

**ИННОВАЦИИ В ТРЕНИРОВКЕ ДЫХАТЕЛЬНОЙ МУСКУЛАТУРЫ
(литературный обзор)**

М.С. ТРОИЦКИЙ, С.Ю. ФЕДОРОВ, О.Н. БОРИСОВА, Н.Л. КОРЖУК

Медицинский институт, Тульский государственный университет, ул. Болдина, 128, Тула, Россия, 300028

Аннотация. Созданный стенд физического моделирования процесса ингаляции дает возможность оценить распределение порошкового лекарственного средства в дыхательных путях в зависимости от применяемого устройства и способа ингаляции.

Созданные средства математического и физического моделирования процесса ингаляции могут быть использованы при закупке лекарственных форм зарубежного производства с целью определения наиболее эффективных моделей.

Предложен и обоснован новый способ тренировки дыхательной мускулатуры и соответствующее ему устройство, реализующее пиковую нагрузку в начальные фазы вдоха и выдоха. Выявлена большая эффективность предложенного ДТ по сравнению с тренажерами дроссельного типа.

Ключевые слова: дыхательный тренажер, тренировка дыхательной мускулатуры, стенд физического моделирования.

**INNOVATIONS IN THE TRAINING OF THE RESPIRATORY MUSCLES
(Literature Review)**

M.S. TROITSKY, S.YU. FEDOROV, O.N. BORISOVA, N.L. KORZHUK

Medical Institute, Tula State University, ul. Boldin, 128, Tula, Russia, 300028

Abstract. A developed stand of physical modeling of inhalation allows us to estimate the distribution of the powdered drug in the respiratory tract, depending upon the device and method of inhalation. The created means of mathematical and physical modeling of inhalation can be used in the purchase of dosage forms overseas production to determine the most effective models. The authors propose and justify a new way of training of the respiratory muscles and the corresponding device implementing peak load in the initial phase of inhalation and exhalation. Most effectiveness of the proposed respiratory simulator compared to simulators throttle type is identified.

Key words: respiratory training, training of the respiratory muscles, stand of physical modeling.

Обзор посвящен разработке технологии тренировки дыхательной мускулатуры. Определено, что при моделировании процессов жизнедеятельности человека степень структурной идеализации во многом определяется уровнем поставленной задачи и преследуемой целью. Наиболее крупными используемыми моделями подсистем являются математические модели сердечнососудистой системы и системы органов дыхания человека [4].

В основу построения математической модели положено представление о дыхательной системе как о системе, свойства которой определяются ее строением, а влияние нервной системы при свободном дыхании сводится к стабилизации этих свойств. Базовые понятия следуют из физической интерпретации дыхательной системы. Дыхательная система – система колебательная, обладающая собственной частотой колебаний, определяемой ее жесткостью и инерционной массой. Движение воздуха в трахеобронхиальном тракте демпфирует систему, то есть потери энергии на перекачивание воздуха вызывают затухание собственных колебаний системы органов дыхания. Свободное дыхание в организме поддерживается нервным центром вдоха, стимулирующим сокращение мышц диафрагмы, работающих как двигатель одностороннего действия с возвратом в исходное положение за счет жесткости системы органов дыхания – эластичных сил легких и брюшного пресса [1].

Рассмотрена дыхательная система как механическая, выделены две подсистемы:

– внутренняя, включающая массу легких, их жесткость и прикладываемые к ней силы от перепада

Библиографическая ссылка:

Троицкий М.С., Федоров С.Ю., Борисова О.Н., Коржук Н.Л. Инновации в тренировке дыхательной мускулатуры (литературный обзор) // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №2. Публикация 3-7. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5192.pdf> (дата обращения: 30.06.2015). DOI: 10.12737/11911

давлений на внутренней и внешней поверхностях;

– внешняя, включающая грудную клетку, диафрагму и прикладываемые, внешние по отношению к ней, силы.

Уравнение движения всей механической системы определяется как результирующее уравнение от суммы уравнений движения подсистем, так как скорость изменения объема вследствие заполненности плевральной полости жидкостью равна скорости изменения объема внешней механической подсистемы. Разработано единое уравнение движения системы внешнего дыхания. Эквивалентная приведенная масса подвижных элементов определяется собственной частотой колебаний системы, близкой к частоте свободного незатрудненного дыхания. Результирующая напряжений эластичных сил представлена в виде суммы трех компонентов соответственно напряжений грудной клетки, легкого и диафрагмы. Каждая составляющая, в общем случае, является функциональной зависимостью от ряда параметров, включая параметры, определяемые функционированием нервных рецепторов верхних дыхательных путей, легких, кровеносных сосудов и хеморецепторов продолговатого мозга. В рассматриваемой модели это представлено в виде аппроксимирующих зависимостей от изменяющегося относительного объема легких и относительных объемов и емкостей, определяемых для нормального состояния организма на базе статистических данных [9, 12, 20].

Проведено изучение процессов ингаляции лекарственных порошков созданными средствами математического моделирования посредством некоторых широко применяемых лекарственных форм. Полученные данные полностью совпали с результатами экспериментальных исследований [3, 8].

Для оценки новых технических решений и исследования новых лекарственных форм, еще не получивших разрешения к применению, разработан метод физического моделирования, позволяющий оценить основные характеристики разрабатываемого ингалятора или сравнить с характеристиками известного [17].

Конструктивные параметры моделирующего стенда определяются строением и функционированием трахеобронхиальной системы, что описано средствами математического моделирования. Особенности движения порошка с потоками вдыхаемого воздуха, приводящие к нежелательному осаждению порошка на слизистой рта, голосовых складках и стенках трахеи, моделировались размещением в трубопроводе определенного набора дроссель-фильтров. Технические данные моделирующего стенда характеризуются максимальным объемом силового цилиндра – 3,5 л, максимальным переменным объемом силового цилиндра – 2,8 л, скоростью изменения объема силового цилиндра – 0,3-18,0 л/с, максимальной длиной трубопровода – 500 мм, проходным диаметром трубопровода – 26 мм. С целью оценки основных характеристик ингаляторов на стенде проведены исследования распространения порошка в условиях течения воздушной струи по системе проточных полостей и по искривленному трубопроводу с местными сопротивлениями [4].

Увеличение начальной скорости воздушного потока в разработанном на этой основе распылителе «ИН-2» [11] обеспечило существенное снижение осаждения порошка на стенках воздухопровода, так как вследствие краевого разрежения частицы порошка удерживаются внутри скоростной воздушной струи (эффект «подсасывающего» действия струи), что препятствует их контакту со стенками.

По мере уменьшения скорости течения струи трубопровода количество оседающих на стенках частиц увеличивается (5-8% от массы однократной дозы). Потери, связанные с осаждением частиц порошка на дроссель-фильтрах, имитирующих повороты и ветвления дыхательной системы, не достигают 12% от массы однократной дозы, что меньше аналогичных потерь при ингаляции через ранее предложенный «Спинхалер». Это связано с особенностью течения дозвуковой струи: возмущения, возникающие от наличия препятствий, распространяются в обратном направлении с местной скоростью звука, что способствует плавному обтеканию препятствия и уменьшению контакта частиц порошка с его поверхностью. Таким образом, увеличение уровня давления срабатывания в разработанном ингаляторе, позволяющее создавать высокую начальную скорость потока воздуха в системе «ингалятор – респираторный тракт», способствует уменьшению потерь порошкового лекарственного средства и тем самым увеличению однократной дозы порошка, доставляемой в терапевтически важные зоны легких [10].

У больных неспецифическими заболеваниями легких наблюдаются дискоординация деятельности дыхательной мускулатуры, носящая поначалу обратимый характер, и снижение вентиляции нижележащих отделов, в том числе за счет уменьшения их эластичности [15]. Однако вентиляция может быть увеличена

Библиографическая ссылка:

Троицкий М.С., Федоров С.Ю., Борисова О.Н., Коржук Н.Л. Инновации в тренировке дыхательной мускулатуры (литературный обзор) // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №2. Публикация 3-7. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5192.pdf> (дата обращения: 30.06.2015). DOI: 10.12737/11911

эффективным диафрагмальным дыханием [24]. Эти положения привели к необходимости создания различного типа *дыхательных тренажеров* (ДТ) [6, 7, 16].

При включении в дыхательный контур эластического сопротивления уменьшаются легочные объемы и учащаются дыхательные циклы [2]. Поэтому в клинической практике чаще используются ДТ на основе неэластического резистивного сопротивления дыханию на вдохе и выдохе.

Резистивная нагрузка на вдохе обеспечивает увеличение инспираторного усилия через снижение альвеолярной вентиляции, гиперкапнию и гипоксемию, которые через хеморецепторный аппарат стимулируют дыхательный центр, увеличивая центральную инспираторную активность. Кроме того, резистивная нагрузка увеличивает перепады внутригрудного давления и активность альфа-мотонейронов диафрагмы, вспомогательных и межреберных мышц [22].

Резистивная нагрузка на выдохе уменьшает альвеолярный и интерстициальный отек, увеличивает функциональную остаточную емкость легких, способствует расправлению ателектазов [23].

Главный принцип создания резистивной нагрузки, реализованный в ранее сконструированных ДТ, – дроссельный, основанный на уменьшении поперечного сечения каналов вдоха и выдоха: дыхание через сжатые губы, свисток, пластиковую трубку, систему цилиндров [19]. Однако монотонная нагрузка в течение всего дыхательного цикла способствует утомляемости дыхательной мускулатуры, моделируя сужение или сдавление трахеи извне с соответствующими неблагоприятными реакциями. Применение водяного затвора для обеспечения резистивного сопротивления [18] позволило частично уменьшить стабильность нагрузки на дыхательную мускулатуру за счет динамики воздушной струи, проходящей через водяной затвор: при прохождении первого болюса сопротивление водяного затвора высокое, затем оно снижается за счет барботажа, т.е. разбивания потока воздуха на мелкие пузырьки.

С целью снижения эффекта постоянного воздействия сопротивления дыханию было сконструировано устройство, создающее пиковые нагрузки в начальную фазу вдоха и выдоха. Этот принцип был реализован использованием двухпозиционного пневмозатвора, открытые положения которого соответствуют фазам вдоха и выдоха, в сочетании с координирующим устройством, осуществляющим кинематическую связь независимых друг от друга регуляторов нагрузки с механизмом нагружения пневмозатвора. Такая конструкция обеспечила чередование изометрического усилия дыхательной мускулатуры в начальной фазе вдоха и выдоха с ее обычным функционированием. При этом энергия дыхательной мускулатуры расходуется на совершение механической работы, трансформируется в потенциальную энергию, характеризующуюся перепадом внутриплеврального и барометрического давления воздуха. Предложенное устройство предусматривает регулировку степени сопротивления, то есть дозирование резистивной нагрузки: на вдохе от -0,5 до -6,0 кПа, на выдохе от 1,0 до 10,0 кПа. При сравнительном изучении трех типов ДТ: дроссельного, с водяным затвором и с пиковой нагрузкой в начале вдоха и выдоха путем измерения перепадов давлений на графическом измерителе получены характерные кривые, анализ которых позволяет констатировать существенные различия в воздуходинамике и преимущество предложенного ДТ, заключающееся в создании пикового изометрического напряжения дыхательных мышц, ведущего к избыточному разрежению в плевральной полости, с последующим направленным потоком воздуха в дыхательные пути и из них в момент снятия нагрузки. При этом увеличение скорости потока воздуха в 3 раза ведет к увеличению мощности потока воздушной струи в 27 раз (кубическая зависимость). При монотонном постоянном сопротивлении на тренажерах дроссельного типа диафрагма постоянно находится в состоянии напряжения, что способствует избыточному накоплению молочной кислоты, сдвигу кислотно-основного состояния в кислую сторону, функционированию легких в обмене метаболитов с «захватом» [5, 13].

Одним из методов реабилитации пациентов с заболеваниями легких, проявляющихся бронхообструктивным синдромом, является *тренировка дыхательной мускулатуры* (ТДМ), для осуществления которой, в частности, используются стимуляторы диафрагмы и ДТ. ТДМ наиболее эффективна при введении в дыхательный контур резистивного сопротивления. При этом инспираторная резистивная нагрузка снижает вентиляцию, способствует расправлению ателектазов, однако создание резистивной нагрузки в тренажерах дроссельного типа приводит к монотонной нагрузке на дыхательную мускулатуру и её повышенной утомляемости [14].

Двухнедельное курсовое применение предложенной ДТ в комплексном лечении вело к значительному увеличению силы и выносливости дыхательной мускулатуры. Ежедневный мониторинг силы дыхательной мускулатуры посредством барометрического определения максимального *положительного* (*PE max*) и *отрицательного* (*PI max*) давлений, создаваемых в ротовой полости при изометрическом сокраще-

Библиографическая ссылка:

Троицкий М.С., Федоров С.Ю., Борисова О.Н., Коржук Н.Л. Инновации в тренировке дыхательной мускулатуры (литературный обзор) // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №2. Публикация 3-7. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5192.pdf> (дата обращения: 30.06.2015). DOI: 10.12737/11911

нии дыхательных мышц, выявил изменения во всех четырех группах пациентов. В обеих контрольных группах под действием лечения наблюдался рост *PI max*, коррелирующий с улучшением клинического состояния пациентов, однако в основных группах этот рост был более выражен, что может быть объяснено лишь применением ДТ.

Увеличение силы дыхательной мускулатуры в основных группах особенно быстрыми темпами шло в первые 4-6 дней лечения, затем во всех четырех группах наблюдался идентичный синхронный рост показателей. Для пациентов основной группы изучалась зависимость относительного прироста *PI max* от исходного уровня развиваемого ими максимального инспираторного давления.

Выявлена следующая закономерность: чем меньше исходный уровень *PI max* у пациента, тем большего прироста показателя можно ожидать при лечении с использованием тренажера ЭОЛ. У отдельных пациентов с исходно низким показателем *PI max* удалось зарегистрировать прирост показателя на 250-300% к исходному [21].

Литература

1. Бреслав И.С., Глебовский В.Д. Регуляция дыхания. Л.: Наука, 1981. 280 с.
2. Бреслав И.С., Исаев Г.Г. Реакции кардиореспираторной системы на увеличенное сопротивление дыханию // Успехи физиол. наук. 1991. Т. 22, №2. С. 3.
3. Виндгрэн М., Кяркяйнен А., Каррйалайнен П., Паронен П., Нуутинен Дж. // Пульмонология. 1991. № 4. С. 26–30.
4. Восстановительная медицина: Монография / Под ред. А.А. Хадарцева, С.Н. Гондарева, Л.Г. Агасарова. Тула: Изд-во ТулГУ – Белгород: ЗАО «Белгородская областная типография», 2011. Т. IV. 204 с.
5. Гебель Г.Я. Некоторые вопросы клинической патофизиологии митрального порока: Автореф. дис. ... д.м.н. М., 1968.
6. Мелай А.М., Хадарцев А.А. Конструктивные особенности устройств для тренировки дыхательной мускулатуры // Вестник новых медицинских технологий. 1996. №3. С. 66–69.
7. Мелай А.М., Хадарцев А.А. Техническое обеспечение искусственной вентиляции легких в пульмонологии // Вестник новых медицинских технологий. 1996. №3. С. 64–66.
8. Мелай А.М., Чучалин А.Г., Хадарцев А.А., Мелай А.А. Устройство для введения лекарственных порошков // Патент № 2014097. Бюл. № 11 от 15.06.94, 1994.
9. Милованов А.В., Никаноров Б.А., Федоров С.Ю., Хадарцев А.А. Математическое описание дыхательных процессов // Вестник новых медицинских технологий. 1996. №3. С.6-11.
10. Никаноров Б.А., Федоров С.Ю., Хадарцев А.А. Методика определения эффективности ингаляции порошковых лекарственных средств через различные устройства // Вестник новых медицинских технологий. 1997. N1-2. С. 111–114.
11. Троицкий М.С., Купеев Р.В., Хадарцев В.А. Тренировка дыхательной мускулатуры дозированной сопротивлением вдоху и выдоху // Международная научно-практическая конференция «Наука и ее роль в современном мире» (Караганда, 29 января 2010). Караганда, 2010. Т. 4. С. 316–319.
12. Федоров С.Ю., Никаноров Б.А., Хадарцев А.А., Чучалин А.Г. К математическому и физическому моделированию процесса ингаляции в системе ингалятор – респираторный тракт // Пульмонология. 1995. N3. С. 20–27.
13. Федоров С.Ю., Цкипури Ю.И., Хадарцев В.А. Тренировка дыхательной мускулатуры // Вестник новых медицинских технологий. 2009. Т. 16, № 2. С. 154–156.
14. Федоров С.Ю., Хадарцев А.А., Никаноров Б.А., Евтеев К.П. Эффективный способ ингаляции порошковых лекарственных средств // Национальный конгресс по болезням органов дыхания, 4-й: Тезисы докладов. М., 1994. С. 610.
15. Франкштейн С.И. Дыхательные рефлексы и механизмы одышки. М.: Медицина, 1974.
16. Хадарцев А.А. Медицинский институт Тульского государственного университета: некоторые итоги фундаментальных и прикладных медико-биологических исследований // Вестник МАН. 2010. № 1. С. 63–65.
17. Хадарцев А.А., Хадарцев В.А. Математическое и физическое моделирование в системе ингалятор – респираторный тракт. Тренажеры дыхательной мускулатуры // Материалы 4-ой заочной международной научно-практической конференции «Актуальные проблемы науки, практики и вероисповеданий на современном этапе» (Красноярск, 7 октября 2010 г.). Красноярск, 2010. С. 199–203.
18. Хоружая В.А., Хадарцев А.А., Трофимов Н.Е. Новые методы диагностики и реабилитации больных неспецифическими заболеваниями легких. М.; Барнаул, 1985. С. 142.
19. Черемнов В.С. Эффективность внедрения изобретений и рационализаторских предложений в медицинскую практику. Л., 1983. С. 9–10.
20. Шик Л.Л. Биомеханика дыхания // Руководство по физиологии дыхания. Л., 1973. С. 19–43.

Библиографическая ссылка:

Троицкий М.С., Федоров С.Ю., Борисова О.Н., Коржук Н.Л. Инновации в тренировке дыхательной мускулатуры (литературный обзор) // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №2. Публикация 3-7. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5192.pdf> (дата обращения: 30.06.2015). DOI: 10.12737/11911

21. Щербачков Д.В. Механокоррекция бронхообструктивного синдрома пиковыми перепадами давления в дыхательных путях: Афреф. дисс.... к.м.н. Тула, 2006. 23 с.
22. Bishop B. *Respir. // Physiol.* 1977. Vol. 30. P. 169–185.
23. Lane R., Adams L. The effects of hypoxia and hypercapnia on perceived breathlessness during exercise in humans // *J. Physiol.* 1990. V. 428. P. 579.
24. Shearer M.O., Banks Y.M., Silva G., Sackner M.A. // *Phys. Ther.* 1972. Vol. 52, N 2. P. 139–148.

References

1. Breslav IS, Glebovskiy VD. *Regulyatsiya dykhaniya.* L.: Nauka; 1981. Russian.
2. Breslav IS, Isaev GG. *Reaktsii kardiorespiratornoy sistemy na uvelichennoe soprotivlenie dykhaniyu.* *Uspekhi fiziol. nauk.* 1991;22(2):3. Russian.
3. Vindgren M, Kyarkkayainen A, Karryalaynen P, Paronen P, Nuutinen Dzh. *Pul'monologiya.* 1991;4:26-30. Russian.
4. *Vosstanovitel'naya meditsina: Monografiya Pod red. A.A. Khadartseva, S.N. Gontareva, L.G. Agasarova.* Tula: Izd-vo TulGU – Belgorod: ZAO «Belgorodskaya oblastnaya tipografiya»; 2011. T. IV. Russian.
5. Gebel' GYa. *Nekotorye voprosy klinicheskoy patofiziologii mitral'nogo poroka* [dissertation]. Moscow (Moscow region); 1968. Russian.
6. Melay AM, Khadartsev AA. *Konstruktivnye osobennosti ustroystv dlya trenirovki dykhatel'noy muskulatury.* *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy.* 1996;3:66-9. Russian.
7. Melay AM, Khadartsev AA. *Tekhnicheskoe obespechenie iskusstvennoy ventilyatsii legkikh v pul'mologii.* *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy.* 1996;3:64-6. Russian.
8. Melay AM, Chuchalin AG, Khadartsev AA, Melay AA, inventors; *Ustroystvo dlya vvedeniya lekarstvennykh poroshkov.* Russian Federation patent RU 2014097. 1994. Russian.
9. Milovanov AV, Nikanorov BA, Fedorov SYu, Khadartsev AA. *Matematicheskoe opisanie dykhatel'nykh protsessov.* *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy.* 1996;3:6-11. Russian.
10. Nikanorov BA, Fedorov SYu, Khadartsev AA. *Metodika opredeleniya effektivnosti ingyalyatsii poroshkovykh lekarstvennykh sredstv cherez razlichnye ustroystva.* *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy.* 1997;1-2:111-4. Russian.
11. Troitskiy MS, Kupeeov RV, Khadartsev VA. *Trenirovka dykhatel'noy muskulatury dozirovannym soprotivleniem vdokhu i vydokhu.* *Mezhdunarodnaya nauchno-prakticheskaya konferentsiya «Nauka i ee rol' v sovremennom mire»* (Karaganda, 29 yanvarya 2010). Karaganda; 2010. T. 4. Russian.
12. Fedorov SYu, Nikanorov BA, Khadartsev AA, Chuchalin AG. *K matematicheskomu i fizicheskomu modelirovaniyu protsessa ingyalyatsii v sisteme ingyalyator – respiratornyy trakt.* *Pul'monologiya.* 1995;3:20-7. Russian.
13. Fedorov SYu, Tskipuri YuI, Khadartsev VA. *Trenirovka dykhatel'noy muskulatury.* *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy.* 2009;16(2):154-6. Russian.
14. Fedorov SYu, Khadartsev AA, Nikanorov BA, Evteev KP. *Effektivnyy sposob ingyalyatsii poroshkovykh lekarstvennykh sredstv.* *Natsional'nyy kongress po boleznyam organov pykhaniya, 4-y: Tezisy dokladov.* Moscow; 1994. Russian.
15. Frankshteyn SI. *Dykhatel'nye refleksy i mekhanizmy odyshki.* Moscow: Meditsina; 1974. Russian.
16. Khadartsev AA. *Meditsinskiy institut Tul'skogo gosudarstvennogo universiteta: nekotorye itogi fundamental'nykh i prikladnykh mediko-biologicheskikh issledovaniy.* *Vestnik MAN.* 2010;1:63-5. Russian.
17. Khadartsev AA, Khadartsev VA. *Matematicheskoe i fizicheskoe modelirovanie v sisteme ingyalyator – respiratornyy trakt.* *Trenazhery dykhatel'noy muskulatury. Materialy 4-oy zaochnoy mezhdunarodnoy nauchno-prakticheskoy konferentsii «Aktual'nye problemy nauki, praktiki i veroispovedaniy na sovremennom etape»* (Krasnoyarsk, 7 oktyabrya 2010 g.). Krasnoyarsk; 2010. Russian.
18. Khoruzhaya VA, Khadartsev AA, Trofimov NE. *Novye metody diagnostiki i reabilitatsii bol'nykh nespetsificheskimi zabolevaniyami legkikh.* Moscow: Barnaul; 1985. Russian.
19. Cheremnov VS. *Effektivnost' vnedreniya izobreteniy i ratsionalizatorskikh predlozheniy v meditsinskuyu praktiku.* L.; 1983. Russian.
20. Shik LL. *Biomekhanika dykhaniya. Rukovodstvo po fiziologii dykhaniya.* L.; 1973. Russian.
21. Shcherbakov DV. *Mekhanokorreksiya bronkhoobstruktivnogo sindroma pikovymi perepadami davleniya v dykhatel'nykh putyakh* [dissertation]. Tula (Tula region); 2006. Russian.
22. Bishop V. *Respir. Physiol.* 1977;30:169–85.
23. Lane R, Adams L. The effects of hypoxia and hypercapnia on perceived breathlessness during exercise in humans. *J. Physiol.* 1990;428:579.
24. Shearer MO, Banks YM, Silva G, Sackner MA. *Phys. Ther.* 1972;52(2):139-48.

Библиографическая ссылка:

Троицкий М.С., Федоров С.Ю., Борисова О.Н., Коржук Н.Л. Инновации в тренировке дыхательной мускулатуры (литературный обзор) // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №2. Публикация 3-7. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5192.pdf> (дата обращения: 30.06.2015). DOI: 10.12737/11911