РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ МЕХАНОПЛЕТИЗМОГРАФИИ С МАГНИТНЫМ ДАТЧИКОМ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ И СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ

DEVELOPMENT OF A BIOTECHNICAL SYSTEM OF MECHANOPLEETISMOGRAPHY WITH A MAGNETIC SENSOR FOR REGISTRATION OF RESPIRATORY RATE AND HEART RATE

УДК 616-71

Косоруков Артем Евгеньевич, старший преподаватель кафедры «Биомедицинские технические системы», Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва, e-mail: kosorukov@mail.ru

Никулина Светлана Игоревна, бакалавр, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва, e-mail: iam.angellana@gmail.com

Kosorukov Artem Evgenievich, Senior Lecturer, Department of Biomedical Technical Systems, Moscow State Technical University. N.E. Bauman National Research University, Moscow, e-mail: kosorukov@mail.ru

Nikulina Svetlana Igorevna, bachelor, Moscow State Technical University. N.E. Bauman (National Research University), Moscow, e-mail: iam.angellana@gmail.com

Аннотация

В материале рассматривается метод механоплетизмографии с магнитным датчиком в качестве неинвазивного способа диагностики синдрома обструктивного

апноэ сна. Авторами был разработан и изготовлен макет биотехнической системы, разработано программное обеспечение приема и визуализации данных, предложены алгоритмы для их автоматического детектирования. По результатам исследований была доказана работоспособность изделия.

Annotation

The article discusses the method of mechanoplethysmography with a magnetic sensor as a non-invasive method for diagnosing obstructive sleep apnea syndrome. The authors have developed and manufactured a model of a biotechnical system, developed software for receiving and visualizing data, and proposed algorithms for their automatic detection. According to the research results, the performance of the product has been proven.

Ключевые слова: механоплетизмография, магнитный датчик, биотехническая система, синдром обструктивного апноэ сна, mechano-plethysmography, magnetic sensor, biotechnical system, obstructive sleep apnea

Key words: mechanoplethysmography, magnetic sensor, biotechnical system, obstructive sleep apnea syndrome, mechano-plethysmography, magnetic sensor, biotechnical system, obstructive sleep apnea

ВВЕДЕНИЕ

Нарушение дыхания во сне — это патологическое состояние, которое характеризуется изменением дыхательных параметров. Синдром обструктивного апноэ сна взрослых и детей представляет собой наиболее изученную форму нарушений дыхания во сне в связи с его высокой распространенностью и серьезными клиническими и медико-социальными последствиями [1]. Как показывает статистика, его распространенность во сне составляет в среднем 22 % (диапазон 9 – 37%) среди мужчин и 17% (диапазон 4 – 50%) среди женщин по данным популяционных исследований, опубликованных с 1993 по 2013 год [3].

Синдром апноэ сна признан серьезным социально значимым заболеванием, ассоциированным с появлением сердечно-сосудистых заболеваний [4]. По

результатам исследований было выявлено, что он также является фактором риска возникновения острых нарушений мозгового кровообращения и ассоциирован с повышенной смертностью, обусловленной инсультом [5 – 8].

На сегодняшний день данные патологические состояния диагностируются с помощью следующих методов: полисомнографическое обследование, кардио-респираторный мониторинг, компьютерная пульсоксиметрия, множественный тест латентности ко сну. Однако у каждого из них есть свои недостатки. Поэтому в качестве альтернативы вышеупомянутым методам был рассмотрен метод механоплетизмографии с магнитным датчиком.

МЕТОД МЕХАНОПЛЕТИЗМОГРАФИИ С МАГНИТНЫМ ДАТЧИКОМ

Механоплетизмография — это достаточно новый метод диагностики расстройств сна, в том числе и синдрома обструктивного апноэ сна, который основан на регистрации изменения магнитного поля на поверхности исследуемого объекта при совершении дыхательных движений. Он безопасен для пациента, поскольку не является инвазивным.

Суть метода заключается в использовании преобразователя, состоящего из постоянного магнита и датчика Холла. Постоянный магнит оптимального типоразмера помещается на мембрану, соприкасающуюся с кожей (рис. 1). В результате совершения дыхательных движений происходят малые линейные перемещения кожи под магнитом, и, как следствие, меняется магнитное поле вокруг датчика Холла, который при этом неподвижен. Соответственно, уловив изменение магнитного поля, он генерирует сигнал напряжения схожей формы, что и сигналы дыхательной и пульсовой волн, передающийся, в последствии, на компьютер, где он обрабатывается и визуализируется.

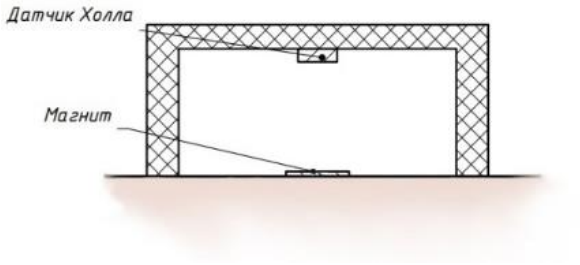


Рис.1 Метод механоплетизмографии с магнитным датчиком

Для повышения информативности данного метода было принято решение использовать два датчика для регистрации грудного и брюшного типов дыхания.

ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К СИСТЕМЕ

Целевой функцией биотехнической системы (БТС) механоплетизмографии с магнитным датчиком является обеспечение регистрации частоты дыхания с грудной и брюшной поверхностей и регистрации частоты сердечных сокращений. Базисными функциями являются запись движения грудной клетки и запись движения брюшной поверхности. Для обеспечения выполнения целевой функции необходимо, чтобы выполнялись следующие требования:

- обеспечение непрерывной регистрации частоты дыхания и сердечных сокращений в течение всего сонного цикла (7 - 8 часов);
- обеспечение беспроводной передачи данных на персональный компьютер;
- обеспечение возможности непосредственной обработки и визуализации полученных данных с помощью программного обеспечения;
- обеспечение относительно небольших габаритов датчиков и удобного крепления для удобства проведения процедуры диагностики.

СТРУКТУРНОЕ ОПИСАНИЕ

Структурная схема механоплетизмографа с магнитным датчиком (рис. 2) включает в себя пациента, врача, датчик и блок измерения, в который входят:

датчик, блок питания, микроконтроллер (МК) и его программное обеспечение (ПО), а также Bluetooth-модуль. Помимо этого, в состав входит блок визуализации и обработки информации, в который, в свою очередь, входит персональный компьютер и его программное обеспечение. Элементы схемы взаимодействуют друг с другом посредством энергетических и информационных связей.

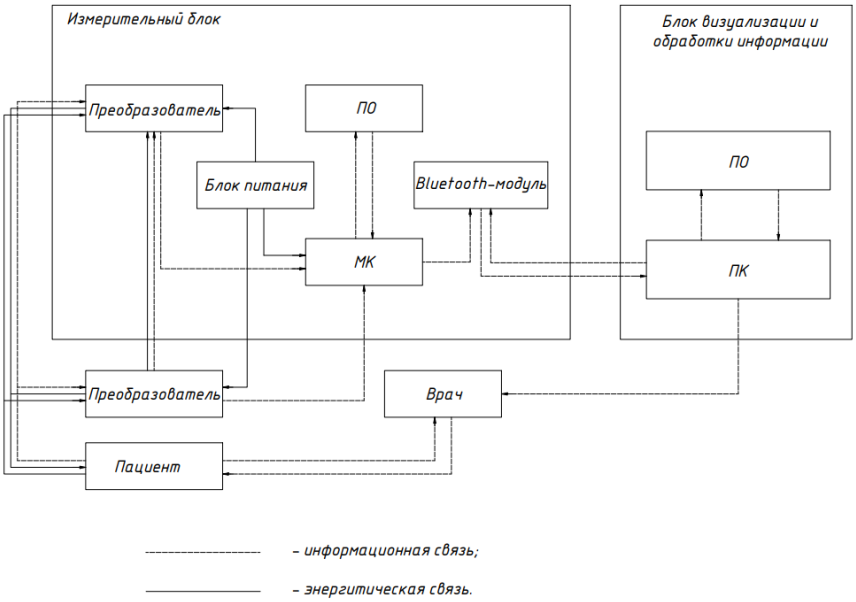


Рис.2 Структурная схема БТС

Принцип работы данного изделия можно описать следующим образом: с помощью блока измерения и датчика Холла, входящего в состав преобразователя, снимаются физиологические параметры с грудной клетки и брюшной поверхности путем преобразования механических колебаний магнита в сигналы напряжения схожей формы. После чего они с помощью Bluetooth - модуля передаются на персональный компьютер, где обрабатываются и визуализируются. По полученным данным врач принимает решение о постановке диагноза и ходе дальнейшего лечения.

РАЗРАБОТКА МАКЕТА СИСТЕМЫ И ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ

На этапе эскизирования было определено, что биотехническая система будет состоять из преобразователя и блока измерения. Также была намечена возможная реализация креплений. Далее конструкции моделей элементов были спроектированы в среде Inventor 2019 и распечатаны на 3Д – принтере на кафедре «Биомедицинские технические системы» МГТУ им. Н.Э. Баумана. Готовые макеты преобразователя и блока измерения, а также реализованные крепления представлены на рисунке 3.



Рис.3. Готовые макеты блока измерения и преобразователя

Программа приема, обработки и визуализации данных была разработана в среде «Python 3.9». Окно программы представлено на рисунке 4.

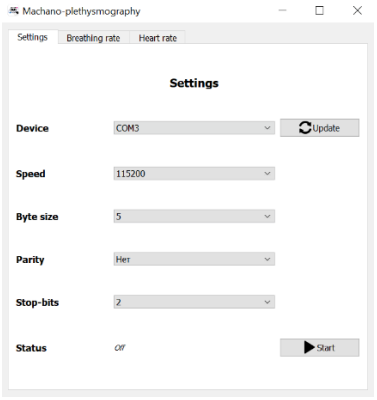


Рис.4 Реализация окна программы

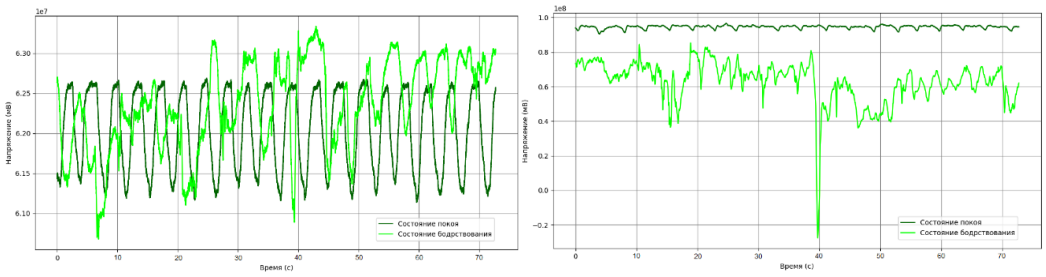
Оно включает в себя три окна: Settings, Breathing rate, Heart rate. В первом окне предусмотрена возможность выбора устройства, скорости передачи данных, количества принимаемых байт, а также количества стоповых бит. Во втором окне

можно получить сигнал, к которому применен алгоритм автоматического подсчета частоты дыхательных движений (ЧДД). В третьем окне можно получить сигнал, к которому применен алгоритм автоматического подсчета частоты сердечных сокращений (ЧСС).

АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

В ходе исследования рассматривались три основных типа конституции: гипостенический, нормостенический и астенический. Измерения проводились в двух состояниях: в состоянии покоя и в состоянии бодрствования, к полученным данным применялись разработанные фильтры для выделения дыхательной волны и пульсовой волны, а также автоматические алгоритмы выделения частот сердечных сокращений и дыхательных движений.

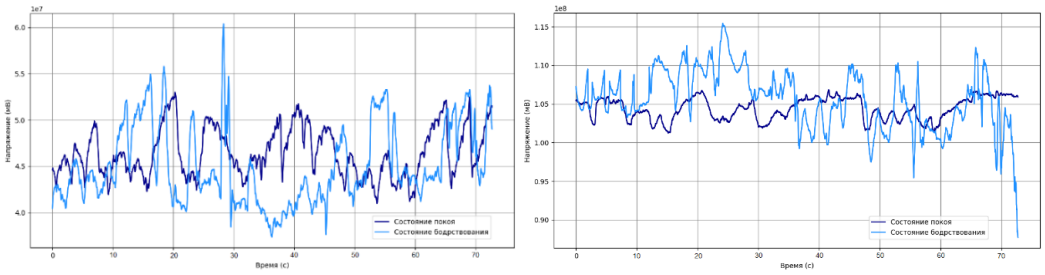
В исследованиях нормостенического типа телосложения приняла участие группа людей из 5 человек, астенического – 4 человека и гипостенического – 4 человека, типовые сигналы представлены на рисунках 5, 6 и 7 соответственно. Мониторинг проводился 20 минут в состоянии покоя, данные снимались с интервалом в одну минуту.



а) б)

а) – сигналы с грудной поверхности; б) – сигналы с брюшной поверхности

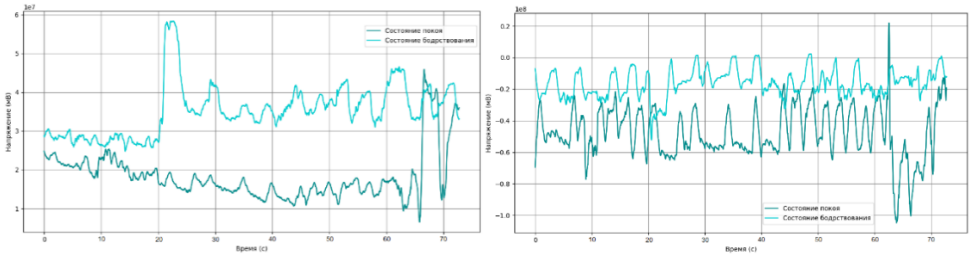
Рис.5. – Типовые сигналы для пациентов нормостенического телосложения



а) б)

а) – сигналы с грудной поверхности; б) – сигналы с брюшной поверхности

Рис.6. Типовые сигналы для пациентов астенического телосложения



а) б)

а) – сигналы с грудной поверхности; б) – сигналы с брюшной поверхности

Рис.7. Типовые сигналы для пациентов гипостенического телосложения

К полученным в результате проведения измерений сигналам были фильтры и применены алгоритмы автоматического определения частоты сердечных сокращений и частоты дыхательных движений. Усредненные данные по каждому пациенту каждого типа телосложения в двух состояниях представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Усредненные данные за 10 минут для нормостенического типа

№ пациента	Состояние покоя		Состояние бодрствования	
	Частота сердечных сокращений, ударов/мин	Частота дыхательных движений, движений/мин	Частота сердечных сокращений, ударов/мин	Частота дыхательных движений, движений/мин

Нормостенический тип телосложения				
1	54	13	64	16
2	47	12	66	15
3	44	13	69	16
4	48	14	65	17
5	48	14	60	17
Астенический тип телосложения				
1	54	16	64	21
2	54	19	64	21
3	54	13	71	20
4	56	17	75	24
Гипостенический тип телосложения				
1	55	16	86	26
2	57	19	92	25
3	57	19	81	24
4	60	18	93	25

По полученным данным были сделаны следующие выводы:

– эпизодов апноэ выявлено не было, что было ожидаемо для пациентов с нормостеническим и астеническим типом телосложения, для гипостенического наоборот, однако это можно объяснить малым временем проведения процедуры,

– частота дыхания и сердечного ритма убывает с увеличением времени нахождения в состоянии покоя, что можно соотнести с расслаблением пациента или с его погружением в сон,

– частота дыхания в состоянии бодрствования больше, чем в состоянии покоя, однако проследить закономерность сложнее, поскольку оно изменялось случайным образом, что можно соотнести с различной степенью активности пациентов,

– диапазон значений частоты сердечных сокращений соответствует норме, поскольку в расслабленном состоянии или в состоянии сна частота сердечных сокращений может достигать 40 – 50 ударов в минуту.

Было проведено исследование влияния позиционирования преобразователя на качество определения частоты сердечных сокращений. Для этого на грудной поверхности пациента нормастеника с шириной груди спереди 30 сантиментов с шагом 5 сантиметров слева направо перемещался преобразователь, который снимал данные в течение 1 минуты. Параллельно с этим с помощью пульсоксиметра регистрировалось количество сердечных сокращений. Результаты исследования представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Оценка влияния позиционирования преобразователя

№ позиции преобразователя	Расстояние от левого плеча, мм	Показатель ЧСС механоплетизмографа, ударов/мин	Показатель ЧСС пульсоксиметра, ударов/мин	Погрешность измерения ЧСС, %
1	0	76,00	76,00	0,0
2	50	78,00	78,00	0,0
3	100	77,00	79,00	2,6
4	150	79,00	80,00	1,3
5	200	75,00	78,00	4,0

По полученным данным можно сделать вывод, что позиционирование преобразователя несильно влияет на качество определения ЧСС, отклонения значений в пределах 5%. Однако его лучше располагать непосредственно в области сердечной мышцы.

Также был проведен ночной мониторинг пациента нормостенического типа телосложения, который осуществлялся с 22:00 до 06:30, то есть общее время, в течение которого регистрировались данные, составило 8 часов 30 минут.

После просмотра и анализа зарегистрированных данных было обнаружено несколько задержек дыхания. Одна из которых представлена на рисунке 8.

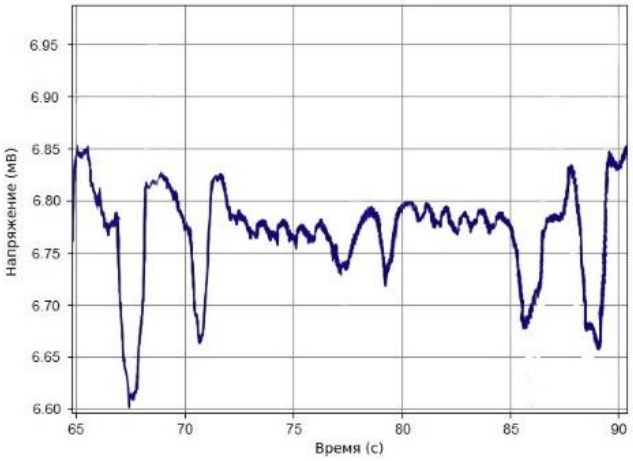


Рис.8. Задержка дыхания, выявленная в сигнале с грудной поверхности

Зарегистрированные сигналы можно считать информативными, поскольку были зарегистрированы задержки дыхания. Вручную было подсчитано их количество, что позволило получить индекс апноэ/гипопноэ, равный 1,06. Он рассчитывался как сумма эпизодов апноэ, делённая на время сна. Поскольку значение ниже 5, то можно считать нормой. Однако для того, чтобы оценить качество полученных данных, необходимо их сопоставить результатами, полученными с помощью полисомнографического обследования или кардиореспираторного мониторинга.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, в этой статье утверждается, что разработанная биотехническая система может использоваться для регистрации частоты дыхания и сердечных сокращений в сомнологии. Актуальность разработки бюджетного и простого в использовании медицинского изделия для диагностики нарушения дыхания во сне, в основе которого лежит метод механоплетизмографии с

магнитным датчиком обусловлена тем, что у каждого из ранее рассмотренных методов есть свои недостатки, например, малодоступность, а также сложность проведения процедуры.

Были разработаны конструкции преобразователя и блока измерения. Макет изделия распечатан на 3Д принтере. Разработаны программное обеспечение для приема данных, обработки и визуализации, фильтры для выделения частоты дыхания и сердечного ритма. Предложены алгоритмы автоматического подсчета ЧДД и ЧСС. Осуществлена апробация изделия. Результаты позволили сделать следующие выводы:

– изделие способно регистрировать сигналы пульсовой и дыхательной волны при различных состояниях пациента: покоя и бодрствования,

– алгоритмы автоматического выделения ЧСС и ЧДД показали удовлетворительные результаты,

– исследование влияния типа телосложения показало, что информативность получаемых данных не зависит от данного параметра, также позволило выявить некоторые закономерности: ожидаемое замедление ЧСС и ЧДД в состоянии покоя,

– исследование влияния позиционирования преобразователя с целью выявления ЧСС показало, что его лучше располагать непосредственно в районе сердечной мышцы,

– ночной мониторинг позволил выявить несколько задержек дыхания, которые были интерпретированы как эпизоды апноэ, однако для качественной оценки полученных результатов необходимо сопоставить их с результатами полисомнографического обследования или респираторного мониторинга.

Литература

1. Вейн А.М., Елигулашвили Т.С., Полуэктов М.Г. Синдром апноэ во сне и другие расстройства дыхания, связанные со сном: клиника, диагностика, лечение. – М.: Эйдос Медиа, 2002, 310 с.

2. Tsara V, Amfilochiou A, Papagrigorakis MJ, Georgopoulos D, Liolios E. Guidelines for diagnosis and treatment of sleep-related breathing disorders in adults and children. Definition and classification of sleep related breathing disorders in adults: different types and indications for sleep studies (Part 1) // HIPPOKRATIA. – 2009. – Vol.13(3). – P. 187 – 191.
3. Garvey J. F., Pengo M.F., Drakatos P., Kent B.D. Epidemiological aspects of obstructive sleep apnea // Journal of Thoracic Disease. 2015. Vol. 7(5). P.920 – 929. DOI: 10.3978/j.issn.2072-1439.2015.04.52.
4. Shahar E, Whitney CW, Redline S, Lee ET, Newman AB, Nieto FJ, O'Connor GT, Boland LL, Schwartz JE, Samet JM. Sleep-disordered breathing and cardiovascular disease: cross-sectional results of the Sleep Heart Health Study // American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine. 2001.Vol. 163. P.19 – 25. DOI:10.1164/ajrccm.163.1.2001008.
5. Yaggi HK, Concato J, Kernan WN, Lichtman JH, Brass LM, Mohsenin V. Obstructive sleep apnea as a risk factor for stroke and death // The New England Journal of Medicine. 2005. Vol.353. P.2034 – 2041. DOI:10.1056/NEJMoa043104.
6. Bassetti C, Aldrich MS. Sleep apnea in acute cerebrovascular diseases: final report on 128 patients // Sleep. 1999. Vol. 22. P.217 – 223. DOI: 10.1093/sleep/22.2.217.
7. Parra O, Arboix A, Montserrat JM, Quintó L, Bechich S, García-Eroles L. Sleeprelated breathing disorders: impact on mortality of cerebrovascular disease // European Respiratory Journal. 2004. Vol. 24. P. 267 – 272. DOI:10.1183/09031936.04.00061503.
8. Sahlin C, Sandberg O, Gustafson Y, Bucht G, Carlberg B, Stenlund H, Franklin KA. Obstructive sleep apnea is a risk factor for death in patients with stroke: a 10-year follow up // JAMA Internal Medicine. 2008. Vol. 168 (3). P. 297 – 301. DOI:10.1001/archinternmed.2007.70.

Literature

1. Vein A.M., Eligulashvili T.S., Poluektov M.G. Sleep apnea syndrome and other sleep-related breathing disorders: clinical presentation, diagnosis, treatment. - M .: Eidos Media, 2002, 310 p.

2. Tsara V, Amfilochiou A, Papagrigorakis MJ, Georgopoulos D, Liolios E. Guidelines for diagnosis and treatment of sleep-related breathing disorders in adults and children. Definition and classification of sleep related breathing disorders in adults: different types and indications for sleep studies (Part 1) // HIPPOKRATIA. - 2009. - Vol.13 (3). - P. 187 - 191.
3. Garvey J. F., Pengo M.F., Drakatos P., Kent B.D. Epidemiological aspects of obstructive sleep apnea // Journal of Thoracic Disease. 2015. Vol. 7 (5). P.920 - 929. DOI: 10.3978 / j.issn.2072-1439.2015.04.52.
4. Shahar E, Whitney CW, Redline S, Lee ET, Newman AB, Nieto FJ, O'Connor GT, Boland LL, Schwartz JE, Samet JM. Sleep-disordered breathing and cardiovascular disease: cross-sectional results of the Sleep Heart Health Study // American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine. 2001. Vol. 163. P. 19 - 25. DOI: 10.1164 / ajrccm.163.1.2001008.
5. Yaggi HK, Concato J, Kernan WN, Lichtman JH, Brass LM, Mohsenin V. Obstructive sleep apnea as a risk factor for stroke and death // The New England Journal of Medicine. 2005. Vol.353. P.2034 - 2041. DOI: 10.1056 / NEJMoa043104.
6. Bassetti C, Aldrich MS. Sleep apnea in acute cerebrovascular diseases: final report on 128 patients // Sleep. 1999. Vol. 22. P.217 - 223. DOI: 10.1093 / sleep / 22.2.217.
7. Parra O, Arboix A, Montserrat JM, Quintó L, Bechich S, García-Eroles L. Sleeprelated breathing disorders: impact on mortality of cerebrovascular disease // European Respiratory Journal. 2004. Vol. 24. P. 267 - 272. DOI: 10.1183 / 09031936.04.00061503.
8. Sahlin C, Sandberg O, Gustafson Y, Bucht G, Carlberg B, Stenlund H, Franklin KA. Obstructive sleep apnea is a risk factor for death in patients with stroke: a 10-year follow up // JAMA Internal Medicine. 2008. Vol. 168 (3). P. 297 - 301. DOI: 10.1001 / archinternmed.2007.70.