix} \alpha_0 & t_0 & T_0 & C_0 & A_0 \\ \alpha_1 & t_1 & T_1 & C_1 & A_1 \\ \alpha_2 & t_2 & T_2 & C_2 & A_2 \\ \alpha_3 & t_3 & T_3 & C_3 & A_3 \\ \alpha_4 & t_4 & T_4 & C_4 & A_4 \end{bmatrix}.$$

Получена обобщенная формула для расчета коэффициентов k_α , k_t , k_T , k_C , k_A , характеризующих реакцию дыхательной системы на оказание нагрузки по каждому из параметров:

$$k_j = \frac{\sum_{i=1}^5 \sqrt{\frac{(M_{im} - M_{i^*m})^2}{M_{0m}^2}}}{5},$$

где $i^* = i + 1$.

Совокупный коэффициент реакции испытуемого отражает уровень тренированности дыхательной системы и рассчитывается по формуле

$$K_{\text{сов}} = \sum_{j=1}^5 b_j k_j,$$

где b_j – весовой коэффициент каждого параметра.

Совокупный коэффициент реакции отражает ответ дыхательной системы испытуемого на различные уровни сопротивления в дыхательном контуре. Основываясь на данном показателе, выбирается начальная нагрузка на дыхательную мускулатуру [6].

При работе информационно-управляющего комплекса используется блок поддержки принятия решений, основной задачей которого является определение динамики реабилитации человека или повышение тренированности дыхательной системы. В ходе работы рассмотрены и проанализированы данные двух групп испытуемых «норма», «патология». При этом совокупность текущих признаков, характеризующих его состояние, объединяется в группу ω , Ω_n – класс испытуемых «норма»; Ω_d – класс испытуемых «патология».

Алгоритм распознавания основывается на сравнении той или другой меры близости или меры сходства распознавания объекта с каждым классом Ω_g .

В идеальной ситуации мера близости $L(\omega, \Omega_g)$ должна равняться нулю с одним из приведенных классов, что будет свидетельствовать о полном совпадении признаков исследуемого объекта. На практике такие ситуации практически отсутствуют из-за постоянной дисперсии значения признаков. Выводы о принадлежности пациента к одной из групп делаются на основании нахождения наименьшего значения меры близости $L(\omega, \Omega_g)$ одной из групп.

Развитие новой элементной базы позволяет использовать в ИУК автоматическую регулировку сопротивления, но остро встает вопрос о степени воздействия на дыхательную систему. Важно правильно выбрать уровень нагрузки, подобрав такие значения, при которых обеспечивается необходимое корректирующее воздействие и не происходит переутомление, ведущее к негативными эффектами. Однако взаимосвязь между показателями организма и оказываемой нагрузкой заранее неизвестна и носит нелинейный характер. В данной ситуации целесообразно применять методы нечеткого логического вывода, что позволяет существенно упростить решаемую задачу.

Решение данной задачи основано на использовании лингвистического описания состояния дыхательной системы. Логическое устройство по определению уровня нагрузки реализовано в виде логико-лингвистической модели. Нечеткое логическое устройство характеризуется множеством входных и одним выходным параметром (рис. 3).

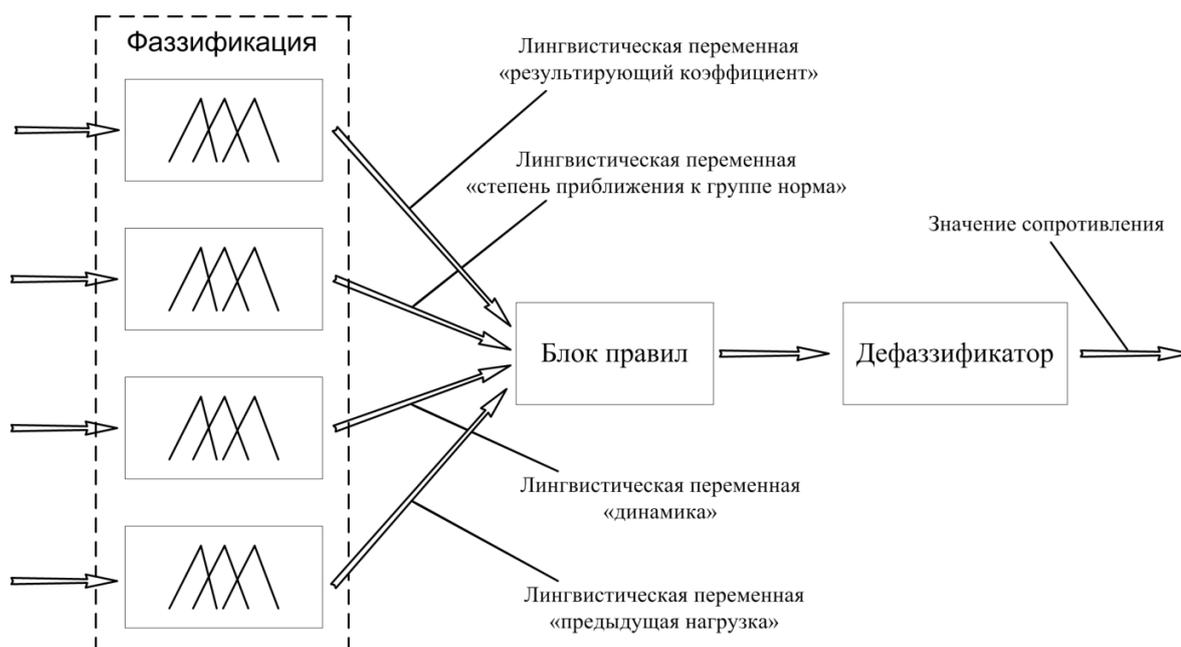


Рис. 3. Структурная схема нечеткого логического устройства определения уровня нагрузки

Входные параметры – совокупный коэффициент $K_{сов}$ и степень приближения пациента к группе «норма» L_n – используются для диагностики актуального состояния дыхательной системы. Параметр динамика D отражает изменение состояния показателей дыхательной системы пользователя за последние тренировки. Показатель предыдущая нагрузка R_{past} хранит в себе значения сопротивления, используемые в прошлых тренировках.

На этапе фаззификации входы и выход модели рассмотрим как лингвистические переменные [7], значения которых определяются из терм-множеств. Входные $K_{сов}$, L_n , D , R_{past} и выходной параметр R_{sel} принимают следующие лингвистические значения: {«LOW» – низкий показатель, «MEDIUM» – средний показатель, «HIGH» – высокий показатель}.

Теперь для каждой переменной определим терм-множество (рис. 4).

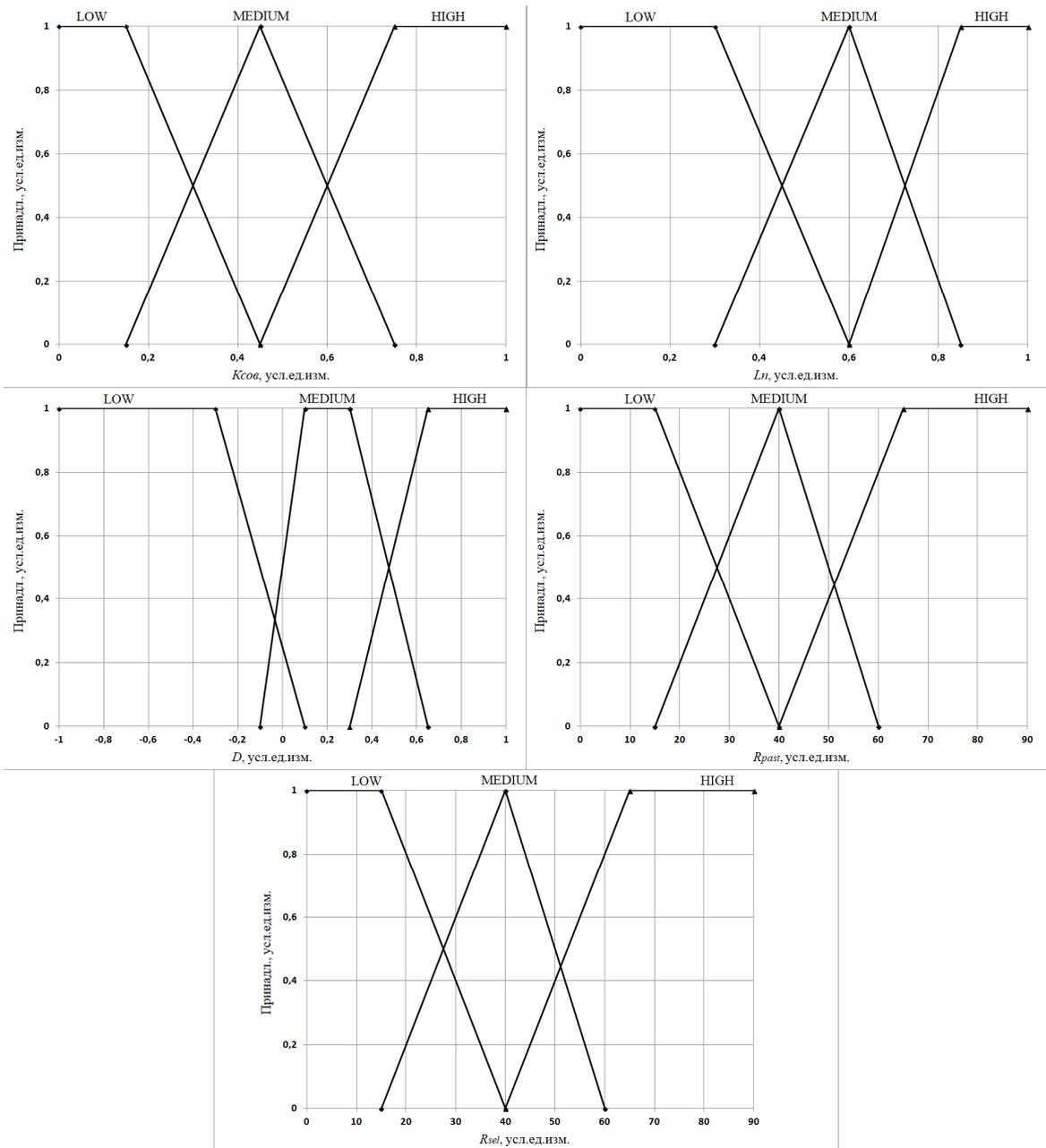


Рис. 4. Оптимальные функции принадлежности нечеткой модели типа Мамдани

В функциях принадлежности применялись следующие формы кривых:

- треугольная функция, определяемая тройкой чисел (a, b, c) и значением в точке x ;
- трапецидальная функция, определяемая четырьмя величинами (a, b, c, d) и значением в точке x .

В качестве выходной переменной используется переменная R_{sel} , полученная в результате обработки лингвистических переменных блоком лингвистических правил. Множество лингвистических правил задается на основании научных трудов экспертов, моделирования работы системы и экспериментальных исследований:

1. if (K_{cov} is LOW) and (L_n is LOW) then (R_{sel} is LOW), weight: 1
2. if (K_{cov} is MEDIUM) and (L_n is LOW) then (R_{sel} is LOW), weight: 1
3. if (K_{cov} is LOW) and (L_n is MEDIUM) then (R_{sel} is LOW), weight: 1
4. if (K_{cov} is MEDIUM) and (L_n is MEDIUM) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 1
5. if (K_{cov} is HIGH) and (L_n is MEDIUM) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 1
6. if (K_{cov} is MEDIUM) and (L_n is HIGH) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 1
7. if (K_{cov} is HIGH) and (L_n is HIGH) then (R_{sel} is HIGH), weight: 1
8. if (R_{past} is LOW) and (D is LOW) then (R_{sel} is LOW), weight: 0.7
9. if (R_{past} is LOW) and (D is MEDIUM) then (R_{sel} is LOW), weight: 0.85
10. if (R_{past} is LOW) and (D is HIGH) then (R_{sel} is LOW), weight: 1
11. if (R_{past} is MEDIUM) and (D is LOW) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 0.7
12. if (R_{past} is MEDIUM) and (D is MEDIUM) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 0.85
13. if (R_{past} is MEDIUM) and (D is HIGH) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 1
14. if (R_{past} is HIGH) and (D is LOW) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 0.7
15. if (R_{past} is HIGH) and (D is MEDIUM) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 0.85
16. if (R_{past} is HIGH) and (D is HIGH) then (R_{sel} is MEDIUM), weight: 1

Заключение

Параметры D , R_{past} используются в лингвистических правилах для оказания последовательной нагрузки на организм. Динамика состояния напрямую влияет на степень истинности высказывания. В случаях, когда за последние тренировки D положительная, можно утверждать, что нагрузку во время тренировки уменьшать не следует и уменьшение одного из показателей L_n , K_{cov} считается временным отклонением.

Идентификация с помощью нечеткого логического вывода является эффективным методом построения модели нелинейной зависимости выбора нагрузки, обеспечивающей взаимосвязь между показателями организма и оказываемой нагрузкой.

Анализ научно-методических работ по оценке эффективности воздействия ИУК выявил, что уровень оказываемой нагрузки является основным фактором формирования ответной реакции дыхательной системы при тренировке [9–11]. Для реализации работы структурной схемы спроектирована конструкция дыхательной заслонки, отвечающая предъявляемым требованиям работы ИУК, описанная в патенте на изобретение [8].

Предложена новая структурная схема ИУК, реализующая автоматический выбор нагрузки на дыхательную систему с блоком поддержки принятия решений, отслеживающая динамику приближения дыхательной системы к группе пациентов «норма» и «патология».

Список литературы

1. Beaumont M., Forget P., Couturaud F. Effects of inspiratory muscle training in COPD patients: A systematic review and meta-analysis // Clin Respir J. 2018. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29665262/>
2. Piepoli M. F., Conraads V., Corrà U. [et al]. Exercise training in heart failure: from theory to practice. A consensus document of the Heart Failure Association and the European Association for Cardiovascular Prevention and Rehabilitation // European Journal of Heart Failure. 2011. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21436360/>
3. Smart N. A., Giallauria F., Dieberg G. Efficacy of inspiratory muscle training in chronic heart failure patients: A systematic review and metaanalysis // International Journal of Cardiology. 2013. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22560934/>

4. Арутюнов А. Г., Колесникова Е. А., Ильина К. В. [и др] Выбор оптимального режима тренировок дыхательных мышц у пациентов с хронической сердечной недостаточностью II–III функциональных классов // Кардиология. 2021. Т. 61, № 2. С. 69–75. doi: 10.18087/cardio.2021.2.n1356
5. Гриппи М. А. Патопфизиология легких. М. : Бином, 2001. 304 с.
6. Зыкин С. И., Ивахно Н. В., Анцибор С. В. Математическая модель выбора начального сопротивления в дыхательном контуре в основании данных диагностической матрицы состояния // Известия Института инженерной физики. 2019. № 2 (52). С. 2–6.
7. Кубланов В.С., Борисов В.И., Долганов А.Ю. Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB. Екатеринбург : Изд-во Урал. ун-та, 2016. 120 с.
8. Патент 2737935 Российская Федерация. Дыхательный тренажер / Зыкин С. И., Ивахно Н. В. № 2020121896 ; заявл. 26.06.2020 ; опубл. 07.12.2020, Бюл. № 34.
9. Соколенко В. Н., Веснина Л. Э., Жукова М. Ю. [и др]. Физиология системы дыхания. Модуль 2. Физиология висцеральных систем. Полтава, 2018. 29 с.
10. Шукин С. И., Ершов Ю. А. Биотехнические системы медицинского назначения : учебник : в 2 ч. Ч. 2. Анализ и синтез систем. М. : Юрайт, 2017. 348 с.
11. Ямборко П. В. Изменение физической работоспособности и функциональных резервов организма при резистивных инспираторно-экспираторных нагрузках : автореф. дис. ... д-ра биол. наук: 24.00.01. Ульяновск, 2005. 15 с.

References

1. Beaumont M., Forget P., Couturaud F. Effects of inspiratory muscle training in COPD patients: A systematic review and meta-analysis. *Clin Respir J*. 2018. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29665262/>
2. Piepoli M.F., Conraads V., Corrà U. et al. Exercise training in heart failure: from theory to practice. A consensus document of the Heart Failure Association and the European Association for Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. *European Journal of Heart Failure*. 2011. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21436360/>
3. Smart N.A., Giallauria F., Dieberg G. Efficacy of inspiratory muscle training in chronic heart failure patients: A systematic review and metaanalysis. *International Journal of Cardiology*. 2013. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22560934/>
4. Arutyunov A.G., Kolesnikova E.A., Il'ina K.V. et al. Choosing the optimal training regime for respiratory muscles in patients with chronic heart failure of II–III functional classes. *Kardiologiya = Cardiology*. 2021;61(2):69–75. (In Russ.). doi: 10.18087/cardio.2021.2.n1356
5. Grippi M.A. *Patofiziologiya legkikh = Pathophysiology of the lungs*. Moscow: Binom, 2001:304. (In Russ.)
6. Zykin S.I., Ivakhno N.V., Antsibor S.V. A mathematical model for choosing the initial resistance in the respiratory circuit based on the data of the diagnostic state matrix. *Izvestiya Instituta inzhenernoy fiziki = Proceedings of the Institute of Engineering Physics*. 2019;(2):2–6. (In Russ.)
7. Kublanov V.S., Borisov V.I., Dolganov A.Yu. *Analiz biomeditsinskikh signalov v srede MATLAB = Analysis of biomedical signals in the MATLAB environment*. Ekaterinburg: Izd-vo Ural. un-ta, 2016:120. (In Russ.)
8. Patent 2737935 Russian Federation. *Dykhatel'nyy trenazher = Breathing simulator*. Zykin S.I., Ivakhno N.V. № 2020121896; appl. 26.06.2020; publ. 07.12.2020, Bull. № 34. (In Russ.)
9. Sokolenko V.N., Vesnina L.E., Zhukova M.Yu. et al. *Fiziologiya sistemy dykhaniya. Modul' 2. Fiziologiya vistseral'nykh system = Physiology of the respiratory system. Module 2. Physiology of visceral systems*. Poltava, 2018:29. (In Russ.)
10. Shchukin S.I., Ershov Yu.A. *Biotekhnicheskie sistemy meditsinskogo naznacheniya: uchebnik: v 2 ch. Ch. 2. Analiz i sintez sistem*. Moscow: Yurayt, 2017:348. (In Russ.)
11. Yamborko P.V. *Changes in physical performance and functional reserves of the body under resistive inspiratory and expiratory loads*. DSc abstract: 24.00.01. Ul'yanovsk, 2005:15. (In Russ.)

Информация об авторах / Information about the authors

Наталья Валериевна Ивахно

доктор технических наук, доцент,
профессор кафедры газовой динамики,
Тульский государственный университет
(Россия, г.Тула, пр-т Ленина, 92)
E-mail: natalia_iv@list.ru

Natalia V. Ivakhno

Doctor of technical sciences, associate professor,
professor of the sub-department of gas dynamics,
Tula State University
(92 Lenin avenue, Tula, Russia)

Сергей Игоревич Зыкин

инженер,

Научно-производственное объединение «Стрела»

(Россия, г. Тула, ул. М. Горького, 6)

E-mail: zykin.s.i@yandex.ru

Sergey I. Zikin

Engineer,

Scientific and Production Association "Strela"

(6 M. Gorky street, Tula, Russia)

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /

The authors declare no conflicts of interests.

Поступила в редакцию/Received 12.03.2024

Поступила после рецензирования/Revised 09.04.2024

Принята к публикации/Accepted 06.05.2024