

14.3;11.4

Изменение степени посредничества отведений электроэнцефалографии при когнитивной нагрузке

© К.С. Сергеев¹, М.О. Журавлёв^{1,2}, Д.С. Морев³, А.Е. Руннова^{1–3}¹ Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия² Национальный медицинский исследовательский центр терапии и профилактической медицины Минздрава России, Москва, Россия³ Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Саратов, Россия

E-mail: ksergeev@mail.ru

Поступило в Редакцию 12 апреля 2024 г.

В окончательной редакции 20 июня 2024 г.

Принято к публикации 24 июня 2024 г.

Рассматривается методика расчета степени центральности отведений электроэнцефалограммы на основе вейвлет-бикогерентности. Установлено, что при когнитивной нагрузке в некоторых частотных диапазонах происходят значительные изменения степени центральности, не зависящие от вида нагрузки.

Ключевые слова: электроэнцефалограмма, вейвлет-преобразование, синхронизация, когнитивный тест.

DOI: 10.61011/PJTF.2024.20.58930.19951

Исследования возможностей контроля и детектирования процессов, происходящих в головном мозге при когнитивной нагрузке, крайне важны как для понимания фундаментальных аспектов его функционирования [1–3], так и для разработки интерфейсов „мозг–компьютер“ [4,5]. На данный момент одним из наиболее доступных инструментов для изучения особенностей активности головного мозга человека являются многоканальные записи электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Сигналы ЭЭГ демонстрируют весьма сложное и хаотическое поведение, и, как правило, для их анализа используются различные методы, пришедшие из радиофизики и нелинейной динамики [3,6–8], а также методы искусственного интеллекта [9]. Методы радиофизики и нелинейной динамики не сдают свои позиции, несмотря на существенное развитие технологий машинного обучения и глубокого искусственного интеллекта, что обусловлено в первую очередь тем, что они способны объяснять механизмы развития наблюдаемых закономерностей и их нарушений у пациентов.

Одним из активно используемых сегодня классов методов является сетевой анализ, который позволяет оценивать возникающие структуры в активности коры головного мозга, отраженной на ЭЭГ. В частности, среди данных методов можно выделить метод оценки степени центральности (степени посредничества, *betweenness centrality*) каналов ЭЭГ в сетевой структуре головного мозга, моделируемой на основе расчета вейвлет-бикогерентности [3] для определения уровней взаимодействия между различными каналами. Использование данного подхода к обработке записей ЭЭГ позволяет довольно точно выделить различия в особенностях сетевой структуры мозга во время решения когнитивных задач и во время отдыха [3]. Тем не менее остается открытым вопрос о том, будут ли проявляться подобные различия

в сетевой структуре мозга при различных типах когнитивной нагрузки. Именно на решение данной задачи и направлена настоящая работа. Полученные результаты могут быть интересны как с фундаментальной точки зрения для понимания процессов функционирования головного мозга во время решения задач различных типов, так и с практической точки зрения для оценки устойчивости технологий, применяемых в нейроинтерфейсных устройствах „мозг–компьютер“.

В рамках данного исследования были использованы записи ЭЭГ, регистрируемые у участников клинического исследования во время прохождения различных когнитивных тестов. Возраст добровольцев варьировался в пределах от 19 до 25 лет, критериями исключения являлись ожирение (индекс массы тела > 28), хронические боли на протяжении более шести месяцев, серьезные неврологические нарушения в анамнезе, психиатрические диагнозы, а также тревожные и депрессивные расстройства (величина HADS (*hospital anxiety and depression scale*) [10] > 2).

Все добровольцы проходили однотипное нейропсихологическое тестирование, длительность которого была разделена на шесть фаз (рис 1, *a*). Первая фаза — стадия отдыха до и после активной части эксперимента; вторая, третья и четвертая фазы — стадии, соответствующие медленному, среднему и быстрому времени нахождения чисел в матрицах Шульце [11]; пятая фаза — прохождение теста на запоминание и повторение расположения точек в матрице [12]; шестая фаза — чтение испытуемым инструкций к тестам. Все тесты проводились на сенсорном мониторе с помощью специального программного обеспечения, ранее созданного авторами. Автоматически формировался протокол прохождения тестирований, синхронный с записями биомедицинского мониторинга участников исследований. Мно-

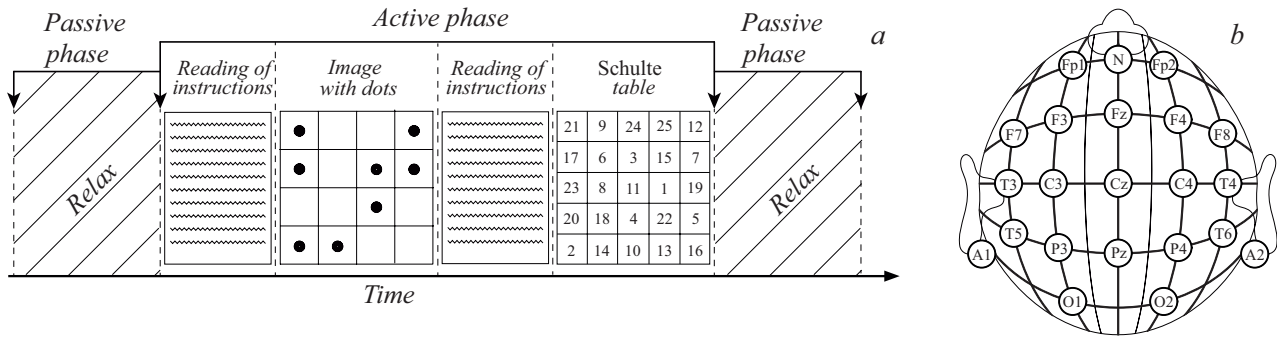


Рис. 1. *a* — порядок прохождения когнитивных тестов нейропсихологического эксперимента согласно временной шкале; *b* — схема расположения электродов ЭЭГ.

гоканальные поверхностные ЭЭГ-сигналы записывались с помощью электроэнцефалографа „Энцефалан-ЭЭГР-19/26“ („Медиком МТД“, Россия) с частотой дискретизации 250 Hz на основе стандартного монополярного метода регистрации с двумя референсными точками и 19 активными электродами [13]; схема ЭЭГ-монтажа продемонстрирована на рис. 1, *b*. Все сигналы электроэнцефалографии перед началом их цифровой обработки проходили стадии предобработки, а именно фильтрацию на основе метода Грамма–Шмидта для удаления глазодвигательных артефактов с дополнительным применением электроокулографии [14], а также фильтрацию на базе разложения на основные эмпирические моды для удаления искусственных шумов и мышечных артефактов [15].

Для анализа полученных данных ЭЭГ использовалась концепция, описанная в работе [3]. На первом этапе анализа записей для каждого канала ЭЭГ $x_i(t)$, $i = 1, 2, \dots, N$, методом непрерывного вейвлет-преобразования [14] рассчитывались комплексные коэффициенты

$$a_i(f, t) + jb_i(f, t) = W_i(f, t) = \sqrt{f} \int_{t-4/f}^{t+4/f} x_i(t) (\sqrt{f} \pi^{1/4} e^{j\omega_0 f(t-t_0)} e^{f(t-t_0)^2/2})^* dt, \quad (1)$$

где j — мнимая единица; на основе коэффициентов (1) рассчитывались значения действительной и мнимой частей вейвлет-бикогерентности $\sigma_{i,j}(f, t)$ [16] по формулам

$$\begin{aligned} \operatorname{Re}[\sigma_{i,j}(f, t)] &= \frac{a_i(f, t)a_j(f, t) + b_i(f, t)b_j(f, t)}{\sqrt{a_i^2(f, t) + b_i^2(f, t)} \sqrt{a_j^2(f, t) + b_j^2(f, t)}}, \\ \operatorname{Im}[\sigma_{i,j}(f, t)] &= \frac{b_i(f, t)a_j(f, t) - a_i(f, t)b_j(f, t)}{\sqrt{a_i^2(f, t) + b_i^2(f, t)} \sqrt{a_j^2(f, t) + b_j^2(f, t)}}. \end{aligned} \quad (2)$$

Модуль степени когерентности между двумя отведениями ЭЭГ на каждой фазе эксперимента k усреднялся

по различным анализируемым частотным диапазонам и по интервалам времени T_k , соответствующим фазам когнитивной нагрузки и фазам отдыха:

$$\begin{aligned} \sigma_{i,j,k}(\Delta f) &= \frac{1}{T_k} \\ &\times \int_{\Delta f} \sqrt{\left(\int_{T_k} \operatorname{Re}[\sigma_{i,j}(f, t)] df \right)^2 + \left(\frac{1}{T_k} \int_{T_k} \operatorname{Im}[\sigma_{i,j}(f, t)] dt \right)^2} df. \end{aligned} \quad (3)$$

Для анализа сигналов ЭЭГ в рамках настоящей работы было выбрано семь частотных диапазонов: $\Delta f_1 \in [0.5; 1.5]$ Hz, $\Delta f_2 \in [1.0; 4.0]$ Hz, $\Delta f_3 \in [4.0; 8.0]$ Hz, $\Delta f_4 \in [8.0; 12.0]$ Hz, $\Delta f_5 \in [12.0; 20.0]$ Hz, $\Delta f_6 \in [15.0; 25.0]$ Hz и $\Delta f_7 \in [20.0; 30.0]$ Hz. В результате для каждой фазы эксперимента и для каждого диапазона частот были получены матрицы размера $N \times N$, отражающие информацию о степени фазовой когерентности между всеми $N = 19$ отведениями ЭЭГ. Величина $\sigma_{i,j,k}(\Delta f)$ принимает значения от „0“ до „1“, причем „0“ соответствует отсутствию фазовой когерентности, а „1“ соответствует полной фазовой когерентности, причем $\sigma_{i,i,k}(\Delta f) = 1 \forall k, \forall \Delta f$.

Далее с целью оценки структуры связей в отведениях ЭЭГ полученные матрицы с фазовой когерентностью для каждого из частотных диапазонов были проанализированы с использованием меры оценки степени центральности связей [3,17]. Данная мера на основе вычисления кратчайших путей между узлами в сети позволяет оценить степень центральности для каждого из них как величину, пропорциональную числу кратчайших путей, проходящих через этот узел. Для расчета степени центральности узла следует перейти к рассмотрению взвешенного графа, N узлов которого соответствуют отведениям ЭЭГ, а веса ребер $w_{i,j}$, соединяющих i -е и j -е узлы, должны быть тем меньше, чем выше фазовая когерентность между этими ребрами: $w_{i,j,k,\Delta f} = 1 - \sigma_{i,j,k}(\Delta f)$. Тогда степень центральности для каждого i -го отведения ЭЭГ может быть рассчитана

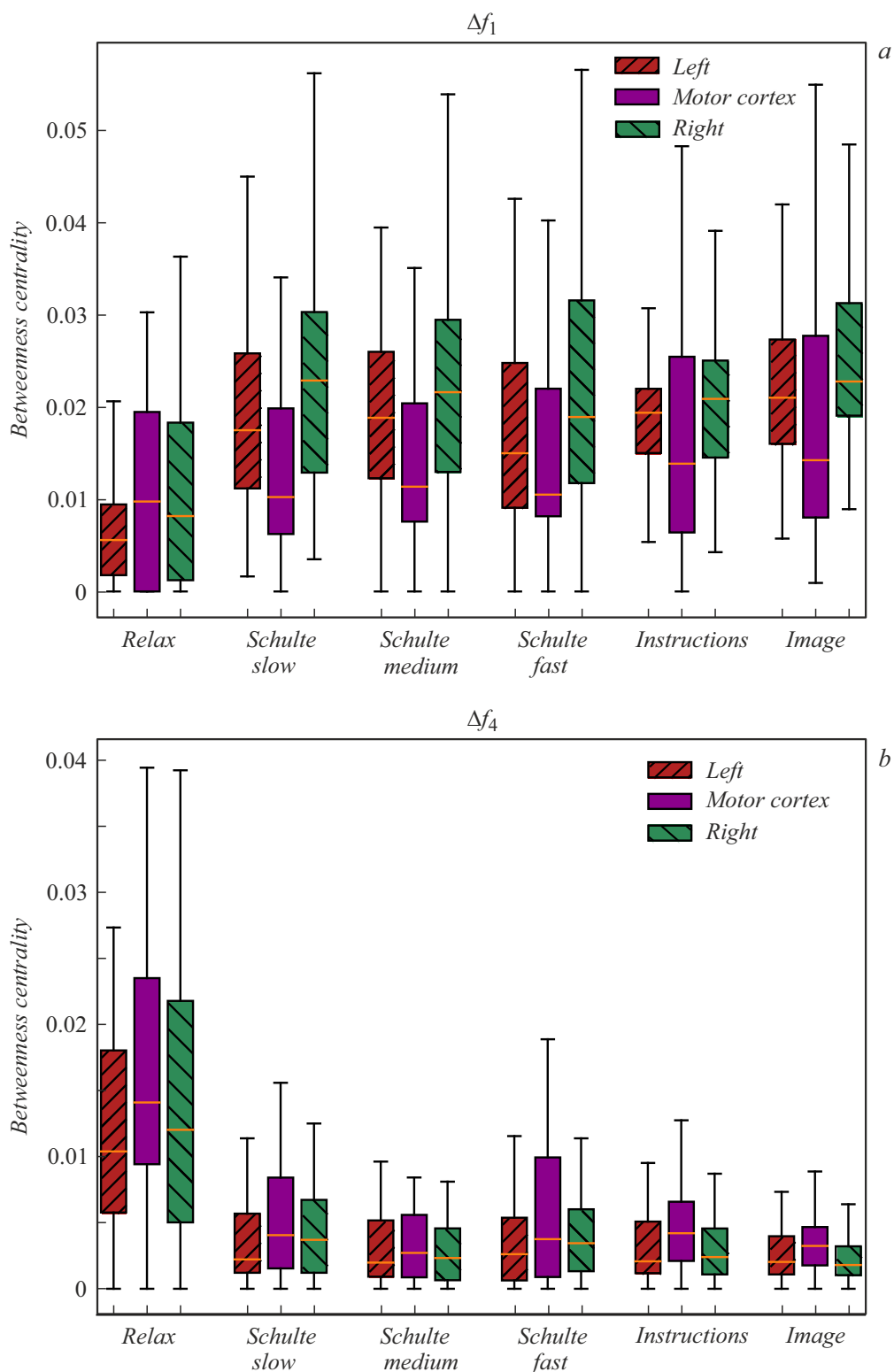


Рис. 2. Диаграммы размаха значений степени центральности $g_{i,k}$ для всех испытуемых по всем фазам эксперимента в частотных диапазонах $\Delta f_1 \in [0.5; 1.5]$ Hz (a), $\Delta f_4 \in [8.0; 12.0]$ Hz (b) и $\Delta f_5 \in [12.0; 20.0]$ Hz (c). Показаны медиана (оранжевая линия), нижний и верхний квартили, доверительный интервал. По горизонтальной оси отмечены фазы эксперимента. Зеленый цвет соответствует отведениям ЭЭГ правого полушария, красный — отведениям левого полушария, фиолетовый — отведениям области моторной коры. Цветной вариант рисунка представлен в электронной версии статьи.

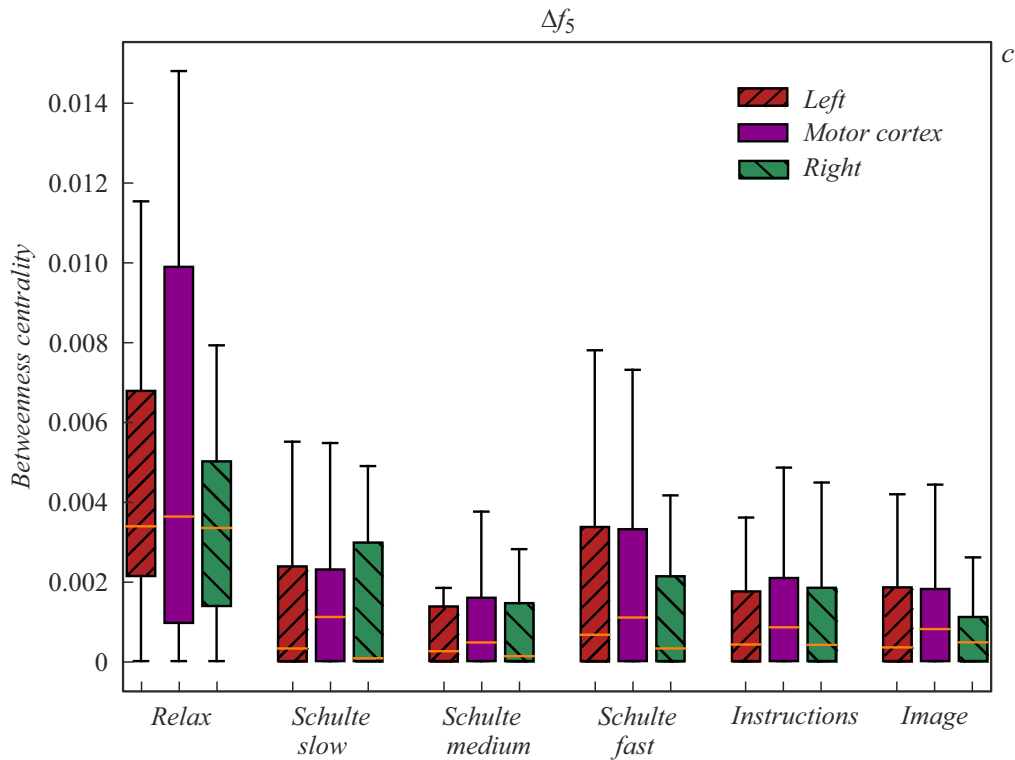


Рис. 2 (продолжение).

по формуле

$$\tilde{g}_{i,k,\Delta f} = \sum_{i \neq j \neq l} \Lambda_{j,l}^i / \Lambda_{j,l}, \quad (4)$$

где $\Lambda_{j,l}^i$ — число кратчайших путей между узлами j и l , проходящих через i -й узел, а $\Lambda_{j,l}$ — общее число кратчайших путей между узлами j и l ; k указывает на фазу эксперимента, Δf — на диапазон частот. Для каждой фазы и каждого диапазона получаем $N = 19$ значений \tilde{g}_i , которые подвергаются нормировке:

$$g_{i,k,\Delta f} = \frac{\tilde{g}_{i,k,\Delta f}}{\sum_{\forall \Delta f} \sum_{i=1}^N \tilde{g}_{i,k,\Delta f}}. \quad (5)$$

Для всех участников исследования были выполнены расчеты степени центральности $g_{i,k,\Delta f}$ во всех шести фазах эксперимента в указанных выше частотных диапазонах. Для дальнейшего анализа величины $g_{i,k,\Delta f}$ группировались по фазам эксперимента и по областям расположения электродов ЭЭГ (отведение правого и левого полушарий, области моторной зоны) и визуализировались посредством стандартных диаграмм размаха [18] (рис. 2, *a–c*).

В диапазонах Δf_2 , Δf_3 , Δf_6 и Δf_7 нет значительных различий в степени центральности при разных фазах эксперимента. В диапазоне Δf_1 (δ -ритм, рис. 2, *a*) в фазах с когнитивной нагрузкой степень центральности увеличивается в сравнении с фазами отдыха. Наиболее

заметно это изменение при рассмотрении сигналов правого и левого полушарий. При рассмотрении отведений только с области моторной коры в δ -диапазоне нет заметных изменений степени центральности.

В диапазонах Δf_4 (рис. 2, *b*) и Δf_5 (рис. 2, *c*), отвечающих α - и β -ритмам соответственно, степень центральности в фазах когнитивной нагрузки заметно меньше, чем в фазе отдыха. Наиболее ярко различие степени центральности проявляется в α -диапазоне (рис. 2, *b*) как в области моторной коры, так и в остальных отведениях.

Отметим, что вид когнитивной нагрузки и скорость решения задачи не оказывают влияния на степень центральности: во всех рассмотренных диапазонах у фаз с когнитивной нагрузкой перекрываются области значений первого и третьего квартиля. При этом с фазой отдыха пересекаются только доверительные интервалы. Достоверность различий степени центральности в стадиях отдыха (пассивная фаза) и когнитивной нагрузки (активная фаза) была высокой: $p < 0.05$ в диапазонах частот Δf_4 , Δf_5 и $p < 0.01$ в диапазоне частот Δf_1 в соответствии с критерием Манна–Уитни [19]. Однако в связи с проведением множественных сравнений (три зоны активности головного мозга) необходим учет поправки Бонферрони [20], что сокращает достоверность различий лишь до диапазона частот Δf_1 .

Таким образом, изложенный подход позволяет построить классификатор, отличающий состояние отдыха от состояния решения какой-либо когнитивной задачи на основе оценки степени центральности. Такой классифи-

катор может быть использован, например, при разработке нейроинтерфейсов „мозг—компьютер“ в качестве тест-системы, определяющей, решает ли человек в данный момент некую задачу или отдыхает и игнорирует поставленную задачу. В то же время различить нагрузку разных когнитивных функций человека не представляется возможным.

Финансирование работы

Исследование поддержано Российским научным фондом (проект № 22-72-10061).

Соблюдение этических стандартов

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическим стандартам институционального и национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики. От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] S. Schapkin, J. Raggatz, M. Hillmert, I. Böckelmann, *Acta Neurobiol. Exp.*, **80** (1), 76 (2020). DOI: 10.21307/ane-2020-008
- [2] P. Zarjam, J. Epps, F. Chen, in *2011 Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE, 2011)*, p. 3841–3844. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090954
- [3] V.V. Makarov, M.O. Zhuravlev, A.E. Runnova, P. Protasov, V.A. Maksimenko, N.S. Frolov, A.N. Pisarchik, A.E. Hramov, *Phys. Rev. E*, **98** (6), 062413 (2018). DOI: 10.1103/PhysRevE.98.062413
- [4] A. Mora-Sánchez, A. Pulini, A. Gaume, G. Dreyfus, F.-B. Vialatte, *Cogn. Neurodyn.*, **14** (3), 301 (2020). DOI: 10.1007/s11571-020-09573-x
- [5] Z. Emami, T. Chau, *Behav. Brain Res.*, **378**, 112240 (2020). DOI: 10.1016/j.bbr.2019.112240
- [6] Д.С. Гришина, А.Н. Павлов, О.Н. Павлова, А.Е. Руннова, *Письма в ЖТФ*, **45** (16), 24 (2019). DOI: 10.21883/PJTF.2019.16.48151.17857 [D.S. Grishina, A.N. Pavlov, O.N. Pavlova, A.E. Runnova, *Tech. Phys. Lett.*, **45** (8), 820 (2019). DOI: 10.1134/S1063785019080224].
- [7] С.А. Демин, В.А. Юнусов, О.Ю. Панищев, С.Ф. Тимашев, Н.Ю. Демина, *Письма в ЖТФ*, **49** (23), 4 (2023). DOI: 10.61011/PJTF.2023.23.56839.14A [S.A. Demin, V.A. Yunusov, O.Y. Panishev, S.F. Timashev, N.Y. Demina, *Tech. Phys. Lett.*, **49** (12), 2 (2023). DOI: 10.61011/TPL.2023.12.57569.14A].
- [8] Е.А. Корсакова, С.К. Хоршев, Е.Р. Баранцевич, В.Б. Слезин, *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*, **111** (5), 37 (2011).
- [9] K. Sergeev, A. Runnova, M. Zhuravlev, E. Sitnikova, E. Rutskova, K. Smirnov, A. Slepnev, N. Semenova, *Chaos Soliton. Fract.*, **173**, 113608 (2023). DOI: 10.1016/j.chaos.2023.113608
- [10] A.S. Zigmund, R.P. Snaith, *Acta Psychiatr. Scand.*, **67** (6), 361 (1983). DOI: 10.1111/j.1600-0447.1983.tb09716.x
- [11] V.A. Maksimenko, A.E. Runnova, M.O. Zhuravlev, P. Protasov, R. Kulanin, M.V. Khramova, A.N. Pisarchik, A.E. Hramov, *PloS One*, **13** (9), e0197642 (2018). DOI: 10.1371/journal.pone.0197642
- [12] Р.С. Немов, *Психология*, в 3 кн. (Гуманитар. изд. центр „ВЛАДОС“, М., 1995).
- [13] A. Morley, L. Hill, A. Kaditis, *10–20 system EEG placement* (European Respiratory Society, 2016).
- [14] А.Е. Руннова, М.О. Журавлев, Е.Ю. Ситникова, А.А. Коронковский, А.Е. Храмов, *Информационно-управляющие системы*, № 5(90), 105 (2017). DOI: 10.15217/issn1684-8853.2017.5.105
- [15] В.В. Грубов, А.Е. Руннова, А.Е. Храмов, *ЖТФ*, **88** (5), 782 (2018). DOI: 10.21883/JTF.2018.05.45908.2304 [V.V. Grubov, A.E. Runnova, A.E. Hramov, *Tech. Phys.*, **63** (5), 759 (2018). DOI: 10.1134/S1063784218050110].
- [16] А.Е. Храмов, А.А. Коронковский, В.А. Макаров, А.Н. Павлов, Е. Ситникова, *Wavelets in neuroscience* (Springer, Heidelberg, 2015).
- [17] U.A. Brandes, *J. Math. Sociol.*, **25** (2), 163 (2001). DOI: 10.1080/0022250X.2001.9990249
- [18] R. McGill, J.W. Tukey, W.A. Larsen, *Am. Statistician*, **32** (1), 12 (1978). DOI: 10.1080/00031305.1978.10479236
- [19] H.B. Mann, D.R. Whitney, *Annals Math. Statistics*, **18** (1), 50 (1947). DOI: 10.1214/aoms/1177730491
- [20] C.E. Bonferroni, *Teoria statistica delle classi e calcolo delle probabilità*. (Seeber, 1936).