

ортопеду вовремя скорректировать возможные ошибки при установке ножки и тем самым предотвратить интра- и послеоперационные осложнения.

Разработанный хирургический измерительный инструмент создан из недорогих, доступных материалов и может быть использован в любой операционной при выполнении ортопедических операций.

Список литературы:

1. Turley G.A., Shahbaz M.Y., Williams M.A., Griffin D.R. Validation of the femoral anteversion measurement method used in imageless navigation // Computer Aided Surgery. 2012. Vol. 17. № 4. PP. 187-197.
2. Тихилов Р.М., Шаповалов В.М. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава. – СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2008. С. 200-203.
3. Миронов С.П., Котельников Г.П. Ортопедия / Национальное руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. С. 232-234.
4. Canale T., Beaty J.H. Campbell's operative orthopaedics / 11th ed. – Philadelphia: Elsevier, 2007. PP. 345-347.
5. Fujihara Y., Fukunishi S., Tomokazu F. et al. Use of the G-guide for measuring stem antetorsion during total hip arthroplasty // Orthopedics. 2016. Vol. 2. № 39. PP. 271-275.

6. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика / Руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. С. 435-442.
7. Николenco В.К., Бураченко Б.П., Давыдов Д.В., Николenco М.В. Эндопротезирование при ранениях, повреждениях и заболеваниях тазобедренного сустава / Руководство для врачей. – М.: Издательство «Медицина», 2009. С. 134-135.
8. Варфоломеев Д.И. Устройство для установки бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава / Патент 2706974 РФ, МПК А61А 2/46, А61В 17/56 – № 2019125484; заявл. 12.08.19; опубл. 21.11.19. Бюл. № 33.

Денис Игоревич Варфоломеев,
слушатель,

Валерий Григорьевич Самодай,
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра травматологии и ортопедии,
ФГБОУ ВО «Воронежский государственный
медицинский университет
им. Н.Н. Бурденко» Минздрава России,
г. Воронеж,
e-mail d.i.burdenko@yandex.ru

А.А. Хадарцев, В.В. Еськов, В.Ф. Пятин, М.А. Филатов

Треморография в оценке двигательных функций

Аннотация

Были построены 15 матриц парных сравнений выборок треморограмм, полученных на предложенном треморографе, в которых выявлено очень небольшое число k пар, имеющих критерий Вилкоксона $p \geq 0,05$, что показало отсутствие статистической устойчивости выборок.

Введение

Измерения параметров двигательных функций человека наталкиваются на серьезные трудности, связанные с реализацией гипотезы Н.А. Бернштейна о «повторении без повторений», в которой обосновывается наличие не менее пяти систем регуляции движений (A, B, C, D, E). В этой гипотезе предполагалось, что все пять систем регуляции работают независимо и хаотически подключаются к организации движений [1]. В связи с этим возникают проблемы точности и валидности измерений в биомеханике [2]–[6].

За последние 20 лет была доказана реальность эффекта Еськова-Зинченко (ЭЭЗ), при котором наблюдается хаотическое и непрерывное изменение параметров треморограмм (ТМГ) и теппинграмм (ТПГ) у одного и того же испытуемого, находящегося в одном (неизменном) физиологическом состоянии [2]–[4], [7]–[12]. Оказалось, что доля стохастики не превышает 5...7 % от общего числа пар сравнения выборок ТМГ [2], [8], [9], [12], [13]. Поскольку неустойчивость ТМГ начинается с хаоса в работе нейросетей мозга, возникает следующий вопрос: что может являться инвариантом в организации движений, если все статистические параметры – мода, медиана, среднее арифметическое $\langle x \rangle$, дисперсия Dx , спектральные плотности сигнала (СПС) и т. д. – непрерывно и хаотически изменяются [14]–[17]?

Для ответа на этот вопрос многократно повторялась регистрация ТМГ запатентованным треморографом [13] у одного и того же испытуемого, после чего сравнивали числа k пар выборок ТМГ, которые регистрируются в каждой матрице

парных сравнений выборок. В итоге было построено 15 матриц для ТМГ и рассчитаны матрицы для группы из 15 человек.

Объект и методы

Регистрация ТМГ производилась по 15 раз для каждого испытуемого из группы в 15 человек. Положение пальца руки в виде его координаты $x_i(t)$ регистрировалось запатентованным треморографом (рис. 1) [13]. Он содержит токовихревой датчик [точность измерения координаты пальца по вертикали $x_i(t)$ не менее 0,1 мм ($\Delta x_1 \leq 0,1$ мм)]. Датчик 1 включался в колебательный контур, и его рассогласование (вблизи резонанса колебательного контура датчика) регистрировалось как x_1 в виде аналогового сигнала. Сам токовихревой датчик вместе с металлической пластиной 2, которая измеряла индуктивность колебательного контура в зависимости от положения пластины по отношению к датчику, резко изменял величину амплитуды колебаний. Далее этот сигнал усиливался и подавался на аналогово-цифровой преобразователь. Частота колебаний в колебательном контуре составляла 1 МГц, частота квантования выходного сигнала $x(t)$ – 100 Гц (в АЦП). Далее дискретный сигнал (содержал 500 точек, так как время регистрации ТМГ $T = 5$ с) регистрировался в виде файла (выборки ТМГ) в ЭВМ.

Диапазон измерения тремора составлял более 5 мм в соответствии с максимальной амплитудой колебания металлической пластины (крепление на пальце, рис. 1), поэтому погрешность измерения биоизмерительного комплекса была менее 5 %.

В итоге для каждого испытуемого было получено по 15 выборок для каждой серии ТМГ. Эти выборки ТМГ сравнивались в матрице парных сравнений так, что в матрице 15×15 было всего 105 независимых пар сравнения ТМГ. Для каждой такой матрицы находились числа k пар, у которых критерий Вилкоксона $p \geq 0,05$. Для такой пары (при $p \geq 0,05$) существует общая генеральная совокупность, т. е. эти две выборки статистически совпадали.

Одновременно рассчитывались матрицы парных сравнений ТМГ для 15 разных испытуемых. В таких матрицах также находились числа k_2 , для которых критерий Ньюмана-Кейлса $p \geq 0,05$. В этом случае эти две выборки имели одну (общую) генеральную совокупность. Анализ значений k_1 и k_2 , полученный при помощи треморографа, обеспечивает возможность нахождения новых инвариантов в оценке тремора испытуемых для разных физиологических состояний. Важно, что многоканальный треморограф обеспечивает одновременную регистрацию тремора на всех 5 пальцах одной руки [13].

Результаты

Проверка гипотезы Бернштейна привела к доказательству эффекта Еськова-Зинченко (ЭЕЗ) [3], [4], [10], [11], [16], [18],

проявляющегося статистической неустойчивостью выборок ТМГ, которые получают у одного испытуемого [2]-[6], [8]-[13], [16]-[20]. Для примера представлена табл. 1, где записаны критерии Вилкоксона p_{ij} (i – номер строки, j – номер столбца) для всех 105 независимых (разных) пар сравнения ТМГ у одного испытуемого. Все выборки получены при помощи треморографа (рис. 1).

Использованы результаты повторных испытаний (регистрации ТМГ за 5 с у одного и того же испытуемого). Поскольку в табл. 1 число пар (у которых $p_{ij} \geq 0,05$) $k_1 = 3$ очень мало, это доказывает, что все остальные 102 пары статистически не совпадают. Для них критерий $p \leq 0,00$, т. е. нет статистического совпадения. Это доказывает реальность хаоса, так как доля стохастики составляет менее 5 % от всех 105 пар ТМГ. В итоге мы приходим к отрицанию дальнейшего применения статистики в описании произвольных движений (тремора и других систем, которые участвуют в регуляции двигательных функций) [2]-[6], [9], [10], [12], [16], [17], [20].

Подобный результат был получен при помощи треморографа (рис. 1) и для остальных 14 испытуемых. В целом доля стохастики не превышала 5 % во всех наших исследованиях ($k_1 \leq 5$ % от 105 пар сравнений). Это доказывает существование ЭЕЗ для каждого испытуемого. Характерно, что анало-

Таблица 1

Матрица парного сравнения выборок треморограмм испытуемого (число повторов $N = 15$) с использованием критерия Вилкоксона (уровень значимости $p < 0,05$, число совпадений $k_1 = 3$)

–	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,87	0,00	0,00	0,00	0,00
2	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
3	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
4	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
5	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00	0,00
6	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
8	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01
9	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
10	0,00	0,15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
11	0,87	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,05	0,00
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,05	–	0,00
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–

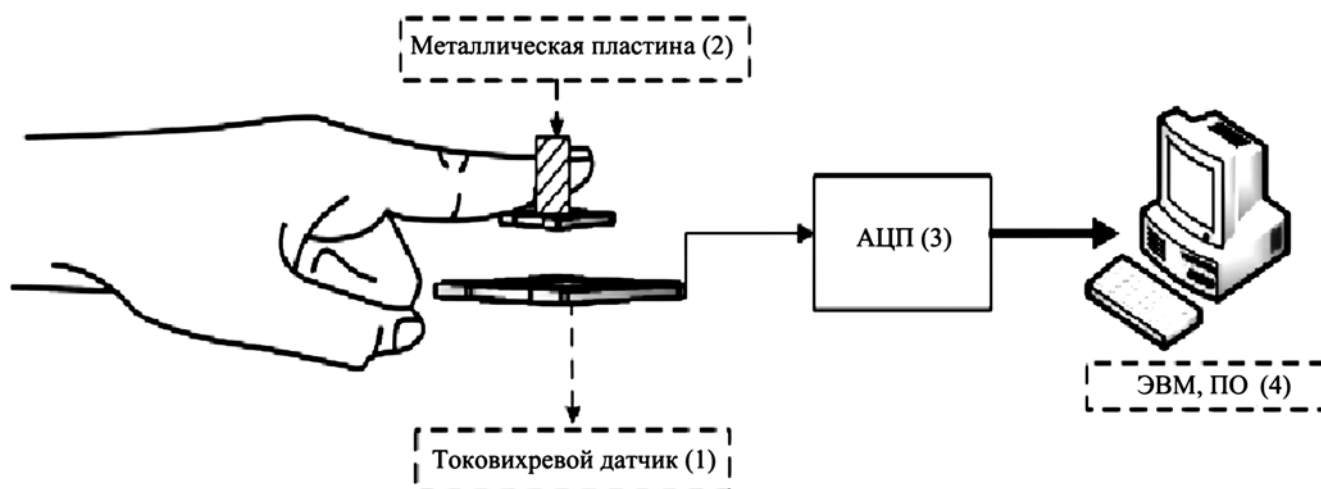


Рис. 1. Схема биоизмерительного комплекса регистрации тремора

гичный результат мы получаем, если построить матрицу парных сравнений выборок для 15 разных испытуемых. В табл. 2 приведена такая матрица, где число $k_2 = 7$ определялось по критерию Ньюмана-Кейлса.

Высокая точность измерений ТМГ доказывает отсутствие статистической устойчивости параметров движений. В этом случае обработка данных с треморографа требует новых методов и моделей.

Очевидно, что подобные таблицы с k_2 показывают, что группа состоит из неоднородных элементов. Выборки ТМГ для разных испытуемых статистически не совпадают. Крайне низкая доля статистических совпадений (всегда $k_2 < 10\%$) доказывает отсутствие однородности группы, что приводит ко второй проблеме в оценке произвольных движений при использовании высокоточных треморографов. Как тогда подбирать однородную группу в биомеханике и физиологии нервно-мышечной системы?

В целом использование высокоточных измерений (погрешность измерения $\Delta x \leq 0,1$ мм, что составляет менее 5 % от общей амплитуды колебаний пальца при треморе) обеспечило с высокой точностью идентификацию доли стохастичности в оценке ТМГ. Во всех случаях (и с одним испытуемым в режиме повторений, и с группой испытуемых) мы наблюдаем потерю статистической устойчивости выборок треморограмм. Одновременно матрицы вида табл. 1 и 2 доказывают, что выборки теряют однородность. Возникает трудность формирования однородной группы испытуемых, когда каждый испытуемый генерирует особую (уникальную) выборку ТМГ. При этом доля стохастичности – менее 10 % (табл. 1 и 2).

Очевидно, что полученные результаты доказывают ограниченность применения статистики (и всей стохастичности в целом) в биомеханике. Одновременно эти результаты требуют разработки и создания новых инвариантов в оценке произвольных движений при работе с треморографами. Одно из направлений развития таких исследований – это построение матриц парных сравнений выборок. Таблицы (вида табл. 1 и 2) дают нам характеристики в оценке тремора по параметрам k_1 и k_2 . Именно эти числа пар статистических совпадений позволяют нам определить физиологическое состояние испытуемого.

Показано, что разные испытуемые имеют различные значения k_1 в спокойном состоянии [2], [3], [9], [12]. Более того, физическая нагрузка, охлаждение конечности, переход в другое физическое состояние существенно изменяют величину k_1 .

Это касается и группы испытуемых, когда общее охлаждение, например, существенно изменяет величину k_2 . В целом значения k_1 и k_2 в матрицах парных сравнений выборок могут быть оценками (параметрами) физиологического состояния испытуемых. Более того, есть различия в k_1 и k_2 для спортсменов и для лиц, которые не занимаются спортом.

Однако метод расчета k_1 и k_2 обладает определенной громоздкостью. Для одного испытуемого мы должны многократно повторять одни и те же измерения при помощи треморографа. В целом этот метод затратный по времени, и возникает необходимость в разработке более эффективных и менее затратных (по времени) инвариантов для оценки двигательных функций человека при помощи треморографа. Предлагается внедрение метода, аналогичного принципу неопределенности Гейзенберга (из квантовой механики) в оценке ТМГ [2], [4], [7]–[11], [19]. Этот метод основан на расчете параметров псевдоаттракторов в m -мерных фазовых пространствах состояний [4]–[6], [10], [11], [17], [19], [20].

Заключение

Использование высокоточных токовых датчиков в биомеханике (рис. 1) позволило доказать гипотезу Н.А. Бернштейна о «повторении без повторений». При этом многократно повторялись измерения ТМГ у одного и того же испытуемого и строились матрицы парных сравнений выборок ТМГ. Оказалось, что доля статистических совпадений пар выборок в таких матрицах составляет не более 5...6 % от общего числа пар сравнения 105. Это означает, что статистика недостоверна в оценке тремора и необходимо разрабатывать новые инварианты [кроме параметров статистических функций распределения $f(x)$, спектральных плотностей сигнала (СПС), автокорреляций $A(t)$ и т. д.]. Высокоточная техника [13] дает в итоге неверные результаты, так как любая полученная выборка является уникальной (статистически неповторимой).

Сейчас мы предлагаем рассчитывать матрицы парных сравнений выборок ТМГ при работе треморографа и находить в них числа k_1 и k_2 (число статистически совпадающих пар), что улучшает результативность работы биоизмерительного комплекса. Однако этот метод затратен по времени, хотя низкие значения k_2 убедительно показывают отсутствие однородности в выборках ТМГ для разных испытуемых. Возникает необходимость создания новых методов оценки однородности групп испытуемых, получаемых в высокоточных измерениях при помощи треморографа. Одно из направлений в этих раз-

Таблица 2

Матрица парного сравнения выборок треморограмм группы испытуемых (число повторов $N = 15$) с использованием критерия Ньюмана-Кейлса (уровень значимости $p < 0,05$, число совпадений $k_2 = 7$)

–	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	–	0,42	0,72	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2	0,42	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
3	0,72	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
4	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
5	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,65	0,00
6	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,28	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,08	0,00	0,00	0,02
8	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,26	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
9	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,26	–	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
10	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,28	0,00	0,00	0,00	–	0,02	0,00	0,00	0,00	0,00
11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,02	–	0,00	0,00	0,00	0,00
12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,08	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,00	0,00	0,01
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	–	0,89	0,00
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,65	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,89	–	0,00
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,02	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	–

работках – это расчет параметров псевдоаттракторов, что и осуществляется в новой теории хаоса и самоорганизации систем.

Список литературы:

1. *Bernshtein N.A.* The coordination and regulation of movements. – Oxford, New York: Pergamon Press, 1967.
2. *Eskov V.M., Bazhenova A.E., Vochmina U.V., Filatov M.A., Ilyashenko L.K.* N.A. Bernstein hypothesis in the description of chaotic dynamics of involuntary movements of person // *Russian Journal of Biomechanics*. 2017. Vol. 21 (1). PP. 14-23.
3. *Filatova O.E., Bazhenova A.E., Grigorieva S.V., Ilyashenko L.K.* Estimation of the parameters for tremograms according to the Eskov-Zinchenko effect // *Biophysics*. 2018. Vol. 63 (2). PP. 262-267.
4. *Filatova O.E., Gudkov A.B., Eskov V.V., Chempalova L.S.* The concept of uniformity of a group in human ecology // *Human ecology*. 2020. Vol. 2. PP. 40-44.
5. *Zilov V.G., Khadartsev A.A., Ilyashenko L.K., Eskov V.V., Minenko I.A.* Experimental analysis of the chaotic dynamics of muscle biopotentials under various static loads // *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*. 2018. Vol. 165 (4). PP. 415-418.
6. *Zilov V.G., Khadartsev A.A., Eskov V.M., Ilyashenko L.K.* New effect in physiology of human nervous muscle system // *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*. 2019. Vol. 167 (4). PP. 419-423.
7. *Eskov V.M., Khadartsev A.A., Eskov V.V., Vokhmina J.V.* Chaotic dynamics of cardio intervals in three age groups of indigenous and nonindigenous populations of Ugra // *Advances in gerontology*. 2016. Vol. 6 (3). PP. 191-197.
8. *Eskov V.M., Eskov V.V., Vochmina Y.V., Gorbunov D.V., Ilyashenko L.K.* Shannon entropy in the research on stationary regimes and the evolution of complexity // *Moscow University Physics Bulletin*. 2017. Vol. 72. № 3. PP. 309-317.
9. *Eskov V.M., Filatova O.E., Eskov V.V., Gavrilenko T.V.* The evolution of the idea of homeostasis: Determinism, stochastics, and chaos-self-organization // *Biophysics*. 2017. Vol. 62 (5). PP. 809-820.
10. *Filatova D.Yu., Bashkatova Yu.V., Melnikova E.G., Shakirova L.S.* Homogeneity of the parameters of the cardiointervals in school children after north-south travel // *Human Ecology*. 2020. Vol. 1. PP. 6-10.
11. *Leonov B.I., Grigorenko V.V., Eskov V.M., Khadartsev A.A., Ilyashenko L.K.* Automation of the diagnosis of age-related changes in parameters of the cardiovascular system // *Biomedical Engineering*. 2018. Vol. 52 (3). PP. 210-214.
12. *Vokhmina Y.V., Eskov V.M., Gavrilenko T.V., Filatova O.E.* Measuring order parameters based on neural network technologies // *Measurement Techniques*. 2015. Vol. 58 (4). PP. 462-466.
13. *Еськов В.М.* Многоканальное устройство для регистрации треморограмм / Свидетельство на полезную модель № 18625. Москва, 2001.
14. *Eskov V.M.* Cyclic respiratory neuron network with subcycles // *Neural Network World*. 1994. Vol. 4. № 4. PP. 403-416.
15. *Eskov V.M.* Models of hierarchical respiratory neuron networks // *Neurocomputing*. 1996. Vol. 11. № 2-4. PP. 203-226.
16. *Filatova O.E., Eskov V.M., Popov Y.M.* Computer identification of the optimum stimulus parameters in neurophysiology / *International RNSN/IEEE Symposium on Neuroinformatics and Neurocomputers*. 1995. PP. 166-172.
17. *Zilov V.G., Khadartsev A.A., Eskov V.V., Ilyashenko L.K., Kitanina K.Yu.* Examination of statistical instability of electroencephalograms // *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*. 2019. Vol. 168 (7). PP. 5-9.
18. *Eskov V.V., Filatova O.E., Bashkatova Y.V., Filatova D.Y., Ilyashenko L.K.* Age-related changes in heart rate variability among residents of the Russian North // *Human Ecology*. 2019. Vol. 2. PP. 21-26.
19. *Shakirova L.S., Filatova D.Y., Ilyashenko L.K., Bashkatova Y.V.* Integrally-temporal and spectral parameters of cardiovascular system of pre-adolescent population of Khanty-Mansi autonomous Okrug – Ugra under the conditions of latitudinal displacements // *Human Ecology*. 2018. Vol. 11. PP. 32-36.
20. *Zilov V.G., Khadartsev A.A., Eskov V.V., Eskov V.M.* Experimental study of statistical stability of cardiointerval samples // *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*. 2017. Vol. 164 (2). PP. 115-117.

Александр Агубечирович Хадарцев,
д-р мед. наук, профессор,
директор медицинского института,
ФГБОУ ВО «Тулский
государственный университет»,
г. Тула,
Валерий Валериевич Еськов,
канд. мед. наук, доцент,
кафедра экологии и биофизики,
БУ ВО «Сургутский
государственный университет»,
г. Сургут,
Василий Федорович Пятин,
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра физиологии с курсом безопасности
жизнедеятельности и медицины катастроф,
ФГБОУ ВО «Самарский государственный
медицинский университет» Минздрава России,
г. Самара,
Михаил Александрович Филатов,
д-р биол. наук, профессор,
кафедра экологии и биофизики,
БУ ВО «Сургутский
государственный университет»,
г. Сургут,
e-mail: ahadar@yandex.ru

* * * * *