

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОМЕНТА ВРЕМЕНИ НАЧАЛА СОВЕРШЕНИЯ ВООБРАЖАЕМОГО ДВИЖЕНИЯ ДЛЯ ЗАДАЧ РЕАБИЛИТАЦИИ

В. С. Хорев ¹, Н. В. Смирнов ², С. А. Куркин ^{1, 3}, А. П. Сергеев ^{4, 5}, С. Ю. Гордлеева ¹,
А. Е. Храмов ^{1, 4}

¹ Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Балтийский федеральный университет им. Иммануила Канта», Балтийский центр нейротехнологий и искусственного интеллекта, г. Калининград, Россия

² Институт разработки программного обеспечения, Университет Иннополис, г. Иннополис, Россия

³ НИИ Нейронаук, Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Россия

⁴ Уральский Федеральный университет им. первого Президента России Б. Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия

⁵ Институт промышленной экологии УрО РАН, г. Екатеринбург, Россия

Работа посвящена разработке метода определения момента времени начала акта воображения движения по записям сигналов электроэнцефалограмм, которые были получены в ходе экспериментального исследования. В ходе эксперимента производилась запись электрических сигналов активности головного мозга. Сигналы, прошедшие предварительную обработку и фильтрацию, использовались для тестирования метода определения начала движения. Для демонстрации работы метода были построены зависимости усредненной мощности в альфа-диапазоне и топограммы. Полученные алгоритмы были использованы для выявления и идентификации паттернов нейронной активности, возникающих при воображении движений, а также их особенностей, по сравнению с реальной двигательной активностью и наблюдением за движениями.

Ключевые слова: воображаемое движение; ээг; анализ данных; нейронная активность; эксперимент.

1. Введение

Способность человека представлять и моделировать новые объекты, ощущения и концепции в уме без непосредственного воздействия на чувства известна как воображение. Это сложное явление, которое трудно изучать, понимать и объяснять. Изучение активности мозга по управлению моторной активностью – сложная задача на стыке нейробиологии, медицины, нелинейной физики и инженерии. Эта проблема тесно связана с нейрореабилитацией пациентов, перенесших инсульт и страдающих двигательными и когнитивными нарушениями.

Публикации в научных журналах, посвященные экспериментальному изучению сущности воображения, появились в начале XX в. [1]. С тех пор, благодаря усилиям ученых-когнитивистов, сложилась богатая теоретическая база, которая пытается объяснить природу воображения. Важнейшим фактом, полученным недавними исследованиями воображаемой двигательной активности, является различие типов образов на основании попыток испытуемого воспроизвести их в своем уме. Такие различия существуют между воображаемым движением и моторной активностью [2].

Оценка моторного воображения имеет широкий спектр применений: разработка интерфейсов «мозг-компьютер» [3, 4], реабилитационные задачи [5, 6], прогнозирование и профилактика нейродегенеративных расстройств [7–10], исследования и диагностика психозов [11], спорт [12, 13]. Мы же рассматриваем важную проблему, связанную с исследованием возможности улучшения показателей воображаемого движения с помощью внешних воздействий на мозг в форме транскраниальной магнитной стимуляции. Это приводит к лучшему пониманию природы моторного воображения, что может помочь в будущем в разработке теорий моторного воображения и обеспечить доказанное описание физиологических процессов, лежащих в основе двигательного воображения, в качестве эталонной модели для оценки образов в будущих исследованиях.

Цель данной работы – разработка метода определения момента времени начала акта воображения движения по записям сигналов электроэнцефалограмм (ЭЭГ).

2. Материалы и методы

Для разработки алгоритма определения начала воображаемых движений был проведен специально разработанный эксперимент: велась запись сигналов совершения человеком движений. В экспериментах приняли участие 30 человек из числа сотрудников и студентов АНО ВО «Университет Иннополис». Отобранные участники эксперимента не имели медицинской истории черепно-мозговых травм, инсультов или неврологических заболеваний.

Во время эксперимента регистрировалась электрическая активность головного мозга в виде ЭЭГ [14]. Для этого использовалось оборудование, имеющееся в распоряжении Лаборатории нейронауки и когнитивных технологий.

Для регистрации ЭЭГ-активности использовался электроэнцефалограф actiChamp (Brain Products, Германия). Сигналы ЭЭГ были зарегистрированы для 31 канала, которые располагались неинвазивно на коже скальпа испытуемого в соответствии со схемой «10–10» (рис. 1). Заземление располагалось на месте электрода Fpz, а электрод, выступающий в роли референта, помещался за правым ухом. Для регистрации ЭЭГ использовались активные Ag/AgCl электроды ActiCA, которые помещаются в гнезда специальной шапочки EasyCAP. Кожа головы предварительно обрабатывалась абразивным гелем NuPrep, который служит для очищения и обезжиривания поверхности кожи. Затем электроды устанавливали с использованием проводящего геля SuperVisc. Данные процедуры применялись для обеспечения лучшей проводимости между кожей и электродами, что приводит к повышению общего качества регистрируемых сигналов ЭЭГ. Во время эксперимента также отслеживали значения проводимости на каждом из электродов ЭЭГ: значения меньше 25 кОм являются достаточными для правильной работы активных электродов ЭЭГ и получения сигналов хорошего качества. Частота дискретизации сигналов ЭЭГ составляет 1 000 Гц.

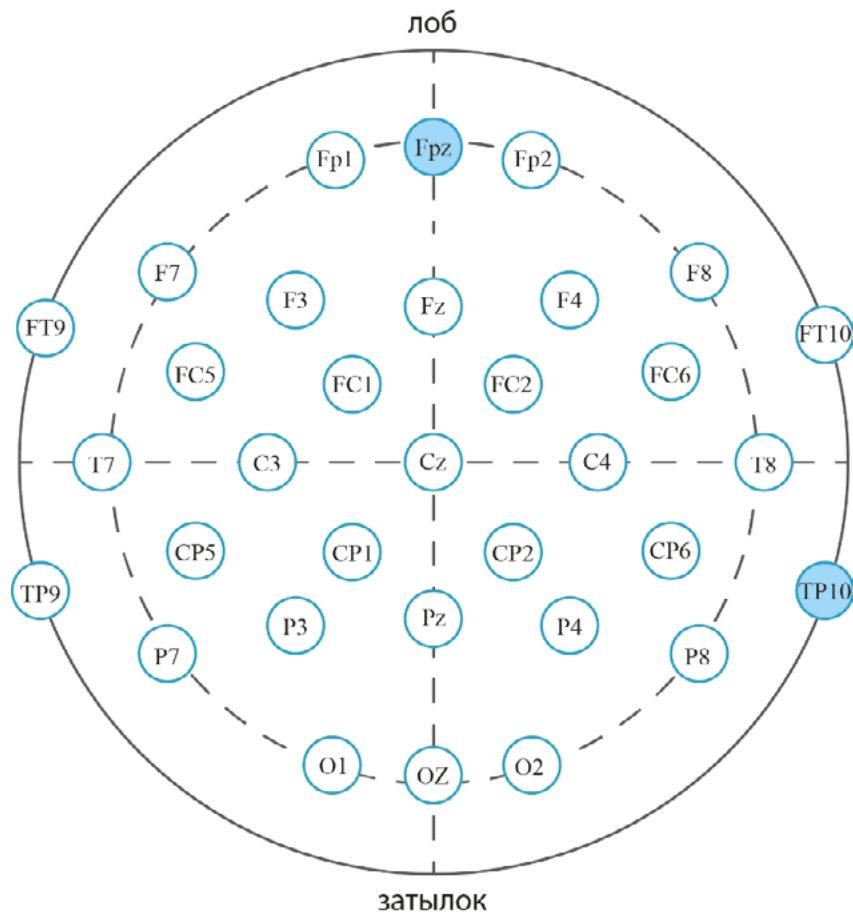


Рис. 1. Расположение электродов ЭЭГ в соответствии со стандартной схемой «10–10». Сплошным синим цветом показаны электрод заземления (Fpz) и референтный электрод (TP10)

Во всех рассматриваемых экспериментальных исследованиях принимали участие добровольцы. Все добровольцы подбирались в соответствии со следующими требованиями: правши, некурящие, не занимающиеся профессионально спортом, не принимающие медикаменты, без нейрофизиологических заболеваний и заболеваний моторно-двигательного аппарата. Перед экспериментом добровольцев просили в течение 48 часов придерживаться здорового образа жизни: не менее 8 часов сна, исключить потребление алкоголя, исключить или ограничить потребление кофеиносодержащих продуктов, избегать чрезмерных физических нагрузок. Все экспериментальные работы проводились в первой половине дня в помещении с достаточным уровнем естественного освещения. Перед экспериментом проводится инструктаж испытуемых, в ходе которого их информируют о целях и методах эксперимента, а также о связанных с его проведением возможных неудобствах. Добровольцы могли задать все интересующие вопросы и получить на них исчерпывающие ответы. Каждый испытуемый подписывал бланк информированного согласия на участие в эксперименте. Все экспериментальные работы проводились в соответствии с требованиями Хельсинкской декларации [15]. Испытуемый располагался удобно в кресле, руки лежали на подлокотниках. Перед испытуемым на расстоянии примерно 80 см от глаз был установлен монитор, на котором по ходу эксперимента предъявляются текстовые команды, информирующие о текущей фазе эксперимента или необходимости совершить определенное движение. Использовались команды следующих типов:

- выполнение реального/воображаемого движения левой/правой рукой;
- отдых между двумя последовательными выполнениями движения;

- перерыв между двумя основными сессиями в эксперименте;
- запись фоновой активности в начале и конце эксперимента.

Дизайн эксперимента схематично представлен на рис. 2. Каждый эксперимент начинался и заканчивался записью фоновой активности (180 с), во время которой испытуемому требовалось находиться в спокойном состоянии, думать о приятном, стараться не совершать никаких движений, держать глаза открытыми. Основная фаза эксперимента состояла из двух сессий. Во время сессии 1 испытуемый совершал реальные движения левой или правой рукой в соответствии с текстом команды на мониторе. Во время сессии 2 испытуемый воображал движения левой или правой рукой в соответствии с текстом команды на мониторе. Воображаемые движения аналогичны движениям, реально выполняемым в сессии 1. Каждая сессия состояла из 20 движений (триалов) – 10 реальных или воображаемых движений для каждой руки. Триалы с движениями левой и правой рукой шли в случайном порядке внутри сессии. Между сессиями 1 и 2 делался короткий перерыв (180 с).

Каждый отдельный триал состоял из базового уровня (5 с), текстовой команды с указанием требуемого типа движения (15 с) и отдыха (15 с), как показано на рис. 2. Текстовая команда находилась на мониторе в течение всех 15 с, за это время испытуемому необходимо было четко выполнить движения требуемого типа несколько раз. Интервал отдыха длился от окончания предыдущей текстовой команды до начала следующей. Интервал для базового уровня брался из отдыха после выполнения предыдущего движения.

Во время анализа данных активность мозга во время базового уровня вычиталась из активности во время выполнения движения для подавления эффектов, связанных с общим состоянием испытуемого, и получения более четко выраженной динамики активности, связанной только с выполнением движения. Выполнение движения на каждом триале (рис. 2) представляет собой многократное сгибание/разгибание всех пяти пальцев к центру ладони, напоминающее сжатие/разжатие воображаемого мяча в руке. Сгибание/разгибание пальцев выполняется со скоростью, комфортной для испытуемого.

Принимая во внимание все вышеперечисленное, было предложено следующее решение. Первым шагом проводится вейвлетный анализ в промежуточном диапазоне между альфа и бета: от 10 до 14 Гц. Анализ выполняется с помощью материнского вейвлета Морле на всем доступном временном диапазоне на каналах ЭЭГ, соответствующих моторной зоне (FC5, FC1, FC2, FC6, T7, C3, Cz, C4, T8, CP5, CP1, CP2, CP6). Далее с обоих концов (считая по времени) каждой частотно-временной поверхности исключается по 0,5 с для устранения краевых эффектов, вызванных вейвлетным преобразованием. Часть данных, соответствующих престимулу, усредняется по времени, после чего используется для процентной коррекции данных, соответствующих постстимулу. Процентная коррекция осуществляется по формуле (1):

$$\bar{p}_{ij} = \frac{p_{ij} - b_i}{b_i}, \quad (1)$$

- где p – точка вейвлетной поверхности, соответствующая постстимулу,
 b – точка, соответствующая усредненной по времени вейвлетной поверхности престимула,
 i, j – индексы по частоте и времени соответственно.

Полученные данные затем усредняются по времени. Для поиска моментов десинхронизации (начала воображаемого движения) применяется кластерный тест с перестановками на основе одновыборочного t -теста. Единицей наблюдения здесь являются испытания (триалы), каждому из которых соответствует матрица значений с размерностью (1 000, 13), где 1 000 – время (от 5 до 9 с, с частотой дискретизации 250 Гц соответственно), а 13 – каналы. Перед началом тестирования строится матрица смежности для каналов и точек по времени, которая затем используется при кластеризации. Сама процедура тестирования проводится следующим образом: для оригинальных данных рассчитываются t -значения по формуле (2):

$$t = \frac{\bar{X} - \mu}{s} \sqrt{n}, \quad (2)$$

где \bar{X} – усредненное по испытаниям значение каждой точки матрицы,
 s – стандартное отклонение этого значения,
 μ – тестируемое значение среднего, соответствующее нулю,
 n – объем выборки.

К полученным значениям затем применяется порог, соответствующий пятипроцентному критическому уровню t -распределения. Далее оставшиеся значения кластеризуются с помощью посчитанной ранее матрицы смежности. В каждом кластере может находиться минимум два значения, при этом для каждого кластера рассчитывается так называемая кластерная статистика (в нашем случае это сумма всех t -значений, попавших в кластер), перестановочное распределение которой будет составляться далее. Само распределение составляется следующим образом: выбирается некоторое количество испытаний, после чего их значения умножаются на -1 и пересчитывается кластерная статистика в существующих кластерах. Поскольку количество всех возможных перестановок растет факториально с увеличением количества испытаний, для оценки перестановочного распределения был выбран метод Монте-Карло, при котором проводятся не все возможные перестановки, а лишь случайная часть.

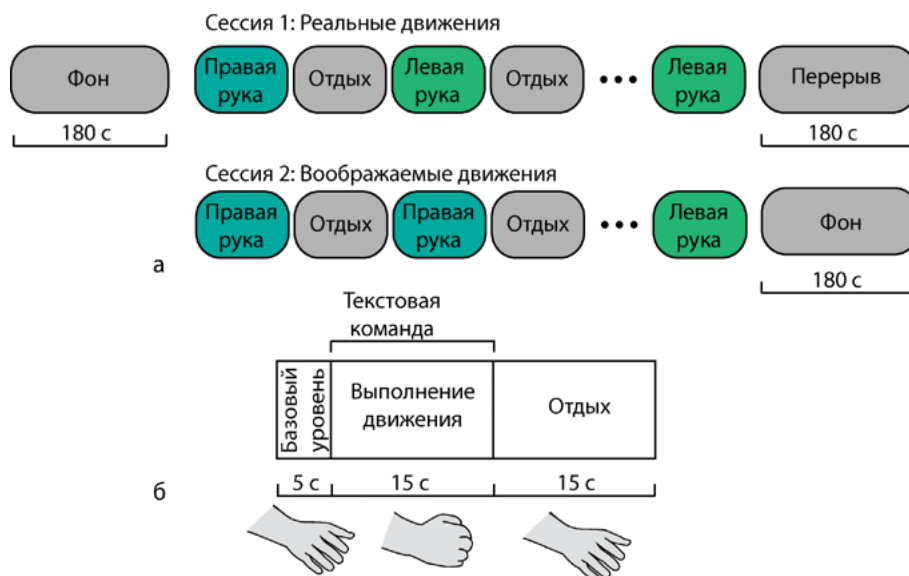


Рис. 2. Разработанный дизайн экспериментального исследования в общем виде (а) и демонстрация выполняемого движения на отдельном триале (б)

В рассматриваемом случае было выбрано количество 2 000 для каждого человека из тестовой группы. Таким образом, для каждого кластера оценивается его значимость с помощью построенного распределения. Кластер считается значимым, если его уровень значимости выше 95 %. Если же значимых кластеров не найдено, то вычисляется новое пороговое значение для t -значений с помощью списка критических уровней (5, 2,5, 1,25, 0,1 %). Полученные результаты далее используются для вычисления времени начала моторного воображения. Для этого выбирается самый ранний значимый кластер, имеющиеся t -значения в нем усредняются по значимым каналам, после чего выбирается первый локальный минимум. Время возникновения данного минимума отражает наибольшую десинхронизацию в диапазоне от 10 до 14 Гц, что отвечает требованиям активации моторной функции.

3. Результаты

На рис. 3 и 4 приведены результаты тестирования разработанного алгоритма для одного из добровольцев. Для выявленных кластеров справа приведены топограммы t -значений, попавших в кластер, слева – зависимости усредненной по кластеру мощности в альфа-диапазоне со стандартным отклонением (оранжевый) и t -значений, усредненных по каналам, попавших в кластер (синий); также на зависимости указан момент времени, определенный с помощью алгоритма. На представленных рисунках четко виден момент переключения t -значений для каналов, попавших в кластер, и это характеризует то, насколько хорошо работает предложенный алгоритм.

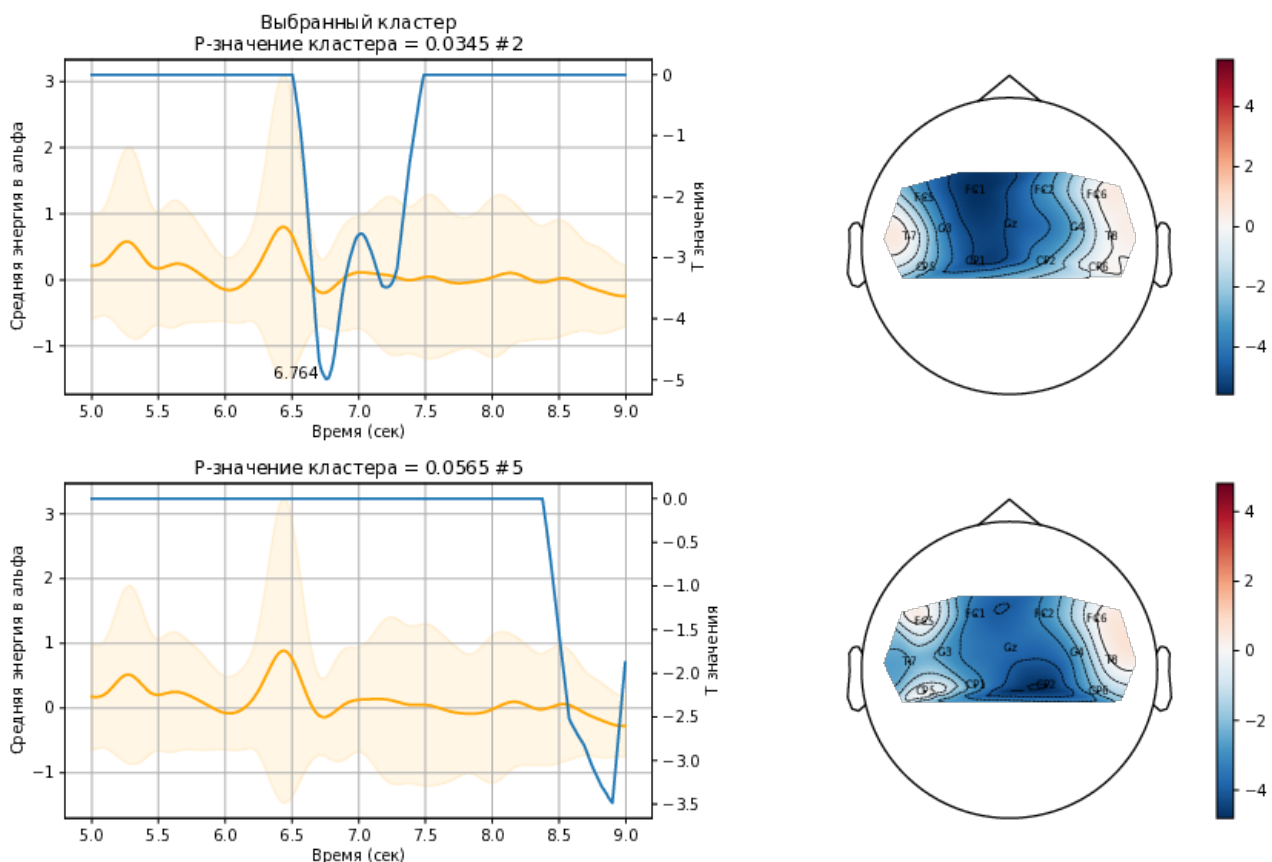


Рис. 3. Зависимости усредненной по кластеру мощности в альфа-диапазоне со стандартным отклонением (оранжевый) и t -значений, усредненных по каналам, попавших в кластер (синий), и соответствующие им топограммы

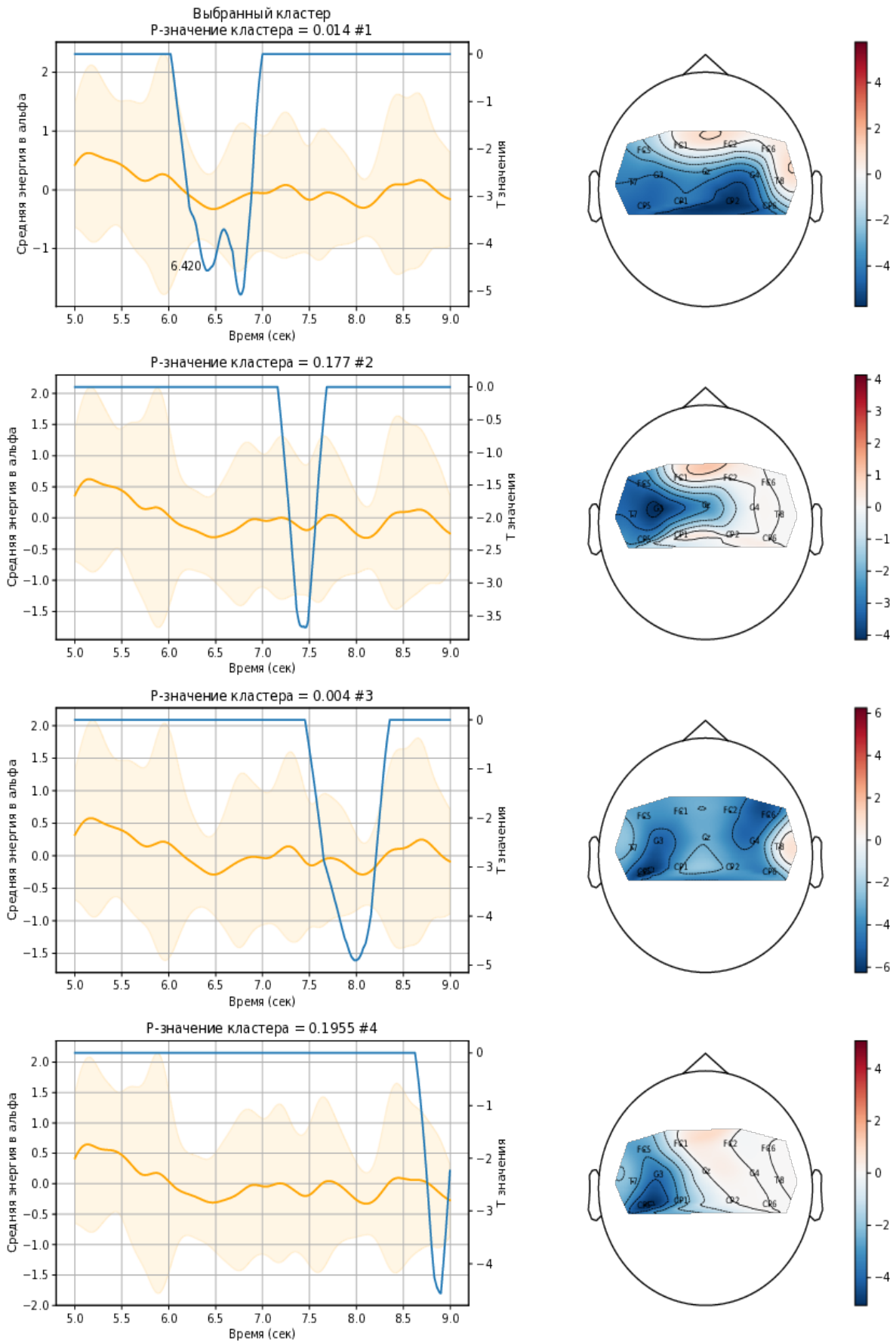


Рис. 4. Зависимости усредненной по кластеру мощности в альфа-диапазоне со стандартным отклонением (оранжевый) и t -значений, усредненных по каналам, попавших в кластер (синий), и соответствующие им топограммы

4. Обсуждение

Таким образом, в ходе исследования был проведен всесторонний анализ проблемы выявления и идентификации паттернов нейронной активности, возникающих при воображении движений, а также их особенностей, по сравнению с реальной двигательной активностью и наблюдением за движениями.

Записанные сигналы электрической активности прошли успешную предварительную обработку от артефактов и фильтрацию в заданном частотном диапазоне. При разработке алгоритма для определения момента времени начала акта воображения движения, который является основным в контуре управления робототехническими системами для задач реабилитации и обучения с использованием интерфейсов «мозг-компьютер» и технологий обратной связи, принималась во внимание следующая идея. Поскольку воображение является моторным, то мы должны наблюдать активацию моторной функции, что хорошо характеризуется провалом в альфа-диапазоне. Однако важно учитывать, что, в отличие от реальных движений, процессы, протекающие при моторном воображении, имеют большую вариабельность. Также следует помнить и то, что воображение относится к сложным когнитивным функциям, вследствие чего имеется тенденция проявления активности в большей степени в бета-диапазоне (от 15 до 30 Гц), нежели в альфа-диапазоне (от 8 до 12 Гц).

Помимо этого, была проведена классификация и соотнесение по областям мозга, активированным во время различных типов движений, для нахождения наиболее правдоподобных и часто наблюдаемых результатов по этому вопросу. В итоге были получены топограммы мозга, характерные для совершения воображаемого движения. Эти результаты могут помочь лучше понять природу воображаемого движения [16–18], что полезно для будущих разработок теорий, и предоставить проверенные описания физиологических процессов, лежащих в основе двигательного воображения, в качестве эталонной модели для будущей оценки воображения в новом исследовании. В свою очередь, такое исследование может быть полезно для широкой области применения, включая спорт, музыку, профилактику заболеваний и реабилитацию [7, 12].

5. Выводы

1. Разработан и проведен эксперимент с записью сигналов электрической активности головного мозга во время совершения воображаемых движений.
2. Проведена разработка алгоритмов определения момента времени начала акта воображения движения по записям сигналов электроэнцефалограмм.
3. Полученные алгоритмы были использованы для выявления и идентификации паттернов нейронной активности, возникающих при воображении движений, а также их особенностей, по сравнению с реальной двигательной активностью и наблюдением за движениями.

6. Благодарности

Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в рамках Программы развития Уральского федерального университета им. первого Президента России Б. Н. Ельцина в соответствии с программой стратегического академического лидерства «Приоритет-2030».

7. Список литературы

1. *Perky, C. W.* An experimental study of imagination / C. W. Perky // *Am. J. Psychol.* – 1910. – Vol. 21. – P. 422–452. – DOI 10.2307/1413350.
2. *Sirigu, A.* Motor and Visual Imagery as Two Complementary but Neurally Dissociable Mental Processes / A. Sirigu, J. R. Duhamel // *J. Cogn. Neurosci.* – 2001. – Vol. 13. – P. 910–919. – DOI 10.1162/089892901753165827.
3. *Hramov, A. E.* Physical principles of brain-computer interfaces and their applications for rehabilitation, robotics and control of human brain states / A. E. Hramov, V. A. Maksimenko, A. N. Pisarchik // *Phys. Rep.* – 2021. – Vol. 918. – P. 1–133. – DOI 10.1016/j.physrep.2021.03.002. – EDN EBHCQC.
4. *Hramov, A. E.* Functional near-infrared spectroscopy for the classification of motor-related brain activity on the sensor-level / A. E. Hramov, V. Grubov, A. Badarin [et al.] // *Sensors.* – 2020. – Vol. 20. – P. 2362. – DOI 10.3390/s20082362. – EDN MYMKYQ.
5. *Zimmermann-Schlatter, A.* Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: A systematic review / A. Zimmermann-Schlatter, C. Schuster, M. A. Puhan [et al.] // *J. Neuroeng. Rehabil.* – 2008. – Vol. 5. – P. 1–10. – DOI 10.1186/1743-0003-5-8.
6. *Grigorev, N. A.* A BCI-based vibrotactile neurofeedback training improves motor cortical excitability during motor imagery / N. A. Grigorev, A. O. Savosenkov, M. V. Lukoyanov [et al.] // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* – 2021. – Vol. 29. – P. 1583–1592. – DOI 10.1109/TNSRE.2021.3102304. – EDN WDCTWF.
7. *Abidi, M.* Neural correlates of motor imagery of gait in amyotrophic lateral sclerosis / M. Abidi, G. De Marco, F. GraMO [et al.] // *J. Magn. Reson. Imaging.* – 2021. – Vol. 53. – P. 223–233. – DOI 10.1002/jmri.27335.
8. *Helmich, R. C.* Cerebral compensation during motor imagery in Parkinson's disease / R. C. Helmich, F. P. de Lange, B. R. Bloem [et al.] // *Neuropsychologia.* – 2007. – Vol. 45. – P. 2201–2215. – DOI 10.1016/j.neuropsychologia.2007.02.024.
9. *Lulé, D.* Cortical plasticity in amyotrophic lateral sclerosis: Motor imagery and function / D. Lulé, V. Diekmann, J. Kassubek [et al.] // *Neurorehabil. Neural Repair.* – 2007. – Vol. 21. – P. 518–526. – DOI 10.1177/1545968307300698.
10. *Wang, L.* Aging changes effective connectivity of motor networks during motor execution and motor imagery / L. Wang, Y. Zhang, J. Zhang [et al.] // *Front. Aging Neurosci.* 2019. – P. 312. – DOI 10.3389/fnagi.2019.00312.
11. *Danckert, J.* Attention, motor control and motor imagery in schizophrenia: Implications for the role of the parietal cortex / J. Danckert, M. Saoud, P. Maruff // *Schizophr. Res.* – 2004. – Vol. 70. – P. 241–261. – DOI 10.1016/j.schres.2003.12.007.
12. *Mizuguchi, N.* Motor imagery and sport performance / N. Mizuguchi, H. Nakata, Y. Uchida, K. Kanosue // *J. Phys. Fit. Sports Med.* – 2012. – Vol. 1. – P. 103–111. – DOI 10.7600/jpfs.1.103.
13. *Ladda, A. M.* Using motor imagery practice for improving motor performance, A review / A. M. Ladda, F. Lebon, M. Lotze // *Brain Cogn.* – 2021. – Vol. 150. – P. 105705. – DOI 10.1016/j.bandc.2021.105705 333.
14. *Buzsáki, G.* Neuronal oscillations in cortical networks / G. Buzsáki, A. Draguhn // *Science.* – 2004. – Vol. 304, No. 5679. – P. 1926–1929. – DOI 10.1126/science.1099745. – EDN HEEDPV.
15. *Rickham, P. P.* Human experimentation. Code of ethics of the world medical association. Declaration of Helsinki / P. P. Rickham // *Br. Med. J.* – 1964. – Vol. 5402, No. 2. – P. 177. – DOI 10.1136/bmj.2.5402.177.

16. *Chholak, P.* Visual and kinesthetic modes affect motor imagery classification in untrained subjects / P. Chholak, G. Niso, V. A. Maksimenko [et al.] // *Sci. Rep.* – 2019. – Vol. 9. – P. 9838. – DOI 10.1038/s41598-019-46310-9.
17. *Pisarchik, A. N.* / A. N. Pisarchik, S. A. Kurkin [et al.] // *Cybern. Phys.* – 2019. – Vol. 8. – No. 3. – P. 106–113. – DOI 10.1038/s41598-019-46310-9.
18. *Hramov, A. E.* Functional Near-Infrared Spectroscopy for the Classification of Motor-Related Brain Activity on the Sensor-Level / A. E. Hramov, V. Grubov, A. Badarin [et al.] // *Sensors.* – 2020. – Vol. 20. – P. 2362. – DOI: 10.3390/s20082362.

Сведения об авторах:

Хорев Владимир Сергеевич, канд. ф.-м. н., старший научный сотрудник Балтийского центра нейротехнологий и искусственного интеллекта, Балтийский федеральный университет им. И. Канта, ул. А. Невского, 14, г. Калининград, 236041, Россия. Эл. почта: khorevvs@gmail.com.

Смирнов Никита Владимирович, студент АНО ВО Университет Иннополис, Университетская ул., 1, Иннополис, Респ. Татарстан, 420500, Россия. Эл. почта: n.smirnov@innopolis.university.

Куркин Семен Андреевич, д. ф.-м. н., доцент, 1) ведущий научный сотрудник Балтийского центра нейротехнологий и искусственного интеллекта, Балтийский федеральный университет им. И. Канта, ул. А. Невского, 14, г. Калининград, 236041, Россия; 2) главный специалист НИИ Нейронаук, Самарский государственный медицинский университет, ул. Чапаевская, 89, г. Самара, 443099, Россия. Эл. почта: kurkinsa@gmail.com.

Сергеев Александр Петрович, канд. ф.-м. н., заведующий лабораторией физики и экологии Института промышленной экологии УрО РАН, г. Екатеринбург, Россия. Эл. почта: aleksandrpsergeev@gmail.com.

Гордлеева Сусанна Юрьевна, д. ф.-м. н., 1) заведующая Научно-исследовательской лабораторией нейродинамики и когнитивных технологий, Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского, проспект Гагарина, 23, г. Нижний Новгород, 603022, Россия; 2) старший научный сотрудник Балтийского центра нейротехнологий и искусственного интеллекта, Балтийский федеральный университет им. И. Канта, ул. А. Невского, 14, г. Калининград, 236041, Россия. Эл. почта: Gordleeva@neuro.nnov.ru.

Храмов Александр Евгеньевич, д. ф.-м. н., профессор, 1) главный научный сотрудник Балтийского центра нейротехнологий и искусственного интеллекта, Балтийский федеральный университет им. И. Канта, ул. А. Невского, 14, г. Калининград, 236041, Россия; 2) главный специалист НИИ Нейронаук, Самарский государственный медицинский университет, ул. Чапаевская, 89, г. Самара, 443099, Россия. Эл. почта: hramovae@gmail.com.

DETECTION OF THE BEGINNING OF THE IMAGINARY MOVEMENT

V. S. Khorev ¹, N. V. Smirnov ², S. A. Kurkin ^{1,3}, A. P. Sergeev ^{4,5},
S. Y. Gordleeva ¹, A. E. Hramov ^{1,4}

¹ *Baltic Center for Artificial Intelligence and Neurotechnology, Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, Russia*

² *Institute of software development and engineering, Innopolis University, Innopolis, Russia*

³ *Neurosciences Research Institute of Samara State Medical University, Samara, Russia*

⁴ *Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin, Ekaterinburg, Russia*

⁵ *Institute of Industrial Ecology, Ural Branch of the Russian Academy of Sciences, Ekaterinburg, Russia*

This work is devoted to the development of a method for determining the moment of the beginning of the imaginary motion act by recording electroencephalogram signals from the data obtained in the course of an experimental study of the imaginary motion acts. In the course of the experiment, electrical signals of the brain activity were recorded. The signals that were pre-processed and filtered then were used to test the method of determining the beginning of movement. To demonstrate the operation of the method, the dependences of the averaged power in the alpha-band and the topograms were plotted. The resulting algorithms were used to detect and identify the patterns of neural activity that emerge during imagery movements, as well as their features, in comparison with real motor activity and observation of movements.

Key words: imaginary movement; eeg; data analysis; neural activity; experiment.

References

1. *Perky, C. W. An experimental study of imagination / C. W. Perky // Am. J. Psychol. – 1910. – Vol. 21. – P. 422–452. – DOI 10.2307/1413350.*
2. *Sirigu, A. Motor and Visual Imagery as Two Complementary but Neurally Dissociable Mental Processes / A. Sirigu, J. R. Duhamel // J. Cogn. Neurosci. – 2001. – Vol. 13. – P. 910–919. – DOI 10.1162/089892901753165827.*
3. *Hramov, A. E. Physical principles of brain-computer interfaces and their applications for rehabilitation, robotics and control of human brain states / A. E. Hramov, V. A. Maksimenko, A. N. Pisarchik // Phys. Rep. – 2021. – Vol. 918. – P. 1–133. – DOI 10.1016/j.physrep.2021.03.002. – EDN EBHCQC.*
4. *Hramov, A. E. Functional near-infrared spectroscopy for the classification of motor-related brain activity on the sensor-level / A. E. Hramov, V. Grubov, A. Badarin [et al.] // Sensors. – 2020. – Vol. 20. – P. 2362. – DOI 10.3390/s20082362. – EDN MYMKYQ.*

5. *Zimmermann-Schlatter, A.* Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: A systematic review / A. Zimmermann-Schlatter, C. Schuster, M. A. Puhan [et al.] // *J. Neuroeng. Rehabil.* – 2008. – Vol. 5. – P. 1–10. – DOI 10.1186/1743-0003-5-8.
6. *Grigorev, N. A.* A BCI-based vibrotactile neurofeedback training improves motor cortical excitability during motor imagery / N. A. Grigorev, A. O. Savosenkov, M. V. Lukoyanov [et al.] // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* – 2021. – Vol. 29. – P. 1583–1592. – DOI 10.1109/TNSRE.2021.3102304. – EDN WDCTWF.
7. *Abidi, M.* Neural correlates of motor imagery of gait in amyotrophic lateral sclerosis / M. Abidi, G. De Marco, F. GraMO [et al.] // *J. Magn. Reson. Imaging.* – 2021. – Vol. 53. – P. 223–233. – DOI 10.1002/jmri.27335.
8. *Helmich, R. C.* Cerebral compensation during motor imagery in Parkinson's disease / R. C. Helmich, F. P. de Lange, B. R. Bloem [et al.] // *Neuropsychologia.* – 2007. – Vol. 45. – P. 2201–2215. – DOI 10.1016/j.neuropsychologia.2007.02.024.
9. *Lulé, D.* Cortical plasticity in amyotrophic lateral sclerosis: Motor imagery and function / D. Lulé, V. Diekmann, J. Kassubek [et al.] // *Neurorehabil. Neural Repair.* – 2007. – Vol. 21. – P. 518–526. – DOI 10.1177/1545968307300698.
10. *Wang, L.* Aging changes effective connectivity of motor networks during motor execution and motor imagery / L. Wang, Y. Zhang, J. Zhang [et al.] // *Front. Aging Neurosci.* 2019. – P. 312. – DOI 10.3389/fnagi.2019.00312.
11. *Danckert, J.* Attention, motor control and motor imagery in schizophrenia: Implications for the role of the parietal cortex / J. Danckert, M. Saoud, P. Maruff // *Schizophr. Res.* – 2004. – Vol. 70. – P. 241–261. – DOI 10.1016/j.schres.2003.12.007.
12. *Mizuguchi, N.* Motor imagery and sport performance / N. Mizuguchi, H. Nakata, Y. Uchida, K. Kanosue // *J. Phys. Fit. Sports Med.* – 2012. – Vol. 1. – P. 103–111. – DOI 10.7600/jpfsm.1.103.
13. *Ladda, A. M.* Using motor imagery practice for improving motor performance, A review / A. M. Ladda, F. Lebon, M. Lotze // *Brain Cogn.* – 2021. – Vol. 150. – P. 105705. – DOI 10.1016/j.bandc.2021.105705 333.
14. *Buzsáki, G.* Neuronal oscillations in cortical networks / G. Buzsáki, A. Draguhn // *Science.* – 2004. – Vol. 304, No. 5679. – P. 1926–1929. – DOI 10.1126/science.1099745. – EDN HEEDPV.
15. *Rickham, P. P.* Human experimentation. Code of ethics of the world medical association. Declaration of Helsinki / P. P. Rickham // *Br. Med. J.* – 1964. – Vol. 5402, No. 2. – P. 177. – DOI 10.1136/bmj.2.5402.177.
16. *Chholak, P.* Visual and kinesthetic modes affect motor imagery classification in untrained subjects / P. Chholak, G. Niso, V. A. Maksimenko [et al.] // *Sci. Rep.* – 2019. – Vol. 9. – P. 9838. – DOI 10.1038/s41598-019-46310-9.
17. *Chholak, P.* Neuronal pathway and signal modulation for motor communication / P. Chholak, A. N. Pisarchik, S. A. Kurkin [et al.] // *Cybern. Phys.* – 2019. – Vol. 8. – No. 3. – P. 106–113. – DOI 10.1038/s41598-019-46310-9.
18. *Hramov, A. E.* Functional Near-Infrared Spectroscopy for the Classification of Motor-Related Brain Activity on the Sensor-Level / A. E. Hramov, V. Grubov, A. Badarin [et al.] // *Sensors.* – 2020. – Vol. 20. – P. 2362. – DOI: 10.3390/s20082362.