

## ФИЗИОЛОГИЯ, БИОХИМИЯ, БИОФИЗИКА

УДК 612.822.3:612.821

*И. В. Алексейчук, И. Е. Кануников, Д. Р. Белов*

### ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ КОРРЕЛЯТЫ ФЕНОМЕНА «БЕГУЩЕЙ ВОЛНЫ» ЭЭГ

#### Введение

Впервые феномен «бегущей волны» описали Адриан и Матеус в 1934 г. [1]. Они обнаружили, что активность нейронов головного мозга кроликов и кошек пульсирует небольшими группами, формируя волны, способные распространяться по поверхности коры головного мозга. Через год этот феномен был выявлен в диапазоне альфа-активности в окципитальной зоне головного мозга человека. Дальнейшие исследования подтвердили, что пространственно-временные свойства осцилляций головного мозга позволяют организовать их в распространяющиеся волны [2].

Паттерн бегущей волны ЭЭГ на различных участках частотного спектра был обнаружен в экспериментальных исследованиях обонятельной зоны [3], гиппокампа [4], зрительной коры и сенсомоторных областей [5]. Хотя большинство исследований было сосредоточено на изучении вызванной активности, отдельные работы показали наличие спонтанно распространяющихся волн в отсутствие внешних стимулов. Бегущая волна в условиях покоя была обнаружена в зрительной коре [6], сенсомоторных областях [7], а также при анализе данных ЭЭГ, полученных в результате исследования функциональных состояний головного мозга человека [8, 9]. Эти работы демонстрируют, что регистрируемая спонтанная активность ЭЭГ не является обычным шумом и обладает пространственно-временной структурой [2].

В настоящее время под бегущей волной понимают явление фазового сдвига сигнала ЭЭГ. Его можно рассмотреть как пространственно-временное взаимоотношение волн ЭЭГ, определяемое по опережению/отставанию фаз сигнала детектируемого на соседних электродах.

На сегодняшний день существуют три основные теории, созданные для объяснения явления пространственно-временной корреляции активности волн ЭЭГ (рис. 1).

Первая теория предполагает, что видимое движение волны ЭЭГ может быть следствием работы таламического пейсмекера, который возбуждает соседние кортикальные

---

*Алексейчук Иван Владимирович* — магистрант, Санкт-Петербургский государственный университет; e-mail: ivan@neurores.com

*Кануников Игорь Евгеньевич* — канд. биол. наук, доцент, Санкт-Петербургский государственный университет; e-mail: igorkan@mail.ru

*Белов Дмитрий Романович* — канд. биол. наук, доцент, Санкт-Петербургский государственный университет; e-mail: dmbelov64@mail.ru

© И. В. Алексейчук, И. Е. Кануников, Д. Р. Белов, 2013

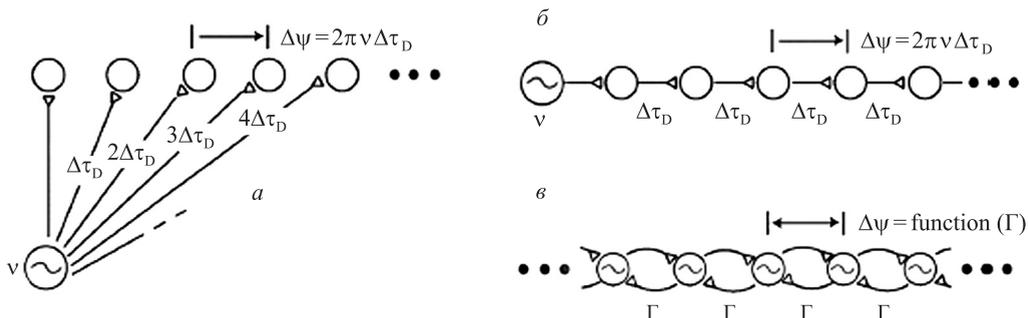


Рис. 1. Теории распространения волн ЭЭГ [10]:

*a* — модель единичного пейсмекера; *б* — модель кортикального распространения; *в* — модель кортико-кортикальных взаимодействий.

регионы с прогрессирующим временным смещением [10]. Феномен бегущей волны в таком случае является фиктивным. Согласно второй теории, истинное явление бегущей волны может быть следствием распространения возбуждения от нейрона к нейрону по кортикальным структурам, в этом случае характеристики бегущей волны определяются проводимостью и возбудимостью нейрональной ткани и расположением очага возбуждения. Третья теория основана на взаимодействии сети нейрональных осцилляторов, в которой каждый из нейронов способен продуцировать ритмичные колебания и транслировать их на соседние клетки. При этом бегущая волна ЭЭГ является видимым результатом стабильного фазового различия ритмической активности всех осцилляций нейрональной сети неокортекса.

Фазовая синхронизация сигнала ЭЭГ широко используется в качестве инструмента при изучении динамических взаимодействий различных мозговых зон [11, 12]. Однако большинство исследований направлены на изучение процессов обработки информации и, соответственно, ставят своей целью нахождение значимых изменений в структуре бегущей волны в ответ на определенный стимул или задачу. С другой стороны, изучение паттерна динамической фазовой синхронизации в состоянии покоя также является важной задачей, так как этот паттерн отражает постоянно присутствующую активность бодрствующего мозга [13]. До сих пор остается открытым вопрос, отражает ли феномен бегущей волны ЭЭГ, наблюдаемый в состоянии спокойного бодрствования, реальные процессы, происходящие в кортикальных структурах головного мозга, и насколько данный параметр может характеризовать индивидуальные когнитивные свойства личности.

Задача настоящего исследования состояла в том, чтобы изучить возможные взаимосвязи между параметрами бегущей волны ЭЭГ, детектируемой в состоянии спокойного бодрствования, и некоторыми психофизиологическими характеристиками испытуемых. Выбор состояния спокойного бодрствования был обусловлен необходимостью фиксации индивидуальных паттернов фазового смещения ЭЭГ, являющихся фоновыми для любой вызванной активности и, следовательно, потенциально обладающих способностью модулировать эффективность обработки информации при решении определенных задач.

Для выполнения поставленной задачи была использована методика визуализации бегущей волны, разработанная в лаборатории электроэнцефалографии кафедры высшей нервной деятельности и психофизиологии Санкт-Петербургского государ-

ственного университета. Данная методика позволяет рассчитать коэффициент фазового отставания распространяющейся волны ЭЭГ в каждом отведении на основании сопоставления формы детектируемых сигналов. Она позволяет выявить устойчивые индивидуальные особенности динамики бегущей волны во всем диапазоне частот на определенном временном интервале [14].

### Материалы и методы исследования

Экспериментальная группа состояла из 10 здоровых испытуемых в возрасте от 20 до 30 лет обоих полов.

Способности к пространственному мышлению оценивались на основе субтеста «кубики Коса» теста Векслера [15]. Интеллектуальная лабильность определялась по методике В. Т. Козловой [16]. Определение интра / экстраверсии проводилось по методике Г. Айзенка [17]. Речевые способности оценивались на основании измерения скорости чтения бессмысленного текста [18]. Все результаты тестирований нормировались по шкале от 0 до 10.

У испытуемых регистрировали ЭЭГ от 28 отведений монополярным способом относительно объединенных ушных электродов в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами. Электроды располагались в центрально-теменной области в виде прямоугольной матрицы в 4 ряда по 7 электродов в каждом ряду. Согласно международной системе расстановки электродов «10–10», нижняя граница матрицы располагалась по линии P5–P6, а верхняя — по линии FC5–FC6 [19]. Было принято следующее обозначение электродов: 1,1 — первый слева (FC5) электрод в верхнем ряду; 4,7 — последний справа (P6) в нижнем ряду. ЭЭГ квантовалась с частотой 2000 Гц. С помощью оригинальной компьютерной программы на интервале 100 мс производилось измерение структуры фазовых соотношений между отведениями, характеризующих «бегущую волну» ЭЭГ. На следующем этапе фазовая структура ЭЭГ усреднялась по 3000–4000 Гц/100 мс отрезков ЭЭГ, и определялся индивидуальный паттерн бегущей волны, выраженный в числовых коэффициентах фазового запаздывания для каждого отведения.

На следующем этапе работы проводилась запись ЭЭГ испытуемых в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами. Каждый испытуемый участвовал в двух сериях, проводимых в разные дни.

Корреляция между паттерном фазового запаздывания испытуемых и оценками их когнитивных способностей рассчитывалась по коэффициенту Пирсона, достоверность различий между группами испытуемых определялась на основании оценки двухстороннего *T*-теста. Для классификации испытуемых на основании расчета фазового запаздывания волн ЭЭГ по отношению к результатам психологических тестов использовался дискриминантный анализ регрессии данных, рассчитанный по методу частичных наименьших квадратов. Этот метод известен в литературе под названием PLS-DA (Partial Least Squares Discriminant Analysis) [20]. По аналогии с методом главных компонент (МГК), PLS-DA создает ортогональные проекции (компоненты) в пространстве данных, однако затем изменяет их взаимное расположение таким образом, чтобы максимизировать разделение наблюдаемых классов, при этом увеличивая вес наиболее различаемых переменных. Метод PLS-DA позволяет достоверно выявить различия между классами данных в ситуации, когда число переменных и возможных корреляций намного больше числа наблюдений, избегая при этом проблемы множественных сравнений [21].

## Результаты исследований и их обсуждение

На первом этапе исследования был проведен анализ психологических характеристик испытуемых. Для этого использовали тесты на пространственное мышление, интеллектуальную лабильность, речевые способности и экстра / интроверсию. Результаты психологического тестирования приведены в виде сравнительных графиков (рис. 2, 3).

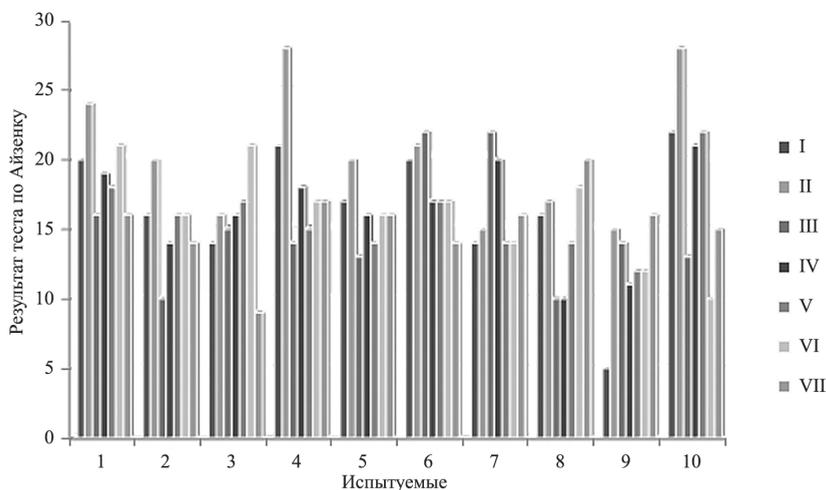


Рис. 2. Результаты тестирования экстра / интроверсии:

I — активность; II — общительность; III — склонность к риску; IV — импульсивность; V — экспрессивность; VI — рефлексивность; VII — ответственность.

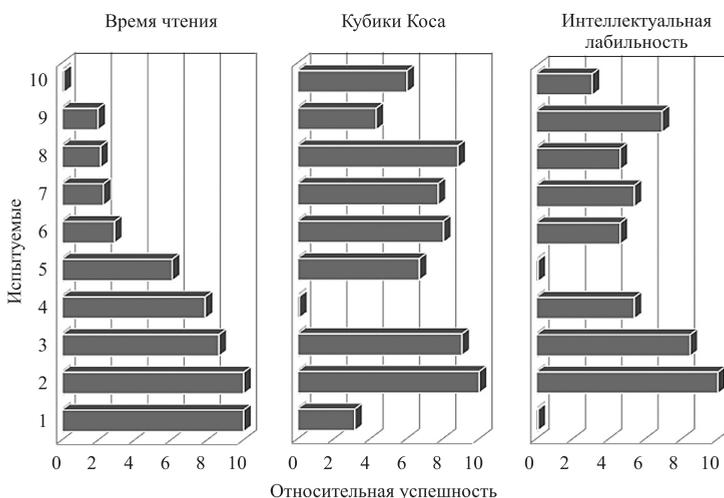


Рис. 3. Результаты оценки когнитивных способностей:

слева — речевые способности согласно тесту «время чтения бессмысленного текста»; по центру — пространственные способности; справа — интеллектуальная лабильность.

Из рис. 2, 3 можно видеть, что определение показателей интра/экстраверсии не позволило выявить среди участников эксперимента достоверного распределения испытуемых на группы. В то же время испытуемые были разделены на группы высокоуспешных (относительная оценка выше пяти) и низкоуспешных (относительная оценка ниже пяти) испытуемых по интеллектуальной лабильности, пространственным и речевым способностям.

Выявленные индивидуальные паттерны значений фазового отставания бегущей волны ЭЭГ были проверены на взаимосвязь с результатами всех проведенных тестов. Достоверные ( $p \leq 0,05$ ) корреляции обнаружены только для речевых способностей в зоне, соответствующей электродам FC4, FC6, C6, CP2, CP6, P6 по международной системе размещения электродов «10–10» (рис. 4). Среднестатистические коэффициенты фазового отставания для высокоуспешной и низкоуспешной групп испытуемых также показали достоверные различия ( $p \leq 0,01$ ) по вышеуказанным отведениям (рис. 5).

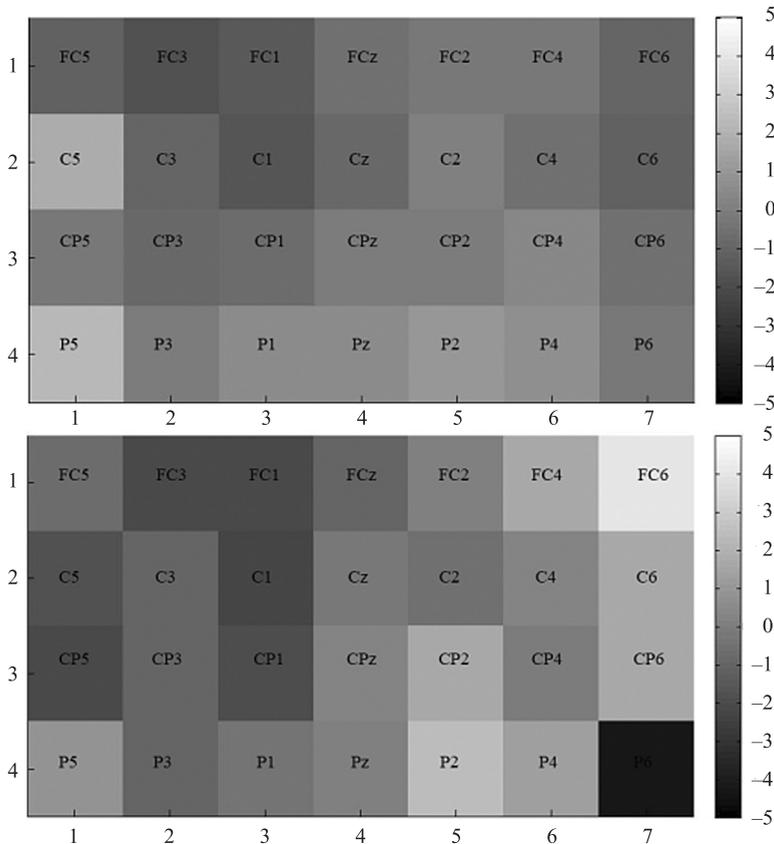


Рис. 4. Среднестатистический паттерн бегущей волны ЭЭГ для группы низкоуспешных испытуемых (вверху) и высокоуспешных (внизу) по результатам оценки речевых способностей

Черным цветом показано значение коэффициента фазового отставания (отрицательное значение показывает фазовое опережение). Изменение цвета от черного к белому описывает движение бегущей волны (условные обозначения см. в тексте).

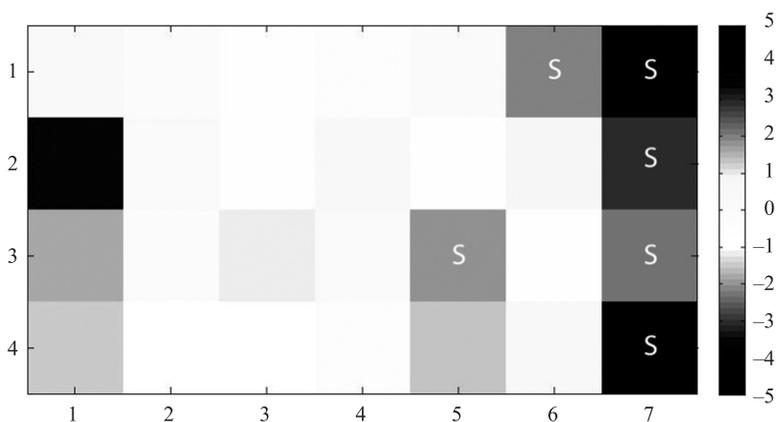


Рис. 5. Разница между среднестатистическим паттерном бегущей волны ЭЭГ высоко- и низкоуспешной групп

Изменение цвета от белого к черному показывает усиление различий. Латинской буквой «S» обозначены зоны матрицы данных, различия которых достоверны согласно двухстороннему *T*-тесту.

Показано, что несмотря на индивидуальное разнообразие, фазовая структура ЭЭГ характеризуется некоторыми стабильными показателями, а именно наличием источника (фазового опережения) в отведении 4,7 (P6) и стока (фазового отставания) в отведении 1,7 (FC6). Обнаружена значимая положительная взаимосвязь между скоростью чтения бессмысленного текста и фазовым запаздыванием в отведении 1,7 ( $p \leq 0,01$ ) и отрицательная взаимосвязь с фазовым лидерством в позиции 4,7 ( $p \leq 0,01$ ). Разделение испытуемых на две группы по скорости чтения текста показало, что группа с высокой скоростью чтения характеризуется наличием хорошо выраженного источника возникновения волн в области 4,7 и стока в области 1,7. Группа с низкими скоростями не выявила ярко выраженных фокусов и стоков. Исследования показали наличие высокого коэффициента корреляции между параметрами бегущей волны ЭЭГ и речевыми способностями, оцененными по результатам теста «скорость чтения бессмысленного текста».

Для анализа различий между индивидуальными паттернами значений фазового отставания бегущей волны ЭЭГ данные по каждой экспериментальной сессии каждого испытуемого были представлены на общем многомерном графике. За отдельное измерение было принято среднестатистическое значение фазового отставания на определенном отведении. Таким образом, размерность пространства составила 28, а количество точек на графике — 16 (две экспериментальные серии восьми испытуемых). Затем размерность графика была уменьшена до двух с сохранением 62,7% информации по методу PLS-DA (рис. 6).

Из рис. 6 видно, что, во-первых, группа А (испытуемые показавшие относительно высокие результаты в тесте «скорость чтения бессмысленного текста») и группа Б (испытуемые, показавшие относительно низкие результаты в тесте «скорость чтения бессмысленного текста») достоверно различаются ( $p \leq 0,05$ ) по характерным для них индивидуальным паттернам фазового отставания бегущей волны ЭЭГ. Во-вторых, группе А присущи значительно более стабильные результаты в рамках двух экспериментальных сессий, проводимых в разные дни, чем группе Б. В-третьих, эффективность решения

экспериментальной задачи возрастает по определенной закономерности (изображены в виде стрелок на рис. 6).

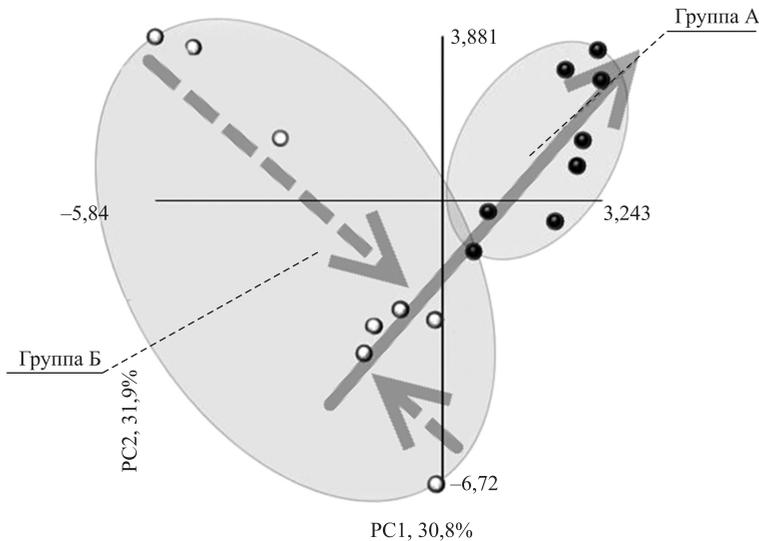


Рис. 6. Дискриминантный анализ среднестатистических значений фазовых отношений волн ЭЭГ (по методу PLS-DA)

Группа А представляет четырех наиболее успешных испытуемых по результатам оценки речевых способностей; группа Б — четырех наименее успешных. Каждая точка отражает результат обработки одной экспериментальной сессии одного испытуемого группы. Стрелками показан рост оценки за тест «скорость чтения бессмысленного текста» испытуемых, согласно рис. 3.

Вызывает интерес тот факт, что значимые корреляции с показателями вербальной задачи обнаружены в правом, а не в левом речевом полушарии. Можно отметить, что современные литературные данные свидетельствуют об участии различных структур правого полушария в генерации речи. Так, согласно многочисленным научным работам, посвященным оценке вклада правого полушария в реализацию речевой деятельности, можно сделать вывод об активном участии структур правого полушария в формировании и восприятии речи [22]. В частности, показано, что при заикании по сравнению с беглой речью нейрональная активность выражена сильнее в областях, связанных с моторной генерацией речи, особенно в правом полушарии. Обнаружено, что правое полушарие в большей степени по сравнению с левым вовлечено в реализацию автоматической речи. Известно, что левая слуховая кора более специализирована на временной обработке сигналов, в то время как правая височная область занимается тональным анализом. В работах, посвященных нейрональной модели моторного контроля речи DIVA (Directions Into Velocities of Articulators), полагается, в частности, что слуховая и соматосенсорная кора с помощью механизмов обратной связи посылают информацию об ошибках в область, отвечающую за контроль речевой деятельности, которая расположена в премоторных областях правого полушария [23]. В свою очередь, эта область через билатеральные проекции генерирует сигналы коррекции движения в моторную кору.

Корреляционный анализ между результатами психологического тестирования и показаниями ЭЭГ испытуемых не выявил взаимосвязи фазового паттерна ЭЭГ и результатами тестов «кубики Коса», интеллектуальной лабильностью и экстра/интроверсией. Из этого, однако, не следует делать вывод о том, что показания ЭЭГ действительно не отражают вышеуказанных характеристик личности, так как в рамках данного исследования запись ЭЭГ проводилась на ограниченном локальном участке поверхности скальпа, включающем моторные зоны лобной коры и теменную кору. Возможно, корреляции существуют на других участках неокортекса.

### Заключение

Таким образом, были изучены корреляции между параметрами бегущей волны ЭЭГ, детектируемой в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами, и индивидуальными психофизиологическими характеристиками испытуемых. Полученные данные свидетельствуют о том, что структура бегущей волны, соответствующая фоновому условию, представляет собой уникальный для каждого испытуемого относительно устойчивый паттерн активации коры головного мозга. Вместе с тем паттерны бегущей волны ЭЭГ испытуемых могут быть классифицированы по отношению к их психофизиологическим способностям, в частности, к речевым способностям на основании теста «скорость чтения бессмысленного текста». Необходимо отметить, что значимые корреляции получены для фонового состояния, когда испытуемый находится в покое. Это означает, что определенные пространственно-временные фазовые соотношения волн ЭЭГ предсказывают характер возможной активации и, как следствие, способность быстрого чтения испытуемым бессмысленного текста.

### Литература

1. Huges J. The phenomenon of travelling waves: a review // *Clinical Electroencephalography*. 1995. Vol. 25, N 1. P. 1–6.
2. Patten T., Rennie C., Robinson P., Gong P. Human cortical traveling waves: dynamical properties and correlations with responses // *PLoS ONE*. 2012. Vol. 7, N 6. P. 383–392.
3. Burkitt G., Silberstein R., Cadusch P., Wood A. Steady-state visual evoked potentials and travelling waves // *Clinic Neurophysi.* 2000. Vol. 111. P. 246–258.
4. Lubenov E., Stapas A. Hippocampal theta oscillations are travelling waves // *Nature*. 2009. Vol. 459. P. 524–539.
5. Rubino D., Robbins K., Hatsopoulos N. Propagating waves mediate information transfer in the motor cortex // *Nature Neurosci.* 2006. Vol. 9. P. 1549–1557.
6. Arieli A., Shoham D., Hildesheim R., Grinvald A. Coherent spatiotemporal patterns of ongoing activity revealed by real-time optical imaging coupled with single-unit recording in the cat visual cortex // *J. Neurophysiol.* 1995. Vol. 73. P. 2072–2093.
7. Ferezou I., Bolea S., Petersen C. Visualizing the cortical representation of whisker touch: voltage-sensitive dye imaging in freely moving mice // *Neuron*. 2006. Vol. 29. P. 33–44.
8. Nunez P. Neocortical dynamics and human EEG rhythms. Oxford University Press, 1995. 708 p.
9. Ito J., Nikolaev A., Leeuwen C. Dynamics of spontaneous transitions between global brain states // *Hum. Brain Mapp.* 2007. Vol. 28. P. 904–913.
10. Ermentrout G., Kleinfeld D. Traveling electrical waves in cortex: insights from phase dynamics and speculation on a computational role // *Neuron*. 2001. Vol. 29, N 1. P. 33–44.
11. Silberstein R., Danieli F., Nunez P. Fronto-parietal evoked potential synchronization is increased during mental rotation // *Neuroreport*. 2003. Vol. 14. P. 67–71.
12. Schack B., Weiss S., Rappelsberger P. Cerebral information transfer during word processing: where and when does it occur and how fast is it? // *Hum. Brain Mapp.* 2003. Vol. 19. P. 18–36.
13. Ito J., Nikolaev A., Leeuwen C. Spatial and temporal structure of phase synchronization of spontaneous alpha EEG activity // *Biological Cybernetics*. 2005. Vol. 92, N 1. P. 54–60.

14. Индивидуальная динамика бегущей волны ЭЭГ в разных условиях деятельности / Колодяжный С. Ф., Свириденко М. В., Иванов М. П., Кануников И. Е., Гетманенко О. В. // Рос. физиол. журн. им. Сеченова. 2003. № 3. С. 257–271.
15. Бурлачук Л. Ф., Морозов С. М. Словарь-справочник по психодиагностике. Киев: Наукова Думка, 2000. С. 57.
16. Ануфриев А. Ф., Барабанищикова Т. А., Рыжкова А. Н. Психологические методики изучения личности. М.: Ось-89, 2009. 304 с.
17. Айзенк Г., Вильсон Г. Как измерить личность. М.: Когито-Центр, 2000. 283 с.
18. Белов Д. Р., Кануников И. Е. Отражение в форме волн ЭЭГ функциональных различий между полушариями // Физиол. журн. СССР им. Сеченова. 1991. № 8. С. 39–44.
19. Jurcak V., Tsuzuki D., Dan I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems // NeuroImage. 2007. Vol. 4. P. 1600–1611.
20. Barker M., Rayers W. Partial least squares for discrimination // J. Chemometrics. 2003. Vol. 17. P. 166–173.
21. Haenlein M., Kaplan A. A beginner's guide to partial least squares analysis // Understanding Statistics. 2004. Vol. 3. P. 283–297.
22. Vigneau M., Beaucousin V., Herve P. What is right-hemisphere contribution to phonological, lexico-semantic, and sentence processing? Insights from a meta-analysis // NeuroImage. 2011. Vol. 1. P. 577–593.
23. Perkell J. Movement goals and feedback and feedforward control mechanisms in speech production // J. Neurolinguistics. 2012. Vol. 25. P. 382–407.

Статья поступила в редакцию 11 декабря 2012 г.