

УДК 612.821.2

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЮ- И БЕТА-РИТМОВ ЭЭГ ДОМИНАНТНОГО ПОЛУШАРИЯ В КОНСТРУИРОВАНИИ НЕЙРОКОМПЬЮТЕРНОГО ИНТЕРФЕЙСА

^{1,2}Пятин В.Ф., ^{1,2}Колсанов А.В., ^{1,2}Сергеева М.С., ^{1,2}Захаров А.В., ^{2,3}Антипов О.И.,
¹Коровина Е.С., ¹Тюрин Н.Л., ¹Глазкова Е.Н.

¹ГБОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Самара, e-mail: pyatin_vf@list.ru;

²Центр прорывных исследований «Информационные технологии в медицине», Самара;

³ГБОУ ВПО «Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики», Самара, e-mail: oleg1307@mail.ru

Десинхронизацию/синхронизацию мю- и бета-ритмов ЭЭГ относят к эффективным паттернам управления в нейрокомпьютерных интерфейсах (НКИ). При этом актуальным является уменьшение количества отведений при регистрации сигналов мозга на ЭЭГ. Цель работы – исследование мю- и бета-ритмов ЭЭГ в доминантном левом полушарии человека при реальных и воображаемых движениях. В исследовании приняла участие 7 добровольцев-правшей в возрасте 18–19 лет. 17 электродов ЭЭГ были локализованы по системе 10–10 в проекциях моторных и соматосенсорных зон левого полушария. Регистрировалась фоновая ЭЭГ, при реальном выполнении движений (5 сессий) и при воображении движений (5 сессий). Продолжительность одной сессии – 10 с. Тестовые движения: сгибание пальцев правой руки; тыльное сгибание правой стопы. При реальных и воображаемых движениях выявлена сходная динамика изменений мощности мю- (11–13 Гц) и бета- (14–30 Гц) ритмов ЭЭГ в виде десинхронизации, сменяющейся на синхронизацию. Мощность мю-ритма уменьшалась на 80% относительно фона. Продолжительность десинхронизации мю-ритма составляла 3–4 с. В течение последующих 2 с мощность мю-ритма увеличивалась на 50% от предыдущего минимального значения. В бета-ритме ЭЭГ латентный период возникновения десинхронизации и последующей синхронизации был меньше, а выраженность десинхронизация была больше по сравнению с мю-ритмом. Выявленная нами сходная динамика изменений мощности мю- и бета-ритмов ЭЭГ в условиях унилатеральной локализации электродов при реальных и воображаемых движениях может быть основой для детекции планирования движения кисти или стопы и использования подобного приема в НКИ.

Ключевые слова: нейрокомпьютерный интерфейс, ЭЭГ, десинхронизация, синхронизация, мю-ритм, бета-ритм, реальное движение, воображаемое движение

INFORMATION POSSIBILITIES OF USE OF MU AND BETA EEG RHYTHMS OF THE DOMINANT HEMISPHERE IN THE CONTRUCTION OF BRAIN-COMPUTER INTERFACE

^{1,2}Pyatin V.F., ^{1,2}Kolsanov A.V., ^{1,2}Sergeeva M.S., ^{1,2}Zakharov A.V.,

^{2,3}Antipov O.I., ¹Korovina E.S., ¹Tyurin N.L., ¹Glazkova E.N.

¹Samara State Medical University, Samara, e-mail: pyatin_vf@list.ru;

²Center of breakthrough research «Information Technologies in Medicine», Samara;

³Volga State University of Telecommunications and Informatics, Samara, e-mail: oleg1307@mail.ru

Desynchronization / synchronization of mu and beta – EEG rhythms relate to effective management patterns in Brain-computer interface (BCI). In this case, the actual reduction in the number of leads is when registering on the EEG brain signals. Purpose of work – study mu and beta – EEG rhythms in the left hemisphere dominant person in real and imagined movements. The study involved seven right-handed volunteers aged 18–19 years. 17 EEG electrodes were located on the system 10–10 in projections of motor and somatosensory areas of the left hemisphere. EEG recorded at the real performance of movements (5 sessions) and the imagination of movements (5 sessions). The duration of one session – 10 seconds. Test movements: flexion of the fingers of the right hand; right foot dorsiflexion. When real and imagined movements revealed similar dynamics of changes mu power (11–13 Hz) and beta (14–30 Hz) EEG rhythms as desynchronization gives way for synchronization. Mu wave power reduced by 80% relative to the background. Duration desynchronization mu rhythm was 3–4 seconds. Over the next 2 seconds power of mu rhythm is increased by 50% from the previous minimum. In the beta rhythm latent period of EEG desynchronization and syncing was smaller, and the severity of desynchronization was more than the mu rhythm. That we found similar dynamics of changes in the power mu and beta EEG rhythms in a unilateral localization of the electrodes with real and imagined movements can be the basis for the detection of motion planning of hand or foot, and the use of such techniques in the BCI.

Keywords: Brain-computer interface, EEG, desynchronization, synchronization, mu rhythm, beta rhythm, real movement, imagined movement

При исследовании корковых процесс-ных механизмов регистрируются измене-ния разной выраженности в ответах всех диапазонов ЭЭГ [1, 2, 6]. При планировании

движений наибольшую информационную ценность представляют мю- и бета-ритмы ЭЭГ [7, 15]. А при высокой активации про-приоцептивной системы высокое значение

имеют тета- и дельта-ритмы ЭЭГ [2]. В настоящей работе внимание сосредоточено на изучении ЭЭГ-коррелятов планирования и начала движения – в мю- и бета-частотных диапазонах ЭЭГ.

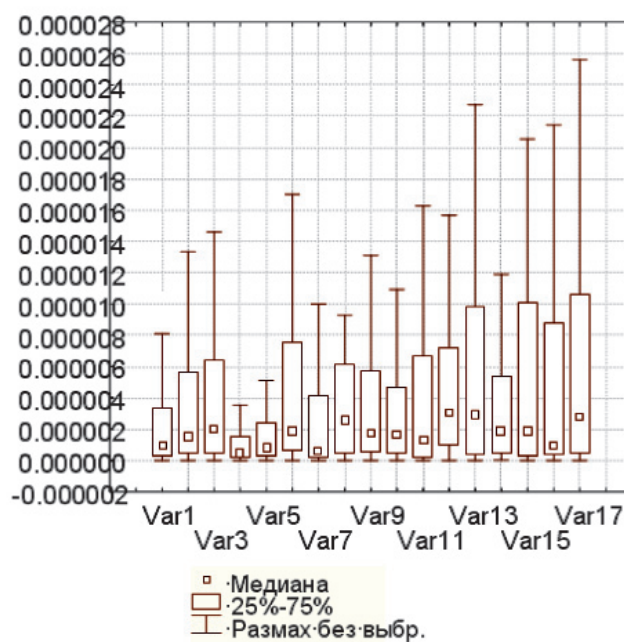
Частота мю-ритма определяется частотными диапазонами ЭЭГ в 8–10 и 10–12 Гц [11]. Некоторые компоненты бета-ритмов частотой 13–25 Гц являются гармониками мю-ритма [12]. В состоянии покоя максимальная мощность мю-ритма отмечается в соматосенсорной коре [4]. Важнейшая особенность мю-ритма состоит в том, что он изменяется только под влиянием проприоцептивных раздражителей и не реагирует или мало реагирует на воздействие других, например, световых или звуковых сигналов. В отличие от классического альфа-ритма мю-ритм асимметричен и не проявляет двусторонней когерентности между полушариями [14]. Известно, что десинхронизация сенсомоторных мю- и бета-ритмов в моторных и сенсомоторных зонах контралатерального моторному акту большого полушария головного мозга происходит при реальных движениях и при их мысленном представлении [7]. Кроме этого, для удобства пользователя нейрокомпьютерного интерфейса актуальным является уменьшение количества отведений при регистрации сигналов мозга на ЭЭГ. Поэтому целью настоящей работы было исследование мю- и бета-ритмов ЭЭГ в доминантном левом полушарии при реальных и воображаемых движениях.

Материал и методы исследования

В работе приняли участие 7 испытуемых-правшей в возрасте 18–19 лет, давших информированное согласие на участие в исследовании. ЭЭГ регистрировалась монополярно с помощью системы «Нейрон – Спектр – 4/ВПМ». 17 электродов ЭЭГ были высокоплотной локализованы по системе 10–10 в проекциях первичных, вторичных моторных и соматосенсорных зон левого полушария ЭЭГ. Частота квантования ЭЭГ составляла 200 Гц, пределы фильтрации от 0 до 70 Гц, чувствительность 5 мкВ. Использовался Notch фильтр для подавления наводки электричества бытовой сети. Импеданс всех каналов был ниже 20 кОм. Во время записи ЭЭГ испытуемые находились в темной звукоизолированной комнате с закрытыми глазами в положении сидя. ЭЭГ у испытуемых регистрировалась в следующих режимах: ЭЭГ фоновая; ЭЭГ при реальном выполнении движений (5 сессий); ЭЭГ при воображении движений (5 сессий). Продолжительность одной сессии – 10 с. Испытуемыми выполнялись реальные и воображаемые движения: сгибание пальцев правой руки; тыльное сгибание правой стопы. Полученные данные обрабатывались статистически с помощью системы StatSoft Statistica 6.0.

Результаты исследования и их обсуждение

При анализе всего спектра ЭЭГ без дифференцировки на частотные составляющие в проекциях моторных и сенсомоторных зон коры левой гемисферы при реальных и воображаемых движениях конечностей не выявлено статистически значимой разницы значений мощности ритмов ЭЭГ относительно фона (рисунок, табл. 1, 2).



Диаграммы размаха мощности всего спектра ЭЭГ по 17 отведениям при реальном движении руки. По горизонтали – номера отведений, по вертикали – значения мощности (мкВ²)

Таблица 1

Средние значения мощности ритмов ЭЭГ при реальном и воображаемом сгибании пальцев правой руки, мкВ² (M ± m)

Ритмы	Фон	Движение		P
		Реальное	Воображаемое	
Мю-	1,2666E-5 ± 2,956E-6	1,0132E-5 ± 0,9829E-6	1,1125E-5 ± 1,0029E-6	0,005
Бета-	4,2772E-7 ± 7,2361E-8	1,4171E-7 ± 2,2436E-8	1,521E-7 ± 4,2436E-8	0,001
Весь спектр	2,407E-6 ± 0,5479E-6	2,6041E-6 ± 1,4029E-6	2,4705E-6 ± 1,0329E-6	0,4

Таблица 2

Средние значения мощности ритмов ЭЭГ при реальном и воображаемом тыльном сгибании стопы, мкВ² (M ± m)

Ритмы	Фон	Движение		P
		Реальное	Воображаемое	
Мю-	1,3566E-5 ± 1,478E-6	1,0853E-5 ± 0,7829E-6	1,1235E-5 ± 1,1029E-6	0,005
Бета-	4,7472E-7 ± 7,2521E-8	1,4771E-7 ± 2,2576E-8	1,521E-7 ± 4,2436E-8	0,001
Весь спектр	2,397E-6 ± 0,5479E-6	2,6471E-6 ± 1,2329E-6	2,4505E-6 ± 1,3829E-6	0,3

Статистически достоверное уменьшение (десинхронизация) значений мощности ритмов ЭЭГ выявлено только в узких частотных спектрах, в мю- (11–13 Гц) и бета- (14–30 Гц), как при реальных, так и во время воображаемых движений (табл. 1, 2).

Однако не было достоверного различия значений мощности мю- и бета-ритмов ЭЭГ при реальных и воображаемых движениях. Как при реальных, так и при воображаемых движениях кисти и стопы мощность мю-ритма уменьшалась на 80%. Продолжительность десинхронизации мю-ритма составляла 3–4 с. В течение последующих 2 с мощность в мю-частотном диапазоне ЭЭГ увеличивалась на 50% от предыдущего минимального значения (десинхронизация сменялась на синхронизацию). При реальных и воображаемых движениях был отмечен аналогичный характер изменения мощности в бета-частотном диапазоне ЭЭГ. В этих условиях исследования мощность бета-ритма уменьшалась в 3,13–3,2 раза по сравнению с фоном (табл. 1, 2). Продолжительность десинхронизации бета-ритма составляла 1–2 с.

Десинхронизация мю-ритма при планировании движения объясняется активацией сенсомоторной области с последующей выраженной синхронизацией этого ритма на начальной стадии выполнения движения [13]. Этот процесс более выражен в контралатеральной гемисфере [5]. Феномен синхронизации мю-ритма ЭЭГ во время выполнения движения связывают с процессами двусторонней дезактивации сенсомоторных зон или сбросом информации в моторные центры [8, 9, 12]. В роли модулирующе-

го паттерна по отношению к мю-ритму ЭЭГ рассматривают систему зеркальных нейронов [3].

Наши данные совпадают с результатами других авторов, проводивших исследования с билатеральной регистрацией ЭЭГ. Выявленная нами сходная динамика изменений мощности мю- и бета-ритмов ЭЭГ в условиях унилатеральной локализации электродов при реальных и воображаемых движениях может быть основой для детекции планирования движения кисти или стопы и использования подобного приема в нейрокompьютерных интерфейсах.

Заключение

В работе показана возможность использования двух асимметричных информационных каналов в виде уменьшения мощности мю- и бета-ритмов ЭЭГ в доминантном полушарии при воображении движений верхних и/или нижних конечностей для конструирования управляемых сигналами мозга человека роботизированных систем.

Работа поддержана грантом № 4/1-ИПП. 18.06.2014 г. ИФ Самарской области.

Список литературы

1. Антипов В.Д., Захаров А.В., Неганов В.А., Пятин В.Ф. Исследование частотных диапазонов для пейсмекеров иррадиационных явлений при световых воздействиях на сетчатку глаза человека путем анализа результатов применения фрактальных мер к ЭЭГ-сигналам // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. – 2014. – Т. 17. – № 3. – С. 90–95.
2. Пятин В.Ф., Сергеева М.С., Королев В.В., Коровина Е.С., Лавров О.В. Увеличение мощности дельта- ритма ЭЭГ после физической нагрузки на тренажере Power Plate // Вестник ТьГУ. Серия Биология и экология». – 2012. – № 28. – С. 7–21.

3. Arnstein D., Cui F., Keyzers C., Maurits N.M., Gazzola V. μ -suppression during action observation and execution correlates with BOLD in dorsal premotor, inferior parietal, and SI cortices // *J. Neurosci.* – 2011. – Vol. 31. – № 40. – P. 14243–14249.
4. Caetano G., Jousmaki V., Hari R. Actor's and observer's primary motor cortices stabilize similarly after seen or heard motor actions // *Proc Natl. Acad. Sci. U S A.* – 2007. – Vol. 104. – № 21. – P. 9058–9062.
5. Devos D., Szurhaj W., Reyns N., Labyt E., Houdayer E., Bourriez J. L., et al. Predominance of the contralateral movement-related activity in the subthalamo-cortical loop // *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology.* – 2006. – Vol. 117. – № 10. – P. 2315–2327.
6. Gwin J.T., Ferris D.P. An EEG-based study of discrete isometric and isotonic human lower limb muscle contractions // *J. Neuroeng. Rehabil.* – 2012. – Vol. 9, № 1. – P. 35.
7. Höller Y., Bergmann J., Kronbichler M., et al. E. Real movement vs. motor imagery in healthy subjects // *Int. J. Psychophysiol.* – 2012. – P. S0167–8760.
8. Huttunen J., Komssi S., Lauronen L. Spatial dynamics of population activities at S1 after median and ulnar nerve stimulation revisited: An MEG study // *NeuroImage.* – 2006. – Vol. 32. – № 3. – P. 1024–1031.
9. Lin Y.Y., Forss N. Functional characterization of human second somatosensory cortex by magnetoencephalography // *Behavioural Brain Research.* – 2002. – Vol. 135. – № 1–2. – P. 141–145.
10. Pfurtscheller G. EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS). In: Niedermeyer E, Lopes da Silva FH, editors. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields.* – 4th ed. – Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1999. – P. 958–967.
11. Pfurtscheller G., Neuper C., Krausz G. Functional dissociation of lower and upper frequency mu rhythms in relation to voluntary limb movement // *Clin. Neurophysiol.* – 2000. – Vol. 111. – P. 1873–1879.
12. Pfurtscheller G., Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication // *Proc. IEEE.* – 2001. – Vol. 89. – P. 1123–1134.
13. Neuper C., Wortz M., Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation // *Progress in Brain Research.* – 2006. – Vol. 159. – P. 211–222.
14. Steriade M. and Llinas R.R. The functional states of the thalamus and the associated neuronal interplay // *Physiol Rev.* – 1988. – Vol. 68. – P. 649–742.
15. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T. M. Brain-computer interfaces for communication and control // *Clinical Neurophysiology.* – 2002. – Vol. 113. – № 6. – P. 767–791.
3. Arnstein D., Cui F., Keyzers C., Maurits N.M., Gazzola V. μ -suppression during action observation and execution correlates with BOLD in dorsal premotor, inferior parietal, and SI cortices // *J. Neurosci.* 2011. Vol. 31. no. 40. pp. 14243–14249.
4. Caetano G., Jousmaki V., Hari R. Actor's and observer's primary motor cortices stabilize similarly after seen or heard motor actions // *Proc Natl. Acad. Sci. U S A.* 2007. Vol. 104. no. 21. pp. 9058–9062.
5. Devos D., Szurhaj W., Reyns N., Labyt E., Houdayer E., Bourriez J. L., et al. Predominance of the contralateral movement-related activity in the subthalamo-cortical loop // *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology.* 2006. Vol. 117. no. 10. pp. 2315–2327.
6. Gwin J.T., Ferris D.P. An EEG-based study of discrete isometric and isotonic human lower limb muscle contractions // *J. Neuroeng. Rehabil.* 2012. Vol. 9, no. 1. pp. 35.
7. Höller Y., Bergmann J., Kronbichler M., et al. E. Real movement vs. motor imagery in healthy subjects // *Int. J. Psychophysiol.* 2012. pp. S0167–8760.
8. Huttunen J., Komssi S., Lauronen L. Spatial dynamics of population activities at S1 after median and ulnar nerve stimulation revisited: An MEG study // *NeuroImage.* 2006. Vol. 32. no. 3. pp. 1024–1031.
9. Lin Y.Y., Forss N. Functional characterization of human second somatosensory cortex by magnetoencephalography // *Behavioural Brain Research.* 2002. Vol. 135. no. 1–2. pp. 141–145.
10. Pfurtscheller G. EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS). In: Niedermeyer E, Lopes da Silva FH, editors. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields.* 4th ed. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1999. pp. 958–967.
11. Pfurtscheller G., Neuper C., Krausz G. Functional dissociation of lower and upper frequency mu rhythms in relation to voluntary limb movement // *Clin. Neurophysiol.* 2000. Vol. 111. pp. 1873–1879.
12. Pfurtscheller G., Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication // *Proc. IEEE.* 2001. Vol. 89. pp. 1123–1134.
13. Neuper C., Wortz M., Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation // *Progress in Brain Research.* 2006. Vol. 159. pp. 211–222.
14. Steriade M. and Llinas R.R. The functional states of the thalamus and the associated neuronal interplay // *Physiol Rev.* 1988. Vol. 68. pp. 649–742.
15. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T. M. Brain-computer interfaces for communication and control // *Clinical Neurophysiology.* 2002. Vol. 113. no. 6. pp. 767–791.

References

1. Antipov V.D., Zaharov A.V., Neganov V.A., Pjatin V.F. Issledovanie chastotnyh diapazonov dlja pejsmekerov irradionnyh javlenij pri svetovyh vozdeystvijah na setchatku glaza cheloveka putem analiza rezul'tatov primenenija fraktal'nyh mer k JeJeG-signalam // *Fizika volnovykh processov i radiotekhnicheskije sistemy.* 2014. T. 17. no. 3. pp. 90–95.
2. Pjatin V.F., Sergeeva M.S., Korolev V.V., Korovina E.S., Lavrov O.V. Uvelichenie moshhnosti del'ta- ritma JeJeG posle fizicheskoj nagruzki na trenazhere Power Plate // *Vestnik TvGU. Serija Biologija i jekologija.* 2012. no. 28. pp. 7–21.

Рецензенты:

Мирошниченко И.В., д.м.н., профессор, заведующий кафедрой нормальной физиологии, ГБОУ ВПО «Оренбургская государственная медицинская академия» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Оренбург;

Ведясова О.А., д.б.н., профессор кафедры физиологии человека и животных, ФГОУ ВПО «Самарский государственный университет», г. Самара.

Работа поступила в редакцию 02.03.2015.