

**ФИЗИОЛОГИЯ ВЫСШЕЙ НЕРВНОЙ  
(ПСИХИЧЕСКОЙ) ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА**

УДК 612.821.1, 612.821.2

**ЛАТЕРАЛИЗАЦИЯ ПАТТЕРНОВ ЭЭГ У ЧЕЛОВЕКА  
ПРИ ПРЕДСТАВЛЕНИИ ДВИЖЕНИЙ РУКАМИ  
В ИНТЕРФЕЙСЕ МОЗГ–КОМПЬЮТЕР**

© 2016 г. А. Н. Васильев<sup>1,2</sup>, С. П. Либуркина<sup>1,2</sup>, А. Я. Каплан<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова

<sup>2</sup>Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова

<sup>3</sup>Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского

e-mail: akaplan@mail.ru

Поступила в редакцию 21.10.2015 г.

Принята в печать 25.02.2016 г.

Выполнено исследование паттернов сенсомоторной ритмики ЭЭГ у 10 здоровых испытуемых при представлении ими различных движений в проксимальных и дистальных отделах рук. Испытуемые получали визуальную обратную связь, для формирования которой использовалась технология интерфейса мозг–компьютер (ИМК), позволяющая в реальном времени детектировать в ЭЭГ эпизоды десинхронизации сенсомоторных ритмов и классифицировать их по пространственно-временным паттернам на принадлежность к конкретным моторным представлениям. В ходе исследования все испытуемые научились модулировать сигналы обратной связи в контуре ИМК с помощью представления движений пальцами и плечами. Однако, паттерны десинхронизации сенсомоторных ритмов, возникающие при представлении движений плечами, имели более выраженную контралатеральную локализацию рабочей руки, чем представления движений пальцами и потому, очевидно, с большей надежностью (в среднем до 72% по сравнению с 58% при представлении движений пальцами), детектировались в контуре ИМК. Таким образом, показано, что величина разности коэффициентов латерализации паттернов ЭЭГ при представлении движений правой и левой рукой тесно коррелирует с точностью их классификации и может быть использована в качестве ведущего параметра при оптимизации ИМК на основе моторного представления.

*Ключевые слова:* интерфейс мозг–компьютер, ЭЭГ, представление движений, классификация паттернов, сенсомоторный, мю-ритм, десинхронизация, инсульт, реабилитация, идеомоторная тренировка.

**Lateralization of EEG Patterns in Humans during Motor Imagery  
of Arm Movements in the Brain–Computer Interface**

A. N. Vasilyev<sup>1,2</sup>, S. P. Liburkina<sup>1,2</sup>, A. Ya. Kaplan<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Lomonosov Moscow State University

<sup>2</sup> Pirogov Russian National Research Medical University

<sup>3</sup> Lobachevsky State University of Nizhni Novgorod

e-mail: akaplan@mail.ru

In this study EEG patterns of sensorimotor rhythm were examined in 10 healthy subjects while performing motor imagery of upper arm and hand movements. Participants received visual feedback through so-called brain–computer interface (BCI) used for detection of user-specific spatio-temporal EEG patterns associated with performed mental tasks. During the course study, all of the subjects were able to modulate their sensorimotor EEG by performing motor imagery of shoulder and fingers movements. Patterns during imagery of shoulder movements were found to have more pronounced contralateral localization, than those during hand movements' imagery. That led to significantly better classification accuracies of the most lateralized patterns when discriminating between left and right hand (72 and 58%

corresponding to shoulder and hand motor imagery). Value of difference of patterns' lateralization indexes had shown strong correlation with classification accuracy, suggests it could be used as a good reference mark for choosing optimal motor imagery tasks for BCI application.

*Keywords: brain—computer interface, EEG, motor imagery, pattern classification, sensorimotor, mu rhythm, event-related desynchronization, stroke, rehabilitation, ideomotor training.*

**DOI:** 10.7868/S0044467716030126

## ВВЕДЕНИЕ

Технология интерфейсов мозг—компьютер (ИМК) позволяет человеку без посредства периферических нервов и мышц научиться осуществлять коммуникацию с внешней средой только на основании мысленных усилий, детектируемых по сопутствующим изменениям в электроэнцефалограмме (ЭЭГ) [Wolpaw et al., 2002; Kaplan et al., 2005; Каплан и др., 2013]. Возможность замещения нервно-мышечного звена в коммуникационных и двигательных актах на искусственные исполнительные устройства, управляемые непосредственно электрической активностью корковых структур, открывает принципиально новую перспективу в исследовании процессов обучения и пластических перестроек нейронных сетей при восстановлении сенсомоторных систем после их частичного поражения [Каплан, 2016]. К таким процессам, в частности, относится реформатирование нейродинамических субстратов для обеспечения утраченных или нарушенных двигательных функций путем включения их активности в контур управляемых от ЭЭГ электронно-механических эффекторов [Koike et al., 2015; Каплан, 2016; Фролов и др., 2013].

Исследования и разработки технологии ИМК, изначально направленные на самые разные сферы практической деятельности человека [Vidal, 1973], в последние годы все более консолидируются в области реабилитации пациентов с поражениями двигательной системы после инсультов и черепно-мозговых травм [van Dokkum et al., 2015]. Особую популярность среди разработчиков приобрели ИМК, в которых для детектирования мысленных команд используется способность человека произвольно вызывать эпизоды десинхронизации мю-ритма ЭЭГ в сенсомоторных областях коры головного мозга посредством кинестетического представления о движении, выполняемом, например, пальцами левой или правой руки [Pfurtscheller, Neuper, 1997; Мокиенко и др., 2013]. Подавая коман-

ды такими мысленными усилиями, например, посредством модуляции ЭЭГ моторной коры, временно лишённые двигательных функций пациенты могут существенно расширить сферу самообслуживания вплоть до управления курсором на компьютерном мониторе, инвалидной коляской или экзоскелетными конструкциями. Более того, тренируясь посредством ИМК представлять движение парализованной частью тела, они смогут поддерживать в рабочем тоне соответствующие корковые области, тем самым расширяя их метаболические и пластические ресурсы к восстановлению моторного контроля. Действительно, в исследованиях с измерением амплитуды электрографического мышечного ответа на околопороговую транскраниальную магнитную стимуляцию (ТМС) моторной коры головного мозга было показано, что одно только представление о движении, сопряженное с десинхронизацией мю-ритма, как командного сигнала для ИМК, приводит к повышению возбудимости соответствующих корковых областей [Takemi et al., 2013]. Таким образом, процессам восстановления двигательных функций после нейротравмы могла бы способствовать одна только идеомоторная тренировка с представлением движений [Page et al., 2007]. Однако проблемной оказалась неопределенность самой возможности человека многократно вызывать мысленное представление одного и того же движения без уменьшения выраженности сопряженной с этим десинхронизацией мю-ритма. Оптимальным подходом к стабилизации эффекта десинхронизации мю-ритма при представлении движения является подключение к этой схеме контура обратной связи, в котором испытуемый может получать сведения о глубине вызванной его произвольными мысленными усилиями десинхронизации ЭЭГ в каждом акте представления движений. Эта обратная связь позволяет испытуемому настраивать свои мысленные усилия таким образом, чтобы при каждом акте мысленного представления движения на-

дежно достигать корковой активации заданного уровня. Подобный контур обратной связи можно построить на основе ИМК, детектирующего эпизоды десинхронизации мю-ритма выше определенного уровня и выдающего команды обратной связи в виде графических элементов на экране монитора или в действиях внешних исполнительных устройств. Таким образом, ИМК, подключенные к моторным областям коры и сопряженные с системами отображения или исполнения командных сигналов обратной связи, могут стать своего рода тренажерными комплексами, например, в системе реабилитационных процедур для пациентов с двигательными нарушениями вследствие инсульта или черепно-мозговой травмы. В этой связи становится актуальной разработка технологий тренажерных ИМК, требующих надежного (сопровождающего каждый акт моторного представления) детектирования сопряженных с представлением движения событий в ЭЭГ, среди которых десинхронизация мю-ритмики является первым кандидатом на эту роль. Однако, связанная с представлением движения десинхронизация мю-ритмики ЭЭГ характеризуется достаточно специфичными для каждого испытуемого пространственно-временными паттернами, включающими, к тому же, еще и несколько динамических компонент. Эффективная классификация таких паттернов в контуре ИМК становится возможной только при оптимальном сочетании регламента исследования, способов обработки сигнала и стратегии обучения пользователя представлению движения. В силу того, что сенсомоторные ритмы не имеют точной соматотопической локализации, доступный для конкретного пользователя репертуар движений с уверенно различимыми между собой ЭЭГ паттернами весьма ограничен: движения правой и левой руки, ног и, в некоторых случаях, языка. Тем не менее, при надежном распознавании в ИМК этих нескольких специфических паттернов десинхронизации становится возможным формирование сигналов обратной связи для обучения испытуемого владению эффективными способами представления движений и создание на этой основе ассистивных и нейротренажерных технологий для управления, например, робототехническими и экзоскелетными конструкциями. В этой связи, для повышения эффективности ИМК на основе представления движения становится актуальным изучение характера и локализации паттернов кор-

ковой ЭЭГ активности, возникающих при представлении движений различных частей конечностей и при разных способах формирования этих представлений.

Как известно [Zich et al., 2015], важнейшим параметром для распознавания паттернов представления движений правой и левой руки является степень латерализации этих паттернов. В зависимости от регламента тестирования и индивидуальных особенностей человека, помимо ожидаемой контралатеральной реакции коры при представлении движения одной из рук, часто может наблюдаться сходная реакция и в ипсилатеральном полушарии. Этот эффект в значительной степени (часто до случайного уровня) снижает шансы правильного детектирования представлений движения правой и левой руки по отдельности. В работе [Zich et al., 2015], в частности, было показано, что при представлении движения отведения большого пальца наряду с контралатеральной реакцией ЭЭГ также наблюдается ипсилатеральная десинхронизация ЭЭГ ритмов, особенно сильно выраженная у пожилых испытуемых (которые являются целевой группой для применения рассматриваемой технологии). Ипсилатеральная активации при мысленном представлении движения конечности наблюдается не только на ЭЭГ, но и в записях фМРТ [Hanakawa et al., 2005; Horenstein et al., 2009; Mokienko et al., 2013], вполне вероятно, она связана с продолжительностью и сложностью выполняемого движения [Nam et al., 2011; Gueugneau et al., 2013], что делает ее практически неотличимой от контралатеральной активации ЭЭГ.

Таким образом, недостаточная латерализация паттернов ЭЭГ, сопряженных с представлением движения правой и левой руки, является одним из самых серьезных препятствий на пути создания эффективных тренажерных устройств на основе ИМК.

По-видимому, возможным решением этой проблемы может стать оптимальный выбор типа представляемого движения правой и левой рукой по критерию наибольшей латерализации сопряженных с этим реакцией ЭЭГ. Поэтому в настоящей работе мы поставили цель выяснить, как выбор типа представляемого движения (на примере движений пальцами и плечом руки) влияет на характер вызываемых паттернов ЭЭГ, а также насколько их различия сказываются на точности классификации этих паттернов при работе испытуемого в контуре интерфейса мозг–компьютер.

## МЕТОДИКА

*Испытуемые.* В исследовании приняли участие 10 здоровых добровольцев (6 женщин) в возрасте 21–29 лет ( $M = 24$ ), праворуких ( $+83 \pm 5.6$  по Эдинбургскому опроснику [Oldfield, 1971]). Все испытуемые дали письменное информированное согласие на участие в исследовании. Протокол исследования был одобрен этической комиссией Биологического факультета МГУ имени М.В. Ломоносова.

*Регистрация ЭЭГ.* Регистрация ЭЭГ осуществлялась на оборудовании BrainProducts GmbH (Германия) “actiChamp” с помощью 64 активных электродов, расположенных по системе 10-10. В качестве референта использовались электроды в позициях TP9 + TP10, заземляющий электрод – Afz. Контактное сопротивление для всех электродов не превышало 10 кОм. Частота дискретизации сигнала составляла 500 Гц, проводилась фильтрация в частотном диапазоне 0.01–60 Гц, с Notch-фильтром 50 Гц.

*Структура исследования.* Каждый испытуемый принял участие в 5–7 экспериментальных сессиях. В начале каждой сессии проводился контроль текущего состояния (Шкала состояний, [Леорова, Кузнецова, 2007]). Во время эксперимента испытуемый сидел в комфортном кресле с подлокотниками и подставкой для рук. Экспериментальная сессия состояла из 10–15 записей, в ходе которых испытуемый с короткими паузами непрерывно исполнял череду ментальных задач в ответ на командные пиктограммы, предъявляемые на ЖК мониторе (диагональ 23 дюйма), расположенном на расстоянии 1.2 м от глаз.

В качестве ментальных задач было выбрано мысленное представление испытуемым нескольких вариантов движений: последовательные нажатия пальцами руки на подставку (“пальцы”), поднятие и опускание плеча по дуговой траектории со сменой направления, последовательное отведение/приведение-сдвиг назад плеча в плоскости подлокотника (для каждого испытуемого использовалось наиболее комфортное из движений плечом), а также задача “зрительная сцена”, во время которой испытуемый считал элементы абстрактной картинкой, расположенной в центре экрана. В одной записи комбинировалось 3 типа стимулов – представление движения левой рукой, представление движения правой рукой и “зрительная сцена”.

Длительность предъявления командных пиктограмм и зрительных сцен составляла 8 секунд с межстимульным интервалом в 2.5 с. В каждой экспериментальной сессии выполнялось 3–4 последовательные записи для каждого типа представлений движений (плечом и пальцами), притом первые 1–2 записи проходили без предъявления обратной связи (испытуемый видел на экране только командную пиктограмму), а во время остальных записей для каждого типа ментальной задачи помимо пиктограммы предъявлялась обратная связь – анимированная полоска, накапливающаяся в объеме (0–100%) пропорционально числу верных распознаваний паттерна ЭЭГ за отведенное на экспозицию пиктограммы время (8 с).

*Анализ данных.* Для анализа ЭЭГ на фоне каждого состояния (представление движения правой рукой; левой рукой; “зрительная сцена”) использовался временной интервал, соответствующий времени отображения стимула за вычетом первых двух секунд, для минимизации “переходных” процессов в ЭЭГ. Для анализа и классификации ЭЭГ паттернов, соответствующих каждой ментальной задаче, использовались спектральные характеристики сигнала в выделенных эпохах.

*Классификация паттернов.* Для выделения значимых для классификации характеристик паттернов ЭЭГ фильтровалась в полосе 6–40 Гц, с последующим расчетом индивидуального пространственного CSP фильтра (Common Spatial Pattern, [Koles, 1991]), успешно применяющегося для распознавания паттернов представления движений [Ramoser et al., 2000]. Особенностью этого фильтра является то, что процедура его расчета аналитически не обобщается для более чем двух классов сигнала, поэтому в настоящей работе применялся метод попарных сравнений ментальных состояний с обобщением бинарных решений в классификаторе. Далее для каждой пары паттернов по CSP-фильтрованному сигналу выделялись наиболее значимые для классификации спектральные параметры (применялось оконное быстрое преобразование Фурье: окно 1с с перекрытием 90%) посредством сравнения для каждого из каналов мощностей каждой из частот в двух исследуемых состояниях. По результатам сравнения каждой комбинации “канал-частота” присваивался весовой коэффициент, равный области перекрытия (в процентах) наблюдаемых плотностей вероятности мощности дан-

ной частоты в ЭЭГ для сравниваемых состояний. Признаки (амплитуда частоты в данном канале) с наибольшими весами использовались для обучения Байесовского классификатора. Частота опроса классификатора составляла 10 Гц со скользящим усреднением по интервалам 0.5 с. Апостериорные вероятности на выходе классификатора преобразовывались в бинарные решения при помощи порога, составлявшего 0.65 для двухклассового случая и 0.55 для трехклассового. Для тестирования классификатора использовалась 10-блоковая перекрестная проверка (10-fold cross-validation), где за один блок принимался сигнал, содержащий по одной попытке каждого класса активности. В качестве показателя точности классификации использовались параметры вероятности верной ( $P_c$ ) и ошибочной классификации ( $P_{ic}$ ), рассчитываемые как отношение соответственно времени верного и ошибочного распознавания состояния к общему времени для данного состояния. Подпороговые значения классификатора не рассматривались как ошибочные при оценке точности работы классификатора, однако их число учитывалось при расчете вероятностей верной и ошибочной классификации.

*Топографическое картирование паттернов.* Для топографического картирования паттернов активности при представлении движений за референтное состояние принимались паттерны, соответствующие задаче “визуальная сцена”. ЭЭГ по всем каналам подвергалась пространственной фильтрации с помощью фильтра “Поверхностный Лапласиан” (Surface Laplacian, по [Perrin et al., 1989]), после чего проводилось быстрое оконное преобразование Фурье (окно 1с, перекрытие 90%) Для всех частот находилась плотность вероятностей ее мощности для двух сравниваемых состояний во всех каналах. Процент перекрытия этих плотностей служил весовым коэффициентом пары “частота-канал”. Далее для каждого канала выбирался наибольший коэффициент из диапазона частот 8–26 Гц (объединенный диапазон физиологически значимых альфа- и бета-колебаний). Этот весовой коэффициент служил количественным индикатором величины реакции (де)синхронизации при переходе от референтного состояния (“зрительная сцена”) к представлению движения правой или левой рукой в рассматриваемом канале.

Таким образом картировалась степень изменения спектральной мощности при состо-

янии представления движения по сравнению с условным состоянием покоя (задача “визуальная сцена”). Для всех топографических карт рассчитывался индекс латерализации, получаемый по формуле

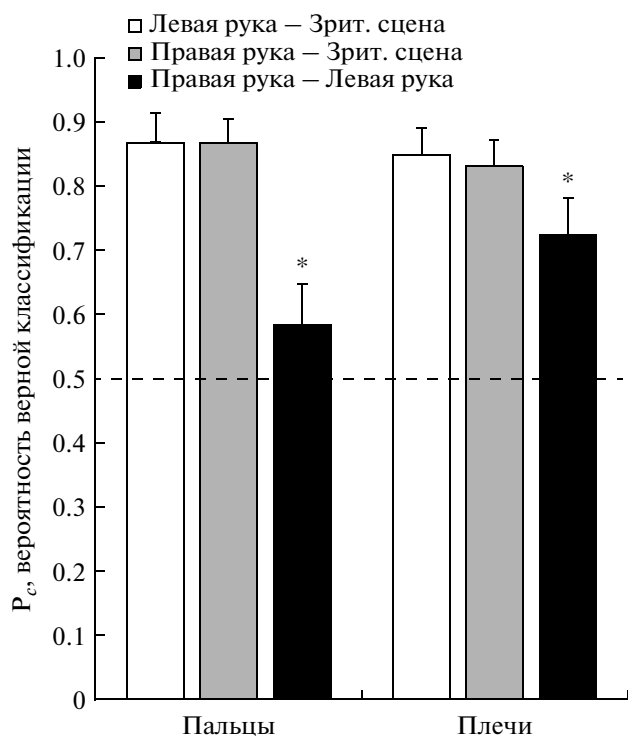
$$LI = \frac{\sum_{i=1}^n W_{\text{прав}} - \sum_{k=1}^n W_{\text{лев}}}{\sum_{i=1}^n W_{\text{прав}} + \sum_{k=1}^n W_{\text{лев}}}$$

Где  $W_{\text{прав}}$  и  $W_{\text{лев}}$  – весовые коэффициенты для отведений ( $i, k$ ) соответственно правого и левого полушарий. Из рассмотрения исключались центральные отведения “z”, а также каналы AF, FP и PO, O, поскольку значимого эффекта в них не ожидалось. Отрицательные значения индекса соответствуют преобладанию активности в левом полушарии, положительные – в правом.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

*Оценка точности классификации.* Поскольку использовавшийся в работе подход к классификации строился на основе бинарных сравнений, для определения “узкого места” были проведены обучение и тестирование на выборках, содержащих только два типа состояний. На рис. 1 видно, что точность распознавания при классификации состояния представления движения на фоне “зрительной сцены” для всех испытуемых была достаточно высокой – суммарно для всех движений  $0.84 \pm 0.05$  (Mean  $\pm$  SE). При этом мысленные движения плечом не отличались по эффективности классификации от движений пальцами. Классификация в паре “правая рука–левая рука” была существенно хуже, чем в парах “какая-либо рука–зрительная сцена”, поэтому различимость именно этих двух паттернов определяла общую эффективность распознавания. Различимость паттернов при представлении движений плечами разных рук оказалась существенно выше ( $U$ -критерий Манна–Уитни,  $p < 0.01$ ) таковой для пальцев:  $P_c$  соответственно 0.72 и 0.58 (рис. 1).

При классификации одновременно трех состояний видно (рис. 2), что при использовании представлений движений плечами удается достичь значительно более высокой эффективности классификации, чем при мысленных движениях пальцами.

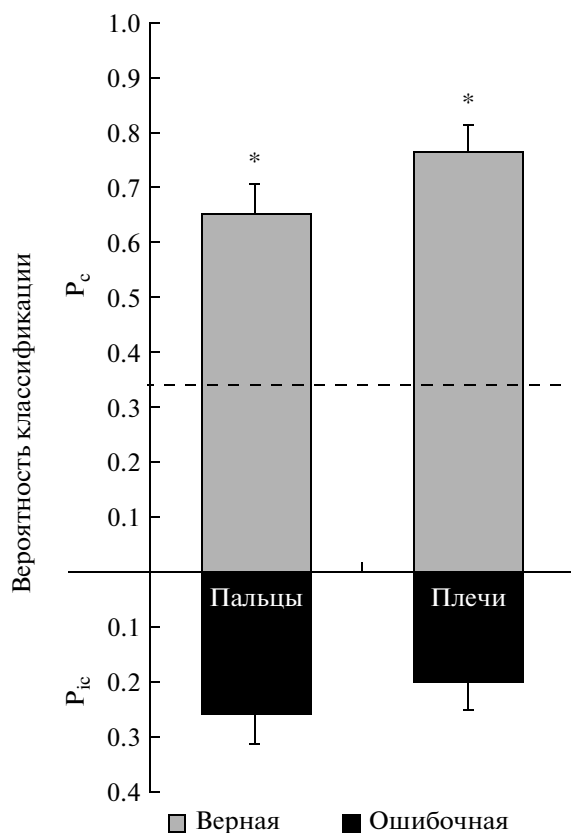


**Рис. 1.** Точность распознавания при классификации пар состояний. Уровень случайного распознавания показан пунктирной линией. Указаны средние значения для испытуемых ( $n = 10$ ), \* – значимые различия между соответствующими значениями для плеч и пальцев,  $U$ -критерий Манна–Уитни,  $p < 0.01$ .

**Fig. 1.** Classification accuracy in pairs of classes. Chance level marked with dashed line. Mean values for all subjects are shown ( $n = 10$ ), \* – statistically significant differences between corresponding values for shoulders and fingers imagery, Mann–Whitney  $U$ -test,  $p < 0.01$ .

Для всех сравниваемых комбинаций классифицируемых состояний точность классификации на групповом уровне ( $N = 10$  испытуемых) превышала случайный уровень (50% для двух и 33% для трех состояний). Для отдельных испытуемых ( $n = 4$ ) точность классификации в паре состояний “представление движения пальцев правой руки против левой руки” не превышало случайный уровень (доверительный интервал 95%).

**Топография.** Основной причиной недостаточной различимости паттернов, возникающих при представлении движений правой и левой руки, является, по-видимому, недостаточная относительная латерализация реакций ЭЭГ. На рис. 3 представлены коэффициенты латерализации для паттернов ЭЭГ при представлении движений пальцами и плеча-

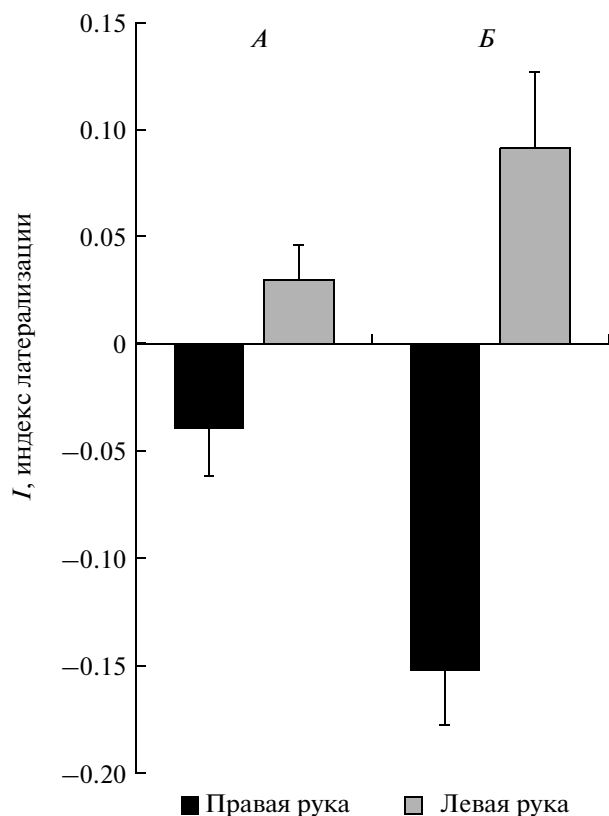


**Рис. 2.** Вероятность верной ( $P_c$ ) и ошибочной ( $P_{ic}$ ) классификации при одновременном распознавании 3 классов: представление движения (пальцами – левый столбец или плечами – правый) правой, левой рукой и задачи “зрительная сцена”. Указаны средние значения для испытуемых ( $n = 10$ ), \* – значимые различия между соответствующими значениями для плеч и пальцев,  $U$ -критерий Манна–Уитни,  $p < 0.05$ .

**Fig. 2.** Probability of correct ( $P_c$ ) and incorrect ( $P_{ic}$ ) classification in the three-class case: motor imagery (fingers – on the left, shoulders – on the right) of the right hand, the left hand and a “visual scene” task. Mean values for all subjects are shown ( $n = 10$ ), \* – statistically significant differences between corresponding values for shoulders and fingers imagery, Mann–Whitney  $U$ -test,  $p < 0.01$ .

ми. Видно, что представление движений плечами вызывает более латерализованный ответ, чем представление движений пальцами. Причем в обоих случаях для мысленных движений правой руки отмечаются большие по модулю значения латерализации.

На рис. 4 представлены усредненные топографические карты паттернов ЭЭГ при представлении движений руками. Видно, что при мысленных движениях пальцами наблюдает-



**Рис. 3.** Индекс латерализации для паттернов ЭЭГ при представлении движений правой и левой руками. *А* – мысленные движения пальцами, *Б* – плечами. Отображены средние значения ( $n = 10$ ). Отрицательные значения индекса соответствуют преобладанию активности в левом полушарии, положительные – в правом.

**Fig. 3.** Lateralization index of EEG patterns during motor imagery of the right and the left hand. *A* – motor imagery of fingers movements, *B* – motor imagery of shoulder movements. Mean values for all subjects are shown ( $n = 10$ ). Negative values correspond to the left hemisphere domination and positive – to the right hemisphere domination.

ся ипсилатеральная активация, в то время как для движений плечами этот эффект выражен в меньшей степени. Ипсилатеральная активация особенно заметна при мысленных движениях недоминантой (левой) рукой.

Выраженная латерализация паттерна ЭЭГ однако не гарантирует его хорошую распознаваемость с помощью классификаторов. Важным параметром является разность коэффициентов латерализации для мысленных движений правой и левой руками ( $LI_p - LI_d$ ). Взаимосвязь разности коэффициентов латерализации двух паттернов для обоих типов

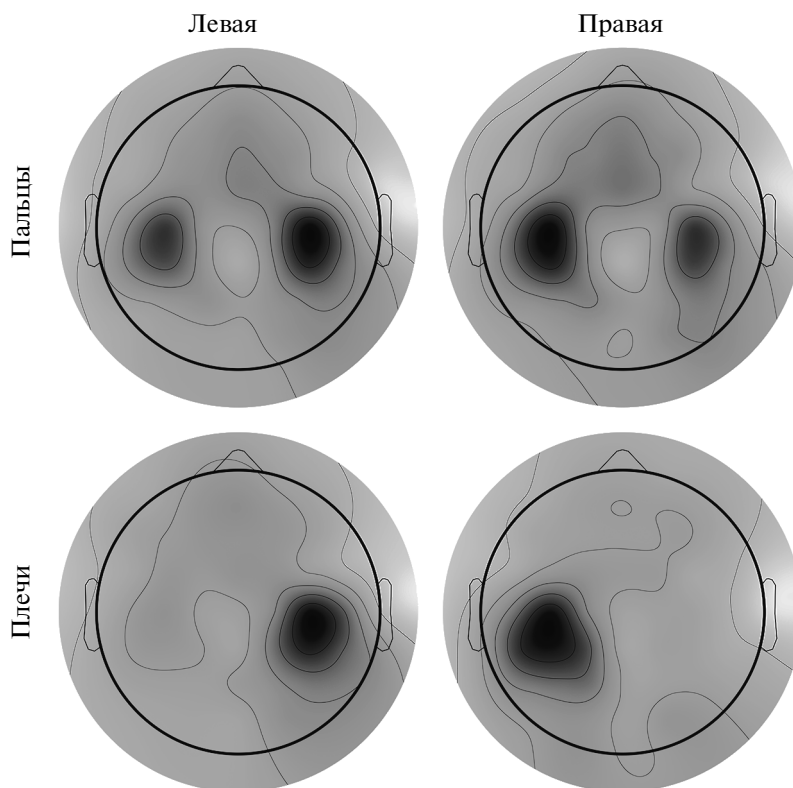
представления движений с точностью их классификации показана на рис. 5. Коэффициент корреляции Пирсона, рассчитанный по всем точкам, составил 0.7308 ( $p < 0.05$ ). Приведенная на рис. 5 линия тренда построена на линейном участке корреляции – без учета двух точек с экстремальными значениями разности коэффициента латерализации.

## ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

### Топография

В исследовании с применением метода фМРТ [Ueno et al., 2010] при сравнении реальных движений пальцами и их представлений помимо ожидаемой контралатеральной активности была показана выраженная ипсилатеральная активация во фронто-париетальной области коры при представлении движений, но не при реальных движениях. В работе с применением метода ЭЭГ [Paek et al., 2014] было показано, что паттерны десинхронизации в частотном диапазоне 8–12 Гц, возникающие при реальных движениях пальцами, имеют билатеральную структуру, варьирующую по локализации для разных испытуемых. Результаты, описываемые в работах [Hanakawa et al., 2005; Liang et al., 2008; Horenstein et al., 2009], также свидетельствуют о значительной ипсилатеральной активации в премоторных областях коры при движениях пальцами, подчеркивается также и индивидуальная вариабельность паттернов. При сравнении реальных движений пальцами каждой из рук по отдельности с бимануальными, Horenstein с соавторами также приходят к выводу, что билатеральная активность является следствием активации общей для обеих полушарий нейросети, задействованной в регуляции движений каждой из рук и при этом не связанной с механизмами межполушарного взаимодействия (например, такого как ингибирование). Характер латерализации паттернов ЭЭГ активности меняется при изменении параметров движения (или его представления), таких как сложность [Gueugneau et al., 2013] и продолжительность [Nam et al., 2011].

Несмотря на различия в методах исследования (фМРТ, ЭЭГ, ТМС), все описываемые работы объединяет общая идея о том, что при реальном движении пальцами или его представлении возникает не исключительно контралатеральная, но билатеральная активация сенсомоторных областей коры, варьирующая между испытуемыми по характеру и выра-



**Рис. 4.** Усредненные для всех испытуемых ( $n = 10$ ) топографические карты паттернов ЭЭГ при представлении движений пальцами и плечами для обеих рук. Картированы весовые коэффициенты каналов: темным выделены наибольшие значения, светлым – наименьшие.

**Fig. 4.** Averaged ( $n = 10$ ) topographical representation of EEG patterns during motor imagery of fingers and shoulder of each hand. Weight coefficients for each channel are shown: dark corresponds to larger values, bright – to smaller values.

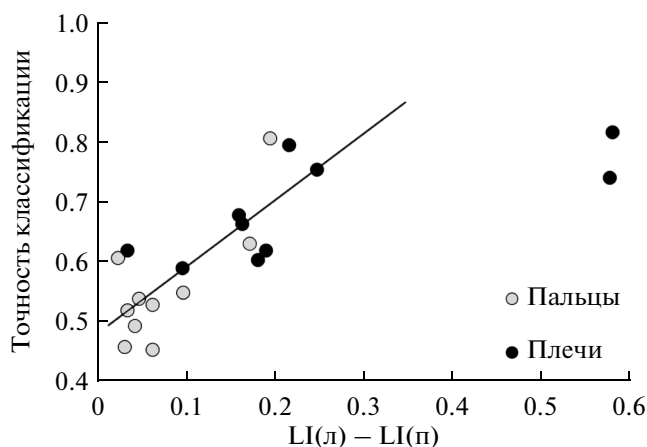
женности. В настоящей работе мы приходим к аналогичным выводам (рис. 4). У восьми испытуемых паттерн ЭЭГ при представлении движений пальцами был практически одинаков для левой и правой рук: у шести билатеральный, а у двух – латерализован в левом (доминантном) полушарии. Лишь у двух испытуемых при представлении движений наблюдались паттерны, строго контралатеральные стороне движения. Основываясь на данных [Gueugneau et al., 2013], одной из причин такого сходства паттернов десинхронизации для левой и правой рук могла быть повышенная сложность выбранного для тестирования движения, при которой в процесс вовлекается более широкий круг корковых зон. Действительно, для трех испытуемых при представлении движения наблюдалась выраженная активация даже в лобной зоне коры (электроды F, FC). Однако замена движения на более простое (“монотонное последовательное поднятие указательного пальца”) ни

для одного из наших испытуемых не привела к изменению локализации или выраженности паттерна десинхронизации ЭЭГ.

Другим возможным объяснением могло бы быть то, что представления движений правой и левой рукой выполнялись друг за другом, из-за чего облегчалось возникновение такого же паттерна во всех попытках. Однако эта гипотеза также не подтвердилась. Для всех испытуемых работа в режиме двух состояний (“зрительная сцена” и одно из мысленных движений) не меняла характер локализации паттернов ЭЭГ ни для одного из рассмотренных движений. Увеличение продолжительности отдыха между попытками или укорочение времени представления движения также не влияли на результат.

При представлении другого типа движения – поднятия или отведения плеча (для каждого испытуемого выбиралось наиболее предпочтительное) – мы наблюдали более





**Рис. 5.** Взаимная зависимость разности индексов латерализации и точности классификации двух классов движений. Светлыми точками обозначены значения для состояния “представление движений пальцами”, темными – “представление движений плечами”. В расчете линии тренда не учитываются 2 точки с большими значениями разности индексов латерализации.

**Fig. 5.** Correlation of lateralization indexes' difference and classification accuracy for between-hand classification. Lighter dots correspond to motor imagery of fingers, darker – to motor imagery of shoulders. Two dots with the largest lateralization index values were excluded from the trend line calculation.

латерализованные паттерны, чем для соответствующих движений пальцами. При этом смещения паттерна в медиальную область (исходя из соматотопической локализации пре-/моторных зон [Schnitzler et al., 1997; McFarland et al., 2000]) обнаружено не было. По-видимому, эти эффекты объясняются тем, что, во-первых, ритмическая активность ЭЭГ, скорее всего [Miller et al., 2010], не является строго локализованным феноменом относительно частей тела и, во-вторых, используемая плотность электродов не обеспечивала необходимую разрешающую способность для оценки таких эффектов.

Из рис. 4 видно, что при представлении движений плечом обеспечивается существенно большая латерализация, притом для части испытуемых была характерна активация в левом полушарии для обеих рук, поэтому индекс латерализации для представления движения правой рукой имел большие абсолютные значения (рис. 3).

Одной из наиболее вероятных причин, объясняющих, почему движения плечом оказыва-

лись более латерализованы, может оказаться то, что при представлении движения, как и при его исполнении, происходит активация сформированных в результате индивидуального опыта двигательных синергий, обуславливающих стереотипную коактивацию областей мозга, участвующих в реализации того или иного движения. Так, движения пальцами могут вызывать стереотипную билатеральную активацию в связи с преобладанием в двигательном опыте людей бимануальных движений, требующих точной координации моторики пальцев. В то же время для движений плечами такая осознанная координация характерна в меньшей степени, к тому же общий объем таких движений в повседневной практике человека гораздо ниже. Эта гипотеза была частично подтверждена в работе [Willems et al., 2009] с использованием метода фМРТ, где наблюдалась дифференциальная для испытуемых динамика и латерализация активации в постцентральных областях полей 2 и прецентральных полей 6 по Бродману, похожая на таковую в нашей работе. Большая вариативность локализации и выраженности паттернов представления движений между испытуемыми, по всей видимости, свидетельствует об их связи с индивидуальной манерой формирования мысленных образов.

### Эффективность классификации

Как подобные различия в латерализации двух типов движений руками влияют на эффективность работы в контуре ИМК? На рис. 1 можно видеть, что паттерны ЭЭГ при представлении движений пальцами правой и левой руки хорошо распознаются на фоне состояния “зрительная сцена”, но практически неразличимы между собой. Для латерализованных же паттернов представления движений плечами становится возможно различить между собой правую и левую руку, а уровень классификации со “зрительной сценой” незначительно падает. Стоит подчеркнуть, что все испытуемые в вербальных отчетах отмечали, что представление движений пальцами для них является более простым и подконтрольным, нежели движений плечами – таким образом, более высокая точность работы интерфейса при задаче представления движений плечами была неожиданной для участников исследования.

На рис. 5 продемонстрирована связь разности индексов латерализации для мысленных движений двух рук с точностью классификации: большая латерализованность паттернов

ЭЭГ статистически значимо коррелирует с высокими значениями точности работы в контуре ИМК. Это свидетельствует о важности параметра латерализации для распознавания паттернов представления движений рук – к аналогичным выводам пришли Zich с коллегами в [Zich et al., 2015]. В нашем исследовании для двух испытуемых с наибольшим уровнем латерализации паттернов движений плечами было возможно успешное распознавание трех типов мысленных движений (правое плечо, левое плечо и движение пальцами какой-либо из рук) в рамках одной записи, что повышало число доступных степеней свободы в работе с ИМК.

Таким образом, можно сделать заключение, что в нейроинтерфейсах, предназначенных для выполнения двух–трех мысленных команд, использование представления движений плечами наиболее оправдано, так как отличается достаточно высокой воспроизводимостью специфических им паттернов корковой активации. Однако, для использования ИМК в целях нейрореабилитации выбор типа представляемого движения в значительной мере определяется характером двигательной дисфункции и типом необходимой тренировки, при этом точность распознавания и количество степеней свободы не являются столь критичными параметрами. В частности, упражнения с представлением движений пальцами могут быть полезны в рамках программы тренинга для перенесших инсульт пациентов, поскольку такие идеомоторные тренировки вовлекают в активность большие зоны коры головного мозга и продуцируют ипсилатеральную активацию, что может хорошо сказаться на восстановлении пораженного инсультом участка, отвечающего за “нерабочую” руку.

## ВЫВОДЫ

1. Все десять испытуемых, принявших участие в исследовании, смогли обучиться управлению в контуре интерфейса мозг–компьютер при помощи представления движений пальцами и плечами.

2. Паттерны десинхронизации сенсомоторных ритмов, возникающие при представлении движений плечами, имели выраженную контралатеральную рабочей руке локализацию, в то время как паттерны при представлении движений пальцами имели меньшую латерализацию и часто были идентичны для обеих рук.

3. Точность классификации паттернов ЭЭГ для мысленного движения пальцами правой и левой руки относительно состояния “зрительная сцена” составила в среднем ( $n = 10$ ) 87%, а для представления движения плечами – 84%. В то же время точность классификации при мысленном движении пальцами двух рук между собой составила 58%; аналогичное значение для представления движения плечами – 72%, эти результаты значительно различались ( $p < 0.05$ ).

4. Точность классификации паттернов ЭЭГ при представлении движений руками для обоих типов движения положительно и значимо коррелировала с разностью индекса латерализации паттернов для правой и левой руки.

*Благодарности.* Авторский коллектив выражает благодарность Ю.О. Нуждину за подготовку части программного обеспечения, О.С. Перепелкиной за помощь в проведении психометрического тестирования и доктору А.С. Чукановой за участие в разработке регламентов клинического тестирования и консультации по вопросам реабилитации постинсультных пациентов.

Работа выполнена при частичной поддержке фонда Сколково (грант 1110034), гранта РФФ № 15-19-20053 и РНИМУ им. Н.И. Пирогова.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Каплан А.Я. Нейрофизиологические основания и практические реализации технологии мозг–машинных интерфейсов в неврологической реабилитации. Физиология человека. 2016. 42 (1): 118–127.
- Каплан А.Я., Кочетова А.Г., Шишкин С.Л., Басюл И.А., Ганин И.П., Васильев А.Н., Либуркина С.П. Экспериментально-теоретические основания и практические реализации технологии “интерфейс мозг–компьютер”. Бюллетень сибирской медицины. 2013. 12(2): 21–29.
- Леонова А.Б., Кузнецова А.С. Психологические технологии управления состоянием человека. Смысл, 2007. 311 с.
- Мокиенко О.А., Черникова Л.А., Фролов А.А., Бобров П.Д. Воображение движения и его практическое применение. Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова. 2013. 63(2): 195–204.
- Фролов А.А., Бирюкова Е.В., Бобров П.Д., Мокиенко О.А., Платонов А.К., Пряничников В.Е., Черникова Л.А. Принципы нейрореабилитации, основанные на использовании интерфейса “мозг–компьютер” и биологически адекватного управления экзоскелетом. Физиология человека. 2013. 39(2): 99–113.

- Gueugneau N., Bove M., Avanzino L., Jacquin A., Pozzo T., Papaxanthis C.* Interhemispheric inhibition during mental actions of different complexity. *PLoS One*. 2013. 8(2): e56973.
- Hanakawa T., Parikh S., Bruno M.K., Hallett M.* Finger and face representations in the ipsilateral precentral motor areas in humans. *J Neurophysiol*. 2005. 93(5): 2950–2958.
- Horenstein C., Lowe M.J., Koenig K.A., Phillips M.D.* Comparison of unilateral and bilateral complex finger tapping-related activation in premotor and primary motor cortex. *Hum Brain Mapp*. 2009. 30(4): 1397–1412.
- Kaplan A.Y., Lim J.J., Jin K.S., Park B.W., Byeon J.G., Tarasova S.U.* Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain–computer interface based on color perception. *Int J Neurosci*. 2005. 115(6): 781–802.
- Koike Y., Yoshimura N., Shin D., Kambara H.* Motor control theory and brain-machine interfaces. *Clinical systems neuroscience*. Springer. 2015. 67–81.
- Koles Z.J.* The quantitative extraction and topographic mapping of the abnormal components in the clinical eeg. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1991. 79(6): 440–447.
- Liang N., Murakami T., Funase K., Narita T., Kasai T.* Further evidence for excitability changes in human primary motor cortex during ipsilateral voluntary contractions. *Neurosci Lett*. 2008. 433(2): 135–140.
- McFarland D.J., Miner L.A., Vaughan T.M., Wolpaw J.R.* Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements. *Brain Topogr*. 2000. 12(3): 177–186.
- Miller K.J., Schalk G., Fetz E.E., Den Nijs M., Ojemann J.G., Rao R.P.* Cortical activity during motor execution, motor imagery, and imagery-based online feedback. *Proc. Natl Acad. Sci. USA*. 2010. 107(9): 4430–4435.
- Mokienko O.A., Chervyakov A.V., Kulikova S.N., Chernikova L.A., Piradov M.A., Bobrov P.D., Frolov A.A.* Increased motor cortex excitability during motor imagery in brain–computer interface trained subjects. *Frontiers in Computational Neuroscience*. 2013. 7: 168. doi: 10.3389/fncom.2013.00168
- Nam C.S., Jeon Y., Kim Y.J., Lee I., Park K.* Movement imagery-related lateralization of event-related (de)synchronization (erd/ers): Motor-imagery duration effects. *Clin Neurophysiol*. 2011. 122(3): 567–577.
- Oldfield R.C.* The assessment and analysis of handedness: The edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 1971. 9(1): 97–113.
- Paek A.Y., Agashe H.A., Contreras-Vidal J.L.* Decoding repetitive finger movements with brain activity acquired via non-invasive electroencephalography. *Front Neuroeng*. 2014. 7: 3. doi: 10.3389/fneng.2014.00003
- Page S.J., Levine P., Leonard A.* Mental practice in chronic stroke: Results of a randomized, placebo-controlled trial. *Stroke*. 2007. 38(4): 1293–1297.
- Perrin F., Pernier J., Bertrand O., Echallier J.F.* Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1989. 72(2): 184–187.
- Pfurtscheller G., Neuper C.* Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. *Neurosci Lett*. 1997. 239(2–3): 65–68.
- Ramoser H., Muller-Gerking J., Pfurtscheller G.* Optimal spatial filtering of single trial eeg during imagined hand movement. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 2000. 8(4): 441–446.
- Schnitzler A., Salenius S., Salmelin R., Jousmaki V., Hari R.* Involvement of primary motor cortex in motor imagery: A neuromagnetic study. *Neuroimage*. 1997. 6(3): 201–208.
- Takemi M., Masakado Y., Liu M., Ushiba J.* Event-related desynchronization reflects downregulation of intracortical inhibition in human primary motor cortex. *J Neurophysiol*. 2013. 110(5): 1158–1166.
- Ueno T., Inoue M., Matsuoka T., Abe T., Maeda H., Morita K.* Comparison between a real sequential finger and imagery movements: An fmri study revisited. *Brain Imaging Behav*. 2010. 4(1): 80–85.
- Van Dokkum L.E., Ward T., Laffont I.* Brain computer interfaces for neurorehabilitation - its current status as a rehabilitation strategy post-stroke. *Ann Phys Rehabil Med*. 2015. 58(1): 3–8.
- Vidal J.J.* Toward direct brain–computer communication. *Annu Rev Biophys Bioeng*. 1973. 2: 157–180.
- Willems R.M., Toni I., Hagoort P., Casasanto D.* Body-specific motor imagery of hand actions: Neural evidence from right- and left-handers. *Front Hum Neurosci*. 2009. 3: 39. doi: 10.3389/neuro.09.039.2009
- Wolpaw J.R., Birbaumer N., Mcfarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M.* Brain–computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol*. 2002. 113(6): 767–791.
- Zich C., Debener S., De Vos M., Frerichs S., Maurer S., Kranczioch C.* Lateralization patterns of covert but not overt movements change with age: An eeg neurofeedback study. *Neuroimage*. 2015. 116: 80–91.