

ОРИГИНАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ



УДК 612.821.6+612.821.2+612.825.5

Локализация источников десинхронизации мю-ритма ЭЭГ при тактильном воображении

Л.В. Яковлев^{1,2,*} , Н.В. Сыров² , А.А. Мирошников¹ , М.В. Морозова² ,
А.М. Беркмуш-Антипова³ , Д.А. Петрова² , А.Я. Каплан^{1,2}

¹Лаборатория нейрофизиологии и нейрокомпьютерных интерфейсов, кафедра физиологии человека и животных, биологический факультет, Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Россия, 119234, г. Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 12;

²Центр нейробиологии и нейрореабилитации имени Владимира Зельмана, Сколковский институт науки и технологий, Россия, 121205, г. Москва, Большой бульвар, д. 30, стр. 1;

³Балтийский центр нейротехнологий и искусственного интеллекта, Балтийский федеральный университет имени И. Канта, Россия, 236041, г. Калининград, ул. А. Невского, д. 14

*e-mail: lejackovlev@gmail.com

Тактильное воображение до сих пор остается малоизученным феноменом в области исследований способности человека к формированию мысленных образов. В то же время наряду с воображением движений эта техника может стать эффективным инструментом сенсомоторной реабилитации после инсульта и травм спинного мозга. В настоящем исследовании, проведенном на 22 здоровых добровольцах, была изучена локализация источников десинхронизации (подавления) мю-ритма электроэнцефалограммы с использованием многоканальной регистрации и последующим решением обратной задачи методом sLORETA. У всех участников исследования наблюдалась десинхронизация мю-ритма при выполнении задачи на тактильное воображение, а также под воздействием вибротактильной стимуляции. Было показано, что десинхронизация при вибротактильной стимуляции, равно как и при тактильном воображении, локализована в сенсомоторных областях коры больших полушарий. В пространстве источников было показано, что десинхронизация в постцентральной извилине была значимо выше по сравнению с прецентральной извилиной. Полученные результаты указывают на то, что тактильное воображение, подобно восприятию реальных тактильных стимулов, приводит к устойчивой активации сенсомоторных отделов коры больших полушарий, что согласуется с общими представлениями об общей активации нейрональных структур головного мозга при воображении и восприятии.

Ключевые слова: сенсомоторный ритм, мю-ритм, десинхронизация, тактильное воображение, локализация источников, обратная задача

DOI: 10.55959/MSU0137-0952-16-79-2S-13

Введение

Комплекс работ в области нейроинтерфейсных технологий, выполненный к настоящему времени на кафедре физиологии человека и животных в лаборатории нейрофизиологии и нейрокомпьютерных интерфейсов [1–7], а также данные других исследователей показали, во-первых, возможность создания высокоэффективных систем трансляции намерений человека к исполнительным устройствам на основе регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ), во-вторых, перспективность использования этих технологий в области медицинской реабилитации. В частности, нейроинтерфейсные технологии оказались полезными для

оптимизации тренировочного процесса при восстановлении моторных функций после инсультов и нейротравм на основе идеомоторного тренинга, в рамках которого пациенты должны многократно мысленно представлять нужное движение, что в конечном счете позитивно откликается в необходимых пластических перестройках структур коры больших полушарий [8]. В контуре интерфейсов мозг-компьютер стало возможным в реальном времени информировать пациентов о качестве очередного акта мысленного представления движения, маркером которого в ЭЭГ является десинхронизация (подавление) мю-ритма [9, 10]. Тем не менее эффективность технологий нейроинтерфей-

сов на основе мысленного представления движений все еще не достигла оптимального уровня. В значительной мере это может быть связано с недостаточной в лабораторном исполнении мультисенсорностью ментального образа движения, который в естественных условиях обогащен разными сенсорными модальностями и в первую очередь — тактильными ощущениями [6, 7].

В общем случае способность к мысленному представлению сенсорных образов (далее — воображение) в отсутствие внешней физической стимуляции является ключевой когнитивной способностью человека. Воображение охватывает все сенсорные модальности — зрительную, слуховую, вкусовую, ольфакторную и соматосенсорную [11, 12]. Также известно моторное воображение (представление движений), которое заключается в мысленном воспроизведении сенсорных характеристик, ассоциированных с выполнениями движений (зрительных, тактильных, кинестетических) [13, 14]. Воображение играет важную роль в таких когнитивных процессах и способностях человека как память, креативность, способность к решению задач и принятию решений [15–18]. В то время, как большинство исследований воображения сфокусированы на зрительном [19–21] и моторном [4–6; 22–27] типах воображения, соматосенсорное воображение вне контекста движения, изучено мало [7, 11, 28–31].

Согласно общепринятой модели, процесс воображения может быть представлен, как «обращенный во времени» процесс сенсорного восприятия, реализуемый за счет последовательной активации мозговых структур, начинаясь в таких структурах как фронтальная кора, гиппокамп, теменная кора, и оканчиваясь в первичных сенсорных областях, соответствующих конкретной сенсорной модальности мысленного образа [12]. В случае моторного воображения также вовлекаются моторные отделы коры, такие как первичная моторная кора, премоторная кора, добавочные моторные области [27]. В сигнале ЭЭГ активация сенсомоторных областей коры характеризуется реакцией десинхронизации мю-ритма [6, 9, 10]. Эта реакция ЭЭГ характерна для задач на выполнение произвольных движений, моторное и тактильное воображение, а также при тактильной стимуляции [6, 7, 9, 10]. Для формирования контура обратной связи в нейроинтерфейсных технологиях необходимо знание кортикальной топологии реакций мю-ритма. В работах, где была исследована локализация источников мю-ритма при моторном воображении было показано, что ответственные за реакцию десинхронизации источники локализованы преимущественно в постцентральной извилине, т.е. в первичной соматосенсорной коре [32, 33]. В то же время в доступной литературе мы не нашли подобных работ, посвященных тактильному воображению.

Настоящее исследование было нацелено на определение локализации источников десинхронизации мю-ритма ЭЭГ при тактильном воображении и тактильной стимуляции, определение участия прецентральной и постцентральной областей коры в этом процессе, а также на сравнение профилей корковой активации при реальном тактильном ощущении и при его мысленном представлении.

Материалы и методы

Участники исследования. 22 здоровых добровольца (праворукие, 12 женщин, средний возраст $22 \pm 3,7$ лет) приняли участие в исследовании. Все испытуемые дали свое информированное согласие на участие в исследовании. Регламент исследования был одобрен этическим комитетом МГУ имени М.В. Ломоносова.

Регламент исследования. Длительность экспериментальной сессии составила 90 мин, включая подготовительные процедуры. Участники выполняли последовательно две задачи на сенсомоторную активацию (экспериментальные условия): 1) вибротактильная стимуляция большого пальца правой руки и 2) мысленное представление тактильных ощущений на том же пальце (тактильное воображение). Вибротактильная стимуляция осуществлялась при помощи вибротактильного стимулятора на базе микроконтроллера Arduino Uno (Arduino, Италия), диаметр стимулирующей поверхности составил 6 мм, длительность пачки стимуляции — 6 с; длительность одиночного стимула — 100 мс; частота вращения вибрационного мотора — 3700–12000 оборотов/мин; переменный межстимульный интервал — 50–350 мс. Подбор интенсивности стимуляции (частота вращения вибрационного мотора) проводился индивидуально для каждого испытуемого путем определения нижнего абсолютного порога чувствительности. Значение порога находилось путем постепенного увеличения интенсивности стимуляции до тех пор, пока участник исследования не докладывал о возникновении ощущения. Итоговая интенсивность стимуляции составляла 120% от порогового значения. Задача на тактильное воображение заключалась в мысленном воспроизведении ощущений на поверхности кожи, получаемых при вибротактильной стимуляции.

Каждое состояние включало в себя по 30 проб сенсомоторной (СМР) задачи, и столько же для контрольного состояния. В качестве контрольного состояния использовалась задача на зрительный счет элементов абстрактного изображения. Участники исследования заранее были обучены методике тактильного воображения и принимали участие в аналогичных исследованиях [7].

Регистрация данных. 128-канальная ЭЭГ регистрировалась с частотой оцифровки 1 кГц с использованием усилителя actiChamp+ (Brain Products, Германия). Активные Ag/AgCl электроды были расположены в соответствии с системой

10/05. В качестве референтного электрода использовался электрод в позиции TP10. Значения сопротивления между кожей и электродами не превышали 10 кОм. Данные регистрировались при помощи программного обеспечения BrainVision Recorder (Brain Products, Германия), синхронизированной со средой предъявления стимулов, реализованной при помощи пакета PsychoPy [34].

Все участники исследования прошли структурное анатомическое сканирование головного мозга (проводилось отдельно от экспериментальной сессии). Сканирование осуществлялось в магнитно-резонансном томографе (Siemens, Германия) с максимальной магнитной индукцией 1,5 Тл. При сканировании осуществлялась импульсная последовательность T1-взвешенного градиентного эхо «MP-RAGE» (время повторения = 10,1 мс; время эхо – 4,9 мс; матрица – 512 × 512; размер вокселя – 0,5 × 0,5 × 1,2 мм³; общее количество срезов 320). Полученные трехмерные изображения использовались для получения сегментированной модели головного мозга и локализации источников сенсомоторной ЭЭГ-активности.

Анализ данных. Предобработка, анализ и визуализация данных осуществлялись с использованием авторских скриптов в среде MNE Python [35]. Для сырых ЭЭГ-данных осуществлялся пересчет референтного электрода на среднее по всем каналам (CAR, Common Average Reference) [36], после чего сигнал был отфильтрован в диапазоне 1–30 Гц с использованием фильтра с конечной импульсной характеристикой. Для фильтрации сетевой наводки использовался режекторный фильтр 50 Гц. Каналы с высоким уровнем шума и большим числом артефактов (оценивались визуально) были интерполированы методом сферических сплайнов [37]. Для фильтрации глазодвигательных артефактов использовался метод независимых компонент (ICA, Independent Component Analysis). Для идентификации движений глаз в качестве электроокулограммы (ЭОГ) использовалась фронтальная группа каналов (Fp1, Fp2, AFp1, AFp2, AF7, AF8). Предобработанный сигнал был разделен на эпохи (0–6) с относительно начала пробы для каждого экспериментального состояния, включая контрольное.

Для оценки сенсомоторной активации в частотном домене, спектральная плотность мощности вычислялась при помощи метода *multitaper* для каждой эпохи. Значения десинхронизации мю-ритма были рассчитаны для каждого канала как процентное изменение разности спектральных мощностей в СМР-условии и контрольном состоянии относительно спектральной мощности в контрольном состоянии:

$$ERD = \frac{P_{smr} - Prst}{Prst} \times 100\%,$$

где P_{smr} – медианная спектральная плотность мощности по эпохам в СМР-условиях (вибротак-

тильная стимуляция, тактильное воображение) в выбранном частотном диапазоне. $Prst$ – медианная спектральная плотность мощности по эпохам для контрольного состояния (зрительный счет). Значения коэффициента десинхронизации (ERD, Event-Related Desynchronization) рассчитывались для мю-ритма в диапазоне 10–13 Гц. Границы диапазона мю-ритма выбирались индивидуально на основе определения пиковой частоты в контрольном состоянии. Значения десинхронизации, полученные для каждого из каналов, использовались для топографического картирования сенсомоторной активации при вибротактильной стимуляции и тактильном воображении. Для выявления статистически значимых кластеров десинхронизации для каждого экспериментального условия выполнялся одновыборочный пермутационный тест Стьюдента (пермутационный t-тест) [38]. Число случайно сгенерированных путем перестановок выборок составило 20 000. Для локализации источников десинхронизации мю-ритма проводилось решение обратной задачи ЭЭГ с учетом индивидуальной геометрии мозга и его покровов. Геометрическая модель строилась на основе индивидуальных анатомических структурных МРТ-изображений. По данным МРТ для каждого участника рассчитывалась сетка конечных элементов, позволяющая задать распределение электропроводности по тканям мозга и его покровов, что необходимо для расчета распределения электрического потенциала по поверхности головы в зависимости от положения и ориентации генерирующего его токового диполя [39–41]. Сегментирование МРТ-изображений с учетом трех слоев (поверхность головы, костная ткань, ткань мозга) осуществлялось при помощи пакета FreeSurfer. В качестве координат положения ЭЭГ на поверхности головы использовались стандартные координаты системы 10/05 с учетом индивидуального размера головы. Обратная задача ЭЭГ рассчитывалась методом sLORETA [42], после чего плотность спектральной мощности источников в диапазоне мю-ритма определялась в период (0–6) с после начала пробы. Результирующие усредненные мощности источников при тактильном воображении/стимуляции и в контрольной задаче были затем использованы для вычисления величины десинхронизации. Значения десинхронизации были извлечены из пре- и постцентральной извилин [41] для последующего сравнения критерием Вилкоксона для связанных выборок.

Для получения усредненной по выборке участников ($N = 22$) модели головного мозга, индивидуальные топографические карты были переведены в усредненные топографические карты *fsaverage*. Статистически значимые кластеры десинхронизации в коре головного мозга вычислялись с использованием одновыборочного пермутационного теста Стьюдента (t-тест против нулевого уровня).

Результаты и обсуждение

Для оценки топографического распределения десинхронизации использовался показатель ERD, рассчитанный для обоих экспериментальных условий. В результате прохождения экспериментальных задач, у всех участников исследования наблюдалась типичная реакция десинхронизации (подавления) мю-ритма в диапазоне 10–13 Гц как при вибротактильной стимуляции, так и при тактильном воображении (рис. 1). Десинхронизация наблюдалась преимущественно в контралатеральном (левом) полушарии, в центральных отведениях, расположенных над сенсомоторными областями коры. Проведение пермутационного теста позволило выявить статистически значимые пространственные кластеры ($p < 0,01$), включающие ЭЭГ-каналы с наиболее выраженной десинхронизацией мю-ритма (таблица). При вибротактильной стимуляции, кластер со статистически значимым подавлением мю-ритма включал отведения FC5, C3, CP1, C1, C5, CP3, CCP5h, CPP3h, FCC5h, CCP3h (суммарно $n = 10$ отведений). При тактильном воображении наблюдаемый кластер включал каналы C3, CP5, CP3, CCP5h, FCC5h, CCP3h, CPP5h (суммарно $n = 7$ отведений). Наибольшая выраженность активации в условии вибротактильной стимуляции, по-видимому, объясняется большим вовлечением нейрональных структур сенсомоторной коры ответственных за генерацию ритмической активности, в то время как при воображении в отсутствие реального физического воздействия, меньший размер нейронального ансамбля вовлечен в реализацию задачи. Сниженная десинхронизация мю-ритма при воображении по сравнению с выполнением произвольных движений, также характерна для моторного воображения [6, 9]. Полученные результаты соотносятся со взглядом на воображение как на «ослабленное» сенсорное восприятие [12]. Также полученные результаты дополняют работу [7], в которой была впервые показана десинхронизация мю-ритма ЭЭГ, возникающая при тактильном воображении. В настоящем исследовании использовалось большее количество ЭЭГ-отведений, что позволило

наиболее точно локализовать паттерны сенсомоторной активации при тактильном воображении и стимуляции.

С целью определения локализации источников десинхронизации мю-ритма при тактильном воображении и вибротактильной стимуляции было проведено решение обратной задачи методом sLORETA. В пространстве источников были получены статистически значимые кластеры активации ($p < 0,01$), локализованные в центральных отделах коры больших полушарий, включая *g. precentralis* (прецентральная извилина), *g. postcentralis* (постцентральная извилина) контралатерального полушария (рис. 2). Расположение этих извилин соответствует первичной моторной коре (прецентральная извилина) и первичной соматосенсорной коре (постцентральная извилина).

Для количественной оценки выраженности десинхронизации в первичной моторной и первичной соматосенсорной коре, значения десинхронизации в пространстве источников были извлечены из прецентральной и постцентральной извилин соответственно. Из рис. 3 видно, что наиболее выраженной была десинхронизация в постцентральной извилине по сравнению со значениями, извлеченными из прецентральной извилины, как для тактильного воображения ($p < 0,01$), так и для вибротактильной стимуляции ($p = 0,03$).

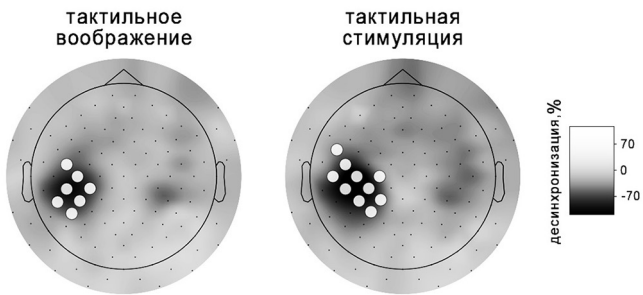


Рис. 1. Топографическое распределение выраженности десинхронизации мю-ритма при тактильном воображении и стимуляции (N = 22). Интенсивность серого цвета на картах пропорциональна величине десинхронизации. Светло-серые круги-маски соответствуют ЭЭГ-отведениям, для которых были обнаружены статистически значимые различия (результаты одновыборочного пермутационного теста Стьюдента; $p < 0,01$).

Таблица

Результаты одновыборочного пермутационного теста Стьюдента. Приведены уровни статистической значимости (p), значения t-статистики для ЭЭГ отведений (канал) со статистически значимой десинхронизацией мю-ритма при тактильном воображении и стимуляции

Тактильное воображение										
Канал	FCC5h	C3	CCP5h	CCP3h	CP5	CP3	CPP5h			
p	0,0002	0,0001	0,00004	0,00004	0,009	0,00004	0,008			
t-статистика	−4,53	−4,98	−5,30	−4,73	−4,66	−5,19	−4,60			
Тактильная стимуляция										
Канал	FC5	FCC5h	C5	C3	C1	CCP5h	CCP3h	CP3	CP1	CPP3h
p	0,0004	0,0003	0,0003	0,0001	0,0003	0,00004	0,00004	0,00004	0,0003	0,0003
t-статистика	−5,15	−5,48	−5,47	−6,15	−5,31	−6,86	−6,65	−6,63	−5,56	−5,55

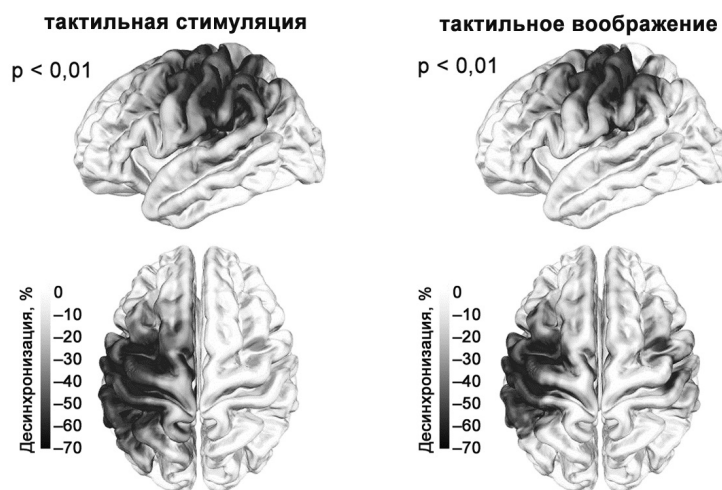


Рис. 2. Локализация источников десинхронизации мю-ритма в коре головного мозга при тактильном воображении и стимуляции (N = 22). Цветовая маска соответствует локализации статистически значимого кластера (результаты одновыборочного пермутационного теста Стьюдента; $p < 0,01$). Интенсивность цвета пропорциональна величине десинхронизации.

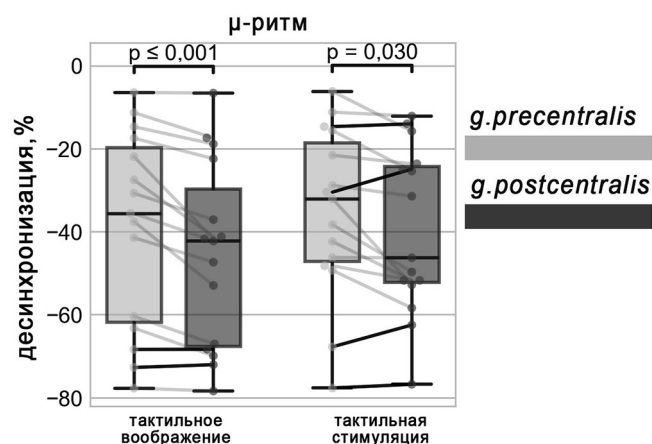


Рис. 3. Значения десинхронизации у участников исследования (N = 22) в экспериментальных состояниях для прецентральной и постцентральной извилины. Указан уровень статистической значимости для парного критерия Вилкоксона.

Наблюдаемые различия свидетельствуют о преимущественном вкладе первичной соматосенсорной коры в развитие реакции подавления мю-ритма при тактильном воображении и стимуляции. Сходные результаты были показаны для двигательного воображения [32, 33], что, по-видимому, объясняется вовлечением мысленных образов соматосенсорной модальности, ассоциированной с движением (в первую очередь — кинестетической или проприоцептивной). При этом вовлечение первичных сенсорных отделов коры в процесс воображения соответствует наблюдениям, полученным в исследованиях воображения различных сенсорных модальностей — зрительной [19–21], слуховой [44], обонятельной [45], вкусовой [46] и соматосенсорной [31].

Остается открытым вопрос различий в проявлении реакции десинхронизации мю-ритма ЭЭГ при двигательном и тактильном типах воображения. Несмотря на то, что в настоящей работе мо-

торное воображение не было одним из экспериментальных условий, исходя из результатов как наших собственных исследований [6, 7], так и работ, выполненных другими исследователями [9, 13], характер десинхронизации мю-ритма (его локализация, и амплитудно-временные характеристики) схожи для обоих типов воображения. Это проявляется как в пространстве сенсоров [6, 7, 9, 13], так и в пространстве источников [32, 33], что, судя по всему, объясняется преимущественным вкладом соматосенсорной компоненты при двигательном воображении в развитие десинхронизации мю-ритма. При этом, в работе Морозовой и соавт. было впервые показано более сильное фасилитирующее влияние кинестетического моторного воображения на кортикоспинальную возбудимость по сравнению с тактильным типом воображения [47]. Влияние воображения движений на кортикоспинальную возбудимость и десинхронизацию мю-ритма было изучено в других работах [48, 49], результаты которых показали отсутствие линейной связи в изменении этих параметров под влиянием воображения. Такие различия в эффектах воображения на рост кортикоспинальной возбудимости и десинхронизацию мю-ритма могут указывать на разные нейрофизиологические механизмы проявления этих феноменов и отсутствие прямых связей между их возникновением. Из этого следует, что для более точной оценки различий между двумя типами воображения (моторное, тактильное) перспективно проведение мультимодальной регистрации с использованием различных методов оценки функционального состояния коры больших полушарий, таких как транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС), функциональная спектроскопия ближнего поля (фБИКС).

Несмотря на то, что в настоящем исследовании были получены свидетельства активирующих эффектов тактильного воображения на сенсомо-

торные отделы коры, преимущественно в области постцентральной извилины, следует указать и некоторые ограничения работы. Основным ограничением является невозможность достоверно гарантировать строгое выполнение участками исследования задачи на тактильное воображение. В этой связи в будущих работах может стать полезным использование психометрических опросников, например, опросник на яркость тактильного воображения (Tactile Imagery Vividness Questionnaire, TIVQ), предложенный Ниерхаусом и коллегами [31]. Включение психометрической оценки при проведении исследований тактильного воображения может позволить получить субъективную оценку выраженности воображения в каждой попытке, а также получить представление об общей способности человека к тактильному воображению.

Заключение

Настоящее исследование было нацелено на определение локализации источников десинхронизации мю-ритма ЭЭГ при тактильном воображении и тактильной стимуляции, на определение участия прецентральной и постцентральной области коры в этом процессе, а также на сравнение профилей корковой активации при реальном тактильном ощущении и при его мысленном пред-

ставлении. Полученные в настоящей работе данные, свидетельствуют о вовлечении как первичной соматосенсорной, так и первичной моторной коры в процесс тактильного воображения, с преобладающим вкладом соматосенсорной коры. Десинхронизация мю-ритма при воображении сопоставима с десинхронизацией, вызванной реальной вибротактильной стимуляцией. Воображение в соматосенсорном домене может быть полезным для создания новых реабилитационных механизмов, направленных на индукцию нейропластичности в постинсультной реабилитации, лечении фантомных болей, а также может использоваться для создания новых контуров нейрокомпьютерного взаимодействия, как самостоятельной модальности, так и в дополнения к существующим подходам, основанным на воображении движений.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 21-75-30024). Все испытуемые дали свое информированное согласие на участие в исследовании. Регламент исследования был одобрен этическим комитетом МГУ им. М.В. Ломоносова, заявка №30-ч одобрена (в редакции №2 от 11.03.2024), протокол заседания Комиссии №160-д-з от 21.03.2024. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Каплан А.Я. Нейроинтерфейсные технологии: ожидания, достижения, перспективы. Технологии восстановления и расширения ресурсов мозга человека. *Публичный аналитический доклад*. Москва, Сколково: Лайм; 2020:152–171.
- Syrov N.V., Vasilyev A.N., Kaplan A. Sensorimotor EEG rhythms during action observation and passive mirror-box illusion. *International Conference on Human-Computer Interaction*. Cham: Springer International Publishing; 2021:101–106.
- Syrov N., Yakovlev L., Nikolaeva V., Kaplan A., Lebedev M. Mental strategies in a P300-BCI: Visuomotor transformation is an option. *Diagnostics*. 2022;12(11):2607.
- Vasilyev A.N., Nuzhdin Y.O., Kaplan A.Y. Does real-time feedback affect sensorimotor EEG patterns in routine motor imagery practice? *Brain Sci*. 2021;11(9):1234.
- Yakovlev L.V., Syrov N.V., Morozova E.Y., Kaplan A.Y. Corticospinal excitability in humans during motor imagery coupled with functional electrical stimulation. *Moscow Univ. Biol. Sci. Bull.* 2019;74:183–187.
- Yakovlev L., Syrov N., Kaplan A. Investigating the influence of functional electrical stimulation on motor imagery related μ -rhythm suppression. *Front. Neurosci*. 2023;17:1202951.
- Yakovlev L., Syrov N., Miroshnikov A., Lebedev M., Kaplan A. Event-related desynchronization induced by tactile imagery: An EEG study. *eNeuro*. 2023;10(6):ENEURO.0455-22.2023.
- Каплан А.Я. Нейрофизиологические основания и практические реализации технологии мозговых интерфейсов в неврологической реабилитации. *Физиол. чел.* 2016;42(1):118–127.
- Pfurtscheller G. Spatiotemporal ERD/ERS patterns during voluntary movement and motor imagery. *Suppl. Clin. Neurophysiol.* 2000;53:196–198.
- Neuper C., Wörtz M., Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Prog. Brain Res.* 2006;159:211–222.
- McNorgan C. A meta-analytic review of multisensory imagery identifies the neural correlates of modality-specific and modality-general imagery. *Front. Hum. Neurosci.* 2012;6:285.
- Pearson J. The human imagination: the cognitive neuroscience of visual mental imagery. *Nat. Rev. Neurosci.* 2019;20(10):624–634.
- Neuper C., Scherer R., Reiner M., Pfurtscheller G. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cogn. Brain Res.* 2005;25(3):668–677.
- Stinear C. M., Byblow W.D., Steyvers M., Levin O., Swinnen S.P. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Exp. Brain Res.* 2006;168:157–164.
- Keogh R., Pearson J. Mental imagery and visual working memory. *PLoS One*. 2011;6(12):e29221.
- Keogh R., Pearson J. The sensory strength of voluntary visual imagery predicts visual working memory capacity. *J. Vis.* 2014;14(12):7.
- Palmiero M., Cardi V., Belardinelli M.O. The role of vividness of visual mental imagery on different dimensions of creativity. *Creat. Res. J.* 2011;23(4):372–375.

18. Amit E., Greene J.D. You see, the ends don't justify the means: Visual imagery and moral judgment. *Psychol. Sci.* 2012;23(8):861–868.
19. Sparing R., Mottaghy F.M., Ganis G., Thompson W.L., Töpper R., Kosslyn S.M., Pascual-Leone A. Visual cortex excitability increases during visual mental imagery—a TMS study in healthy human subjects. *Brain Res.* 2002;938(1–2):92–97.
20. Kosslyn S.M., Thompson W.L. When is early visual cortex activated during visual mental imagery? *Psychol. Bull.* 2003;129(5):723.
21. Slotnick S.D., Thompson W.L., Kosslyn S.M. Visual mental imagery induces retinotopically organized activation of early visual areas. *Cereb. Cortex.* 2005;15(10):1570–1583.
22. 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.
23. Ruffino C., Papaxanthis C., Lebon F. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience.* 2017;341:61–78.
24. Khan M.A., Das R., Iversen H.K., Puthusserypady S. Review on motor imagery based BCI systems for upper limb post-stroke neurorehabilitation: From designing to application. *Comput. Biol. Med.* 2020;123:103843.
25. Mane R., Chouhan T., Guan C. BCI for stroke rehabilitation: motor and beyond. *J. Neural. Eng.* 2020;17(4):041001.
26. Ladda A.M., Lebon F., Lotze M. Using motor imagery practice for improving motor performance—a review. *Brain Cogn.* 2021;150:105705.
27. Lotze M., Halsband U. Motor imagery. *J. Physiol. Paris.* 2006;99(4–6):386–395.
28. Yoo S.S., Freeman D.K., McCarthy III J.J., Jolesz F.A. Neural substrates of tactile imagery: a functional MRI study. *Neuroreport.* 2003;14(4):581–585.
29. Schmidt T.T., Ostwald D., Blankenburg F. Imaging tactile imagery: changes in brain connectivity support perceptual grounding of mental images in primary sensory cortices. *Neuroimage.* 2014;98:216–224.
30. Schmidt T.T., Blankenburg F. The somatotopy of mental tactile imagery. *Front. Hum. Neurosci.* 2019;13:10.
31. Nierhaus T., Wesolek S., Pach D., Witt C.M., Blankenburg F., Schmidt T.T. Content representation of tactile mental imagery in primary somatosensory cortex. *eNeuro.* 2023;10(6):ENEURO.0408-22.2023.
32. Salmelin R., Hari R. Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement. *Neuroscience.* 1994;60(2):537–550.
33. Frolov A.A., Husek D., Bobrov P.D., Mokienko O.A., Chernikova L.A., Konovalov R.N. Localization of brain electrical activity sources and hemodynamic activity foci during motor imagery. *Hum. Physiol.* 2014;40(3):273–283.
34. Peirce J.W. PsychoPy—psychophysics software in Python. *J. Neurosci. Methods.* 2007;162(1–2):8–13.
35. Gramfort A., Luessi M., Larson E., Engemann D.A., Strohmeier D., Brodbeck C., Goj R., Jas M., Brooks T., Parkkonen L., Hämäläinen M. MEG and EEG data analysis with MNE-Python. *Front. Neurosci.* 2013;7:70133.
36. McFarland D.J., McCane L.M., David S.V., Wolpaw J.R. Spatial filter selection for EEG-based communication. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1997;103(3):386–394.
37. 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.
38. Maris E., Oostenveld R. Nonparametric statistical testing of EEG-and MEG-data. *J. Neurosci. Methods.* 2007;164(1):177–190.
39. Dale A.M., Sereno M.I. Improved localization of cortical activity by combining EEG and MEG with MRI cortical surface reconstruction: a linear approach. *J. Cogn. Neurosci.* 1993;5(2):162–176.
40. Fischl B., Van Der Kouwe A., Destrieux C., Halgren E., Ségonne F., Salat D.H., Busa E., Seidman L.J., Goldstein J., Kennedy D., Caviness V., Makris N., Rosen B., Dale A.M. Automatically parcellating the human cerebral cortex. *Cereb. Cortex.* 2004;14(1):11–22.
41. Desikan R.S., Ségonne F., Fischl B., Quinn B.T., Dickerson B.C., Blacker D., Buckner R.L., Dale A.M., Maguire R.P., Hyman B.T., Albert M.S., Killiany R.J. An automated labeling system for subdividing the human cerebral cortex on MRI scans into gyral based regions of interest. *Neuroimage.* 2006;31(3):968–980.
42. Pascual-Marqui R.D. Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details. *Methods Find Exp. Clin. Pharmacol.* 2002;24(Suppl. D):5–12.
43. Pearson J., Naselaris T., Holmes E.A., Kosslyn S.M. Mental imagery: functional mechanisms and clinical applications. *Trends Cogn. Sci.* 2015;19(10):590–602.
44. Yoo S.S., Lee C.U., Choi B.G. Human brain mapping of auditory imagery: event-related functional MRI study. *Neuroreport.* 2001;12(14):3045–3049.
45. Djordjevic J., Zatorre R.J., Petrides M., Boyle J.A., Jones-Gotman M. Functional neuroimaging of odor imagery. *Neuroimage.* 2005;24(3):791–801.
46. Kobayashi M., Takeda M., Hattori N., Fukunaga M., Sasabe T., Inoue N., Nagai Y., Sawada T., Sadato N., Watanabe Y. Functional imaging of gustatory perception and imagery: “top-down” processing of gustatory signals. *Neuroimage.* 2004;23(4):1271–1282.
47. Morozova M., Nasibullina A., Yakovlev L., Syrov N., Kaplan A., Lebedev M. Tactile versus motor imagery: differences in corticospinal excitability assessed with single-pulse TMS. *Sci. Rep.* 2024. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-024-64665-6>
48. Kaplan A., Vasilyev A., Liburkina S., Yakovlev L. Poor BCI performers still could benefit from motor imagery training. *Foundations of Augmented Cognition: Neuroergonomics and Operational Neuroscience: 10th International Conference, AC 2016, Held as Part of HCI International 2016, Toronto, ON, Canada, July 17–22, 2016, Proceedings, Part I 10.* Springer International Publishing; 2016:46–56.
49. Vasilyev A., Liburkina S., Yakovlev L., Perepelkina O., Kaplan A. Assessing motor imagery in brain-computer interface training: psychological and neurophysiological correlates. *Neuropsychologia.* 2017;97:56–65.

Поступила в редакцию 03.04.2024

После доработки 23.05.2024

Принята в печать 15.06.2024

RESEARCH ARTICLE

Source localization of mu-rhythm event related desynchronization in EEG during tactile imagery

L.V. Yakovlev^{1,2,*} , N.V. Syrov² , A.A. Miroshnikov¹ , M.V. Morozova² ,
A.M. Berkush-Antipova³ , D.A. Petrova² , A.Y. Kaplan^{1,2} 

¹Laboratory of Neurophysiology and Neurocomputer Interfaces, Department of Human and Animal Physiology, Faculty of Biology, Lomonosov Moscow State University, Leninskie Gory 1–12, Moscow, 119234, Russia;

²Vladimir Zelman Center for Neurobiology and Neurorehabilitation, Skolkovo Institute of Science and Technology, Bolshoy Boulevard 30–1, Moscow, 121205, Russia;

³Baltic Center for Neurotechnology and Artificial Intelligence, Immanuel Kant Baltic Federal University, A. Nevskogo 14, Kaliningrad, 236041, Russia

*e-mail: lejackovlev@gmail.com

Tactile imagery remains a relatively understudied phenomenon in the field of mental imagery research. However, alongside motor imagery, this technique holds promise as an effective tool for sensorimotor rehabilitation following stroke and spinal cord injuries. In this study, conducted with 22 healthy volunteers, we investigated the source localization of mu-rhythm event related desynchronization (Event-Related Desynchronization, ERD) using multi-channel electroencephalogram recordings and subsequent inverse problem solution with the sLORETA method. All participants exhibited ERD during tactile imagery task, as well as under vibrotactile stimulation. It was demonstrated that mu-rhythm ERD during vibrotactile stimulation, as well as tactile imagery, was localized in the sensorimotor areas of the contralateral hemisphere. Within the source space, ERD in the postcentral gyrus was significantly stronger compared to the precentral gyrus. These findings indicate that tactile imagery, akin to the perception of real tactile stimuli, leads to prominent activation of sensorimotor cortical areas, consistent with the general understanding of the shared neural substrate during mental imagery and perception.

Keywords: sensorimotor rhythm, mu-rhythm, event-related desynchronization, tactile imagery, source localization, inverse task

Funding: The study was financially supported by the Russian Science Foundation (project No. 21-75-30024).

Сведения об авторах

Яковлев Лев Владимирович — канд. биол. наук, ст. науч. сотр. центра нейробиологии и нейрореабилитации имени Владимира Зельмана. Тел.: 8-495-939-33-55; e-mail: lejackovlev@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6609-8176>

Сыров Николай Владимирович — канд. биол. наук, ст. науч. сотр. центра нейробиологии и нейрореабилитации имени Владимира Зельмана. Тел.: 8-495-939-33-55; e-mail: kolascoco@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8253-9426>

Мирошников Андрей Алексеевич — аспирант кафедры физиологии человека и животных биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова. Тел.: 8-495-939-33-55; e-mail: miroshnikovaa@my.msu.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9497-2120>

Морозова Марина Витальевна — аспирант Сколковского института науки и технологий. Тел.: 8-495-939-33-55; e-mail: m.morozova@skoltech.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0529-8777>

Беркуш-Антипова Артемий Михильевич — студент Балтийского центра нейротехнологий и искусственного интеллекта БФУ им. И. Канта. Тел.: 8-495-939-33-55; e-mail: artemgiantipov@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9350-0845>

Петрова Дарья Андреевна — канд. хим. наук, ст. науч. сотр. центра нейробиологии и нейрореабилитации имени Владимира Зельмана. Тел.: 8-495-939-33-55; e-mail: d.petrova@skoltech.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6803-1717>

Каплан Александр Яковлевич — докт. биол. наук, зав. лабораторией нейрофизиологии и нейрокомпьютерных интерфейсов кафедры физиологии человека и животных биологического факультета МГУ. Тел.: 8-495-939-33-55; e-mail: akaplan@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3912-4639>