

ДИНАМИКА СИНХРОНИЗАЦИИ И ДЕСИНХРОНИЗАЦИИ ЭЭГ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ РЕАЛЬНОГО И МЫСЛЕННОГО ДВИЖЕНИЯ РУКИ, НАПРАВЛЕННОГО К ВИДИМОЙ ЦЕЛИ

© 2024 г. М. Е. Курганская^{1,*}, М. Р. Исаев^{1,2}, П. Д. Бобров^{1,2}

¹Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии Российской академии наук, Москва, Россия

²РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва, Россия

*e-mail: m-kurg@yandex.ru

Поступила в редакцию 18.10.2023 г.

После доработки 08.11.2023 г.

Принята к публикации 01.12.2023 г.

В работе исследуется кортикальная организация реального и мысленного выполнения движения руки, направленного в цель. В записях ЭЭГ выделили 6 независимых источников электрической активности. Источники соответствовали премоторным областям, дополнительной моторной области, первичным моторным областям и задней теменной коре. Паттерны их активации в альфа- и бета-диапазоне исследовались при помощи непрерывного вейвлет-преобразования. Основные различия между реальным и мысленным выполнением движения обнаружены в активации первичных моторных и премоторных областей. Асимметрия активации первичных моторных областей наблюдается только при воображаемом движении. Десинхронизация премоторных областей как в альфа-, так и в бета-диапазоне, соответствующая их активации, сопровождается воображаемое движение на всем протяжении. При реальном движении в этих областях наблюдается гиперсинхронизация, которая соответствует торможению, а десинхронизация наблюдается в латентный период, за 1.5 сек до начала движения. Таким образом, воображаемое движение несет на себе черты планирования реального движения.

Ключевые слова: целенаправленное движение, воображение движений, зрительно-моторная координация, ЭЭГ, вейвлет-анализ

DOI: 10.31857/S0044467724020069

ВВЕДЕНИЕ

Мысленное выполнение движений практикуют многие специалисты, чья успешность деятельности определяется точностью движения как пространственной, так и временной. Музыканты проигрывают в уме произведение без использования инструмента, спортсмены и танцоры представляют себе выполнение сложных элементов. Воображение движений позволяет многократно увеличить количество тренировочных повторений, избегая при этом риска травмы и переутомления.

Взросший интерес к мысленному выполнению движений продиктован возможностью применить его к реабилитации пациентов с нарушениями движения (Frank et al., 2023, Villa-Berges et al., 2023, Мокиенко и др., 2013, Столбков и др., 2018). Потребность в такой реабилитации связана с тем, что благодаря успехам современной медицины и новым подходам к ведению пациентов с острым инсультом

смертность от него сокращается как в России, так и во всем мире (Thrift et al., 2017). Однако выжившие пациенты часто утрачивают способность полноценно управлять движением, что ведет к тяжелой инвалидизации.

При воображении движения человеку не требуется его совершать, поэтому единственными объективными показателями выполнения такой мысленной задачи являются регистрируемые изменения в активности мозга. Изменения активности мозга, сопровождающие мысленное движение, отчасти совпадают с изменениями, характерными для реального исполнения движения. Так, многочисленные исследования гемодинамической активности мозга позволили выделить набор областей, активация которых сопровождается как воображением, так и совершением движений (Hardwick et al., 2018, Hetu et al., 2013). При этом относительно различий активации мозга при реальном и воображаемом движении единого мнения не складывается. В одних работах отмечается и в том, и в другом случае

активация в первичных моторных областях (Pfurtscheller, Neuper, 1997). В других, напротив, первичные моторные области активировались только при реальном движении, а во время мысленной локомоции активировались дополнительные моторные области и базальные ганглии (La Fougere et al., 2010). Такая неоднородность может быть связана с тем, что в разных исследованиях используются разные способы представления движений и разные движения.

Воспроизводимость паттерна активации мозга при воображаемом движении позволяет использовать его как основу для интерфейса “мозг-компьютер” (ИМК) (Фролов и др., 2013), что дает возможность привести обратную связь в мысленное выполнение движения. Наиболее предпочтительным способом регистрации активности мозга для нужд ИМК является электроэнцефалография (Hramov et al., 2021) как неинвазивный метод с хорошим временным разрешением.

В большом количестве работ, посвященных кортикальной организации воображаемого движения, использовано простое однокоординатное движение. В работах используются: сгибание пальца (Metais et al., 2022), сгибание руки в лучезапястном суставе (Pfurtscheller, Neuper, 1997), раскрытие и сжатие кисти руки (McFarland et al., 2000), сгибание и разгибание кисти и стопы (Nakagawa et al., 2023, Pfurtscheller et al., 2009). Неоспоримое преимущество таких движений заключается в том, что их можно выполнять, зафиксировав голову неподвижно, что важно для получения безартефактных записей ЭЭГ и иных методов картирования мозга.

Однако воображение однокоординатных движений не дает такой выраженной и стабильной картины, как более сложные движения, вовлекающие несколько степеней свободы, опирающиеся на зрительную обратную связь и составляющие осмысленное и упроченное действие (Gibson et al., 2014, Glover et al., 2020, Kraeutner et al., 2020).

В настоящей работе исследовалась организация воображаемого движения руки к видимой цели. Это сложное координированное движение, хорошо упроченное в репертуаре любого человека. Для регистрации кортикальной активности использована ЭЭГ.

МЕТОДИКА

В исследовании приняли участие 20 испытуемых, 11 женщин и 9 мужчин. Возраст испытуемых составил 24.9 [20.0; 29.5] лет.

Дизайн исследования

Процедура включала четыре экспериментальных условия: реальное движение к цели по императивному сигналу, реальное нецеленаправленное движение по императивному сигналу, воображаемое движение к цели по императивному сигналу, воображаемое нецеленаправленное движение по императивному сигналу. Для совершения целенаправленного движения участник протягивал руку вперед до контакта пальцем с одной из целей. В английском языке такое движение называется “reaching”. После контакта с целью руку нужно было вернуть на стартовую площадку. Нецеленаправленное движение выполнялось как движение рукой при плавании кролем.

При совершении или воображении движений по императивному сигналу каждой попытке предшествовал период покоя, случайной длительности от 4 до 7 сек. Попытка реального движения считалась законченной, как только участник возвращал руку на стартовую площадку, на попытку воображения движения отводилось 3 сек.

Процедура была разбита на четыре этапа. Каждый этап содержал блоки инструкций, анализирующих о том, какое движение (нецеленаправленное или к одной из пяти целей) какой руки нужно выполнять или воображать. В каждом из этапов было по 2 блока инструкций, каждый блок содержал по 3 инструкции для каждого из шести движений и каждой руки. В двух этапах нужно было только совершать движения, в двух других — только воображать. Таким образом, для типа движения по цели (к одной из пяти целей или нецеленаправленное), руке (левая или правая) и способу выполнения (совершение или воображение) было $3 \times 2 \times 2 = 12$ попыток, по 6 попыток в каждом из двух соответствующих этапов. В начале каждого этапа человек должен был 30 сек отслеживать взглядом кружок диаметром 2 см, перемещающийся случайным образом по экрану. Длительность каждого из этих четырех этапов составляла в среднем 658 сек (примерно 11 мин). Время записи для каждой экспериментальной сессии составляло в среднем примерно 54 мин (от 43 до 61 мин). Первым всег-

да был этап с совершением реальных движений, после чего оставшиеся этапы шли в случайном порядке.

Экспериментальная установка

Участник исследования сидел в кресле с подлокотниками и небольшой столешницей, размещенной перед грудью. Перед ним на расстоянии вытянутой руки был вертикально установлен прозрачный экран, на котором размещались пространственные цели – кружки диаметром 2 см. За прозрачным экраном был размещен монитор компьютера. Однотонный серый монитор был расчерчен белыми тонкими линиями на 5 прямоугольных полей, каждое из которых оказывалось в проекции одной из мишеней, если смотреть на них из позиции испытуемого. Поле разделяла на две половины вертикальная линия. Изменение цвета с серого на зеленый правой или левой половины поля соответствовало инструкции выполнять дотягивание до соответствующей цели правой или левой рукой. Для сигнализации о нецеленаправленных движениях на мониторе предьявлялся неподвижный красный кружок диаметром 25 мм, в левой части монитора для движения левой рукой и в правой – для движения правой. Указательные пальцы обеих рук испытуемого лежали на стартовой позиции, которая была отмечена прямоугольником на столешнице.

Перед началом сессии участник убеждался, что может дотянуться указательным пальцем до каждой из целей, делая несколько пробных попыток, которые также служили для ознакомления с процедурой. Ему также демонстрировались и объяснялись зрительные подсказки.

Регистрация данных

Во время выполнения задач в эксперименте регистрировалась электроэнцефалограмма, электроокулограмма и кинематика обеих рук. Для регистрации ЭЭГ и ЭОГ использовался 48-канальный усилитель NVX52 (“Медицинские компьютерные системы”, Россия), 44 отведения регистрировали ЭЭГ, еще 4 – ЭОГ. ЭЭГ-отведения были установлены на позициях Fp1, Fp2, F5, F3, F1, Fz, F2, F4, F6, Fc5, Fc3, Fc1, Fcz, Fc2, Fc4, Fc6, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, Cp5, Cp3, Cp1, Cpz, Cp2, Cp4, Cp6, P7, P5, P1, Pz, P2, P6, P8, Po7, Po3, Poz, Po4, Po8, O1, O2. В качестве референта использовался сигнал от заземленного канала Az. Окулограмма регистрировалась

при помощи четырех электродов, приклеенных слева и справа, а также под глазами испытуемого на расстоянии 5 мм от глаз. Частота дискретизации была равна 500 Гц.

Для регистрации кинематики использовалась электромагнитная система пространственного трекинга Polhemus G4 (Polhemus inc., США). Сенсоры системы располагались на тыльной стороне ладони, предплечье, плече и акромионе левой и правой руки. Еще один сенсор располагался на площадке, куда нужно было возвращать руку после движения. Перед началом каждой экспериментальной сессии положение каждой из целей на прозрачном экране измерялось при помощи отдельного сенсора. Таким образом, в системе координат трекера помимо координат сенсоров, установленных на сегментах тела, были доступны координаты стартовой площадки и всех целей.

Обработка записей кинематики

В данной работе записи кинематики использовались только для определения начала движения. Для этого использовалась абсолютная величина скорости сенсора, расположенного на тыльной стороне ладони движущейся руки. Для записей с реальными движениями по императивному сигналу искался средний профиль скорости на отрезке от императивного сигнала до конца движения + 0.5 сек. Профиль скорости определялся при помощи итерационного алгоритма. На каждой итерации генерировалась случайная последовательность, в которой перебирались отрезки, соответствующие рассматриваемому движению. В качестве исходной оценки среднего на этой итерации брался первый отрезок последовательности. Каждый следующий отрезок в последовательности совмещался с текущей оценкой среднего на итерации при помощи алгоритма динамической трансформации временной шкалы. Совмещенные отрезки складывались с весами, как при последовательной оценке среднего. Среднее, полученное на каждой следующей итерации, складывалось с текущей оценкой аналогичным образом. Использование динамической трансформации временной шкалы позволило наложить полученный средний профиль скорости на каждый из отрезков. В качестве начала движения выбиралась точка, которая соответствовала при отображении точке, в которой для среднего паттерна величина абсолютного значения скорости впервые превысила 2.5% от максимума.

Обработка ЭЭГ и ЭОГ

Обработка записанных данных производилась в среде Matlab. Исходные записи ЭЭГ и ЭОГ фильтровались в диапазоне от 0.5 до 40 Гц при помощи КИХ-фильтра и режекторного фильтра для подавления составляющей 50 Гц. Использовалась двунаправленная фильтрация для компенсации задержки. Отфильтрованные записи всех пяти этапов каждой экспериментальной сессии объединялись. После этого делалось разложение объединенного сигнала на независимые компоненты при помощи метода Infomax (Lee et al., 1999). Затем компоненты сигнала сортировались в убывающем порядке по отношению дисперсий активности во время отрезка слежения взглядом за движущимся кружком и во время выполнения остальных задач сессии. Первые шесть компонент удалялись из сигнала, из восстановленного сигнала выбрасывались четыре ЭОГ-канала и каналы Fp1 и Fp2. Восстановленные сигналы каждого этапа, очищенные таким образом от глазодвигательных артефактов, отдельно фильтровались при помощи фильтра верхних частот, отрезающего частоты ниже 5 Гц, после чего вновь объединялись. Затем искалось новое разложение на независимые компоненты при помощи того же алгоритма Infomax. Из найденных компонент отбирались те, активность которых можно отнести к левой или правой первичной сенсомоторной области (M1L и M1R), левой или правой вентральной премоторной коре (PrmL и PrmR), дополнительной моторной области (SMA), задней теменной коре (PPC). Отбор происходил при помощи экспертной оценки, в основе которой лежали результаты, полученные в работе (Frolov et al., 2020). Если для какой-то записи компоненту определенного типа найти не удавалось, то для оценки ее активности использовалась техника формирования луча (beamforming, (Grosse-Wentrup et al., 2009)) с усредненной топографией всех найденных компонент данного типа.

К активностям компонент каждого типа было применено непрерывное вейвлет-преобразование с использованием быстрого алгоритма, предложенного в работе (Artsvan den Broek, 2022). Преобразование применялось ко всей записи, после чего были выбраны эпохи от –4 до 3 сек относительно императивного сигнала для воображаемых и совершаемых движений по сигналу, а также эпохи от –5 до 3 сек относительно начала движения для движений, совершаемых по сигналу и произвольно. После этого оценивалась зависимость спектральной мощности в

диапазонах альфа (от 8 до 13 Гц) и бета (от 13 до 30 Гц) от времени. Для оценки степени синхронизации или десинхронизации активности за базовый уровень, p_{base} , бралась средняя мощность в отрезке от 4 до 1 сек для эпох, выравненных относительно императивного сигнала, и средняя мощность в отрезке от 5 до 2 сек для эпох, выравненных относительно начала движения. Степень (де)синхронизации ($EDR \setminus S$) оценивалась как

$$EDR \setminus S(t) = \left(\frac{p(t)}{p_{base}} - 1 \right) \times 100\%,$$

где $p(t)$ – оценка мощности сигнала в момент времени t . Значения $EDR \setminus S$, большие 0, означают синхронизацию, меньшие 0 – десинхронизацию.

Статистический анализ

Для сравнения времени реакции (ВР), т.е. времени, прошедшего от императивного сигнала до начала движения, и времени движения (ВД), т.е. времени от подъема руки со стартовой позиции до возвращения на стартовую позицию, применялся тест Манна–Уитни с поправкой Бенджамини–Хохберга к соответствующим величинам, усредненным для каждого испытуемого.

При статистическом анализе величин $EDR \setminus S$ рассматривались следующие условия: тип движения – целенаправленное или нецеленаправленное, рука – левая или правая, нулевая отметка – императивный сигнал или начало движения, способ выполнения – исполнение или воображение. Для оценки достоверности отличия величин $EDR \setminus S$ от базового уровня при каждом условии эти величины усреднялись для каждого испытуемого. После этого применялся кластерный перестановочный тест. Достоверность отличия величин от 0 в каждый момент времени оценивалась при помощи критерия знаков, после чего выбирались кластеры временных отсчетов, для которых отличия были достоверны с уровнем $p < 0.05$. Для оценки вероятности получения этих кластеров случайным образом у случайно выбранных участников изменялся знак величин $EDR \setminus S$, после чего находились новые достоверные кластеры временных отсчетов. В качестве статистики использовалась сумма z-статистик для каждого кластера. Из исходных кластеров, полученных без изменения знаков, оставались те, которые входили в 2.5%-ный “хвост” распределения кластерной статистики слева или справа. Для оценки распределения кластерной статистики было сделано 25 000 перестановок.

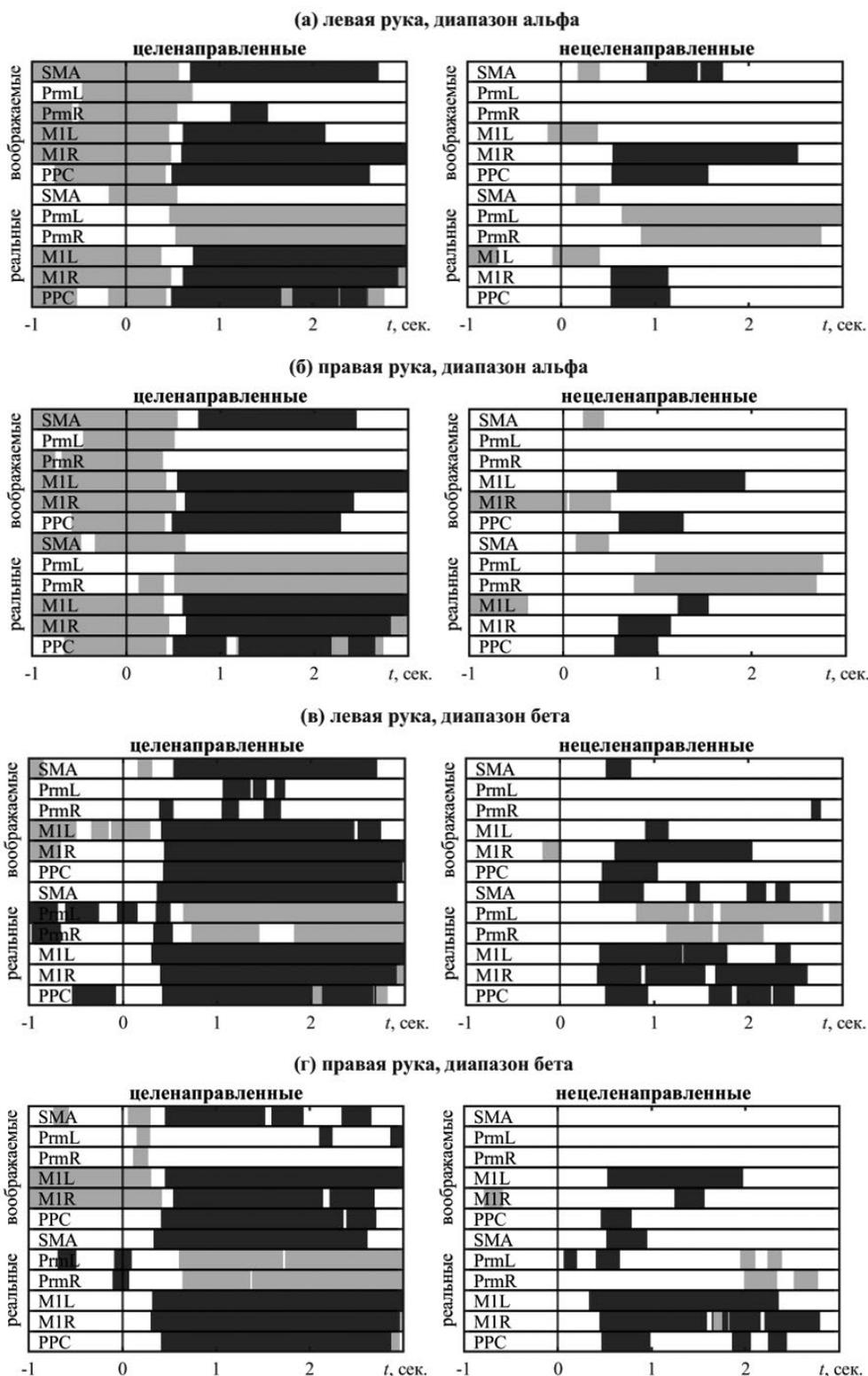


Рис. 1. Отрезки достоверной синхронизации (светло-серые) и десинхронизации (темно-серые) выделенных компонент ЭЭГ во время совершения реальных или воображаемых движений по императивному сигналу. Нулевая отметка времени соответствует императивному сигналу. Левая панель относится к целенаправленным движениям, правая – к нецеленаправленным.

Fig. 1. Periods of statistically significant synchronization (light gray) and desynchronization (dark gray) of the selected EEG components during the real or imaginary movements on the go signal. The zero time mark corresponds to the go signal. Left panel refers to reaching, right panel refers to aimless movements.

Для сравнения величин ERD\S для целенаправленных и нецеленаправленных движений, для реальных и воображаемых движений, а также для левополушарной и правополушарной M1 при заданном наборе остальных условий и выбранном частотном диапазоне применялся двухсторонний кластерный перестановочный тест пакета FieldTrip (Oostenveld et al., 2011), функция `ft_timelockstatistics`. Эпохи ERD\S, относящиеся к сравниваемым условиям, усреднялись для каждого участника. При сравнении целенаправленных и нецеленаправленных движений, как и реальных и воображаемых движений, 6 каналов соответствовали найденным компонентам (M1L, M1R, PrmL, PrmR, SMA, PPC). При сравнении ERD\S для компонент M1 левого и правого полушария канал был один. Переменной, определяющей зависимость наблюдений, был номер участника. При каждом сравнении делалось 10 000 перестановок.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Время реакции от императивного сигнала до начала движения при выполнении целенаправленного движения левой рукой составляло 780 ± 295 мс, правой – 765 ± 345 мс. Для нецеленаправленного движения левой рукой – 795 ± 231 мс, для нецеленаправленного движения правой – 823 ± 338 мс. Различия ВР оказались недостоверны. Длительность целенаправленного движения левой по императивному сигналу составила 1853 ± 716 мс, правой – 1857 ± 712 мс. Длительность нецеленаправленного – 2054 ± 513 мс для левой руки и 1987 ± 548 мс для правой. Длительность целенаправленных движений по императивному сигналу была достоверно меньше длительности нецеленаправленных движений по императивному сигналу ($p < 0.03$).

На рис. 1 (а), 1 (б) и 2 (а), 2 (б) представлены результаты тестов достоверности отличия величин ERD\S от нуля для альфа-диапазона, а на рисунках 1в, 1г и 2в, 2г – для бета-диапазона. На рис. 1 нулевая отметка времени соответствует императивному сигналу, на рис. 2 – началу движения.

Реальные движения, выполняемые по императивному сигналу, альфа-диапазон

Сразу после императивного сигнала возникает кратковременная синхронизация SMA,

достигающая значимости для всех экспериментальных условий. В других областях эта синхронизация также присутствует и в отдельных случаях достигает уровня значимости (рис. 1 (а), 1 (б)). По всей видимости, эта синхронизация связана с переработкой зрительного сигнала, т.к., если использовать в качестве нулевой отметки начало движения, синхронизация, связанная с поступлением зрительного сигнала, размывается из-за разброса ВР (рис. 2 (а), 2 (б)). Далее, около 500 мс после императивного сигнала, заметна десинхронизация PPC. Если рассматривать начало движения в качестве нулевой отметки, то видно, что десинхронизация PPC происходит до начала движения (рис. 2 (а)).

Десинхронизация M1 при выполнении движения по императивному сигналу выглядит несколько по-разному для целенаправленных и нецеленаправленных движений. В случае целенаправленного движения десинхронизация M1 следует за десинхронизацией PPC примерно через 100 мс (рис 1 (а), 1 (б)). Причем эта десинхронизация достигает уровня значимости с началом движения и продолжается на протяжении всего движения и даже дольше, до 4 сек. Примечательно, что при реальном движении десинхронизация билатеральна, асимметрия отсутствует, что подтверждает перестановочный тест, показывающий отсутствие достоверной разницы в значениях. При ненаправленном движении десинхронизация PPC и M1 наступает одновременно – примерно за 300 мс до начала движения (рис. 2 (а), 2 (б)). Десинхронизация SMA наблюдается после начала движения, достигая значимости через 300–800 мс после начала десинхронизации M1. В случае целевого движения десинхронизация SMA устойчивая и длительная, продолжается после завершения движения. В случае нецелевого движения – напротив, эпизоды десинхронизации SMA кратковременны (до 300 мс) и прерывисты.

При движении по императивному сигналу наблюдается гиперсинхронизация в премоторных областях (PrmL, PrmR). Гиперсинхронизация Prm наблюдается как при целевом, так и при ненаправленном движении (рис. 1 (а), 1 (б), 3 (а), 3 (б)), но полностью отсутствует при воображаемом движении. Очевидно, что этот эффект связан непосредственно с движением, но не с обработкой зрительной информации.

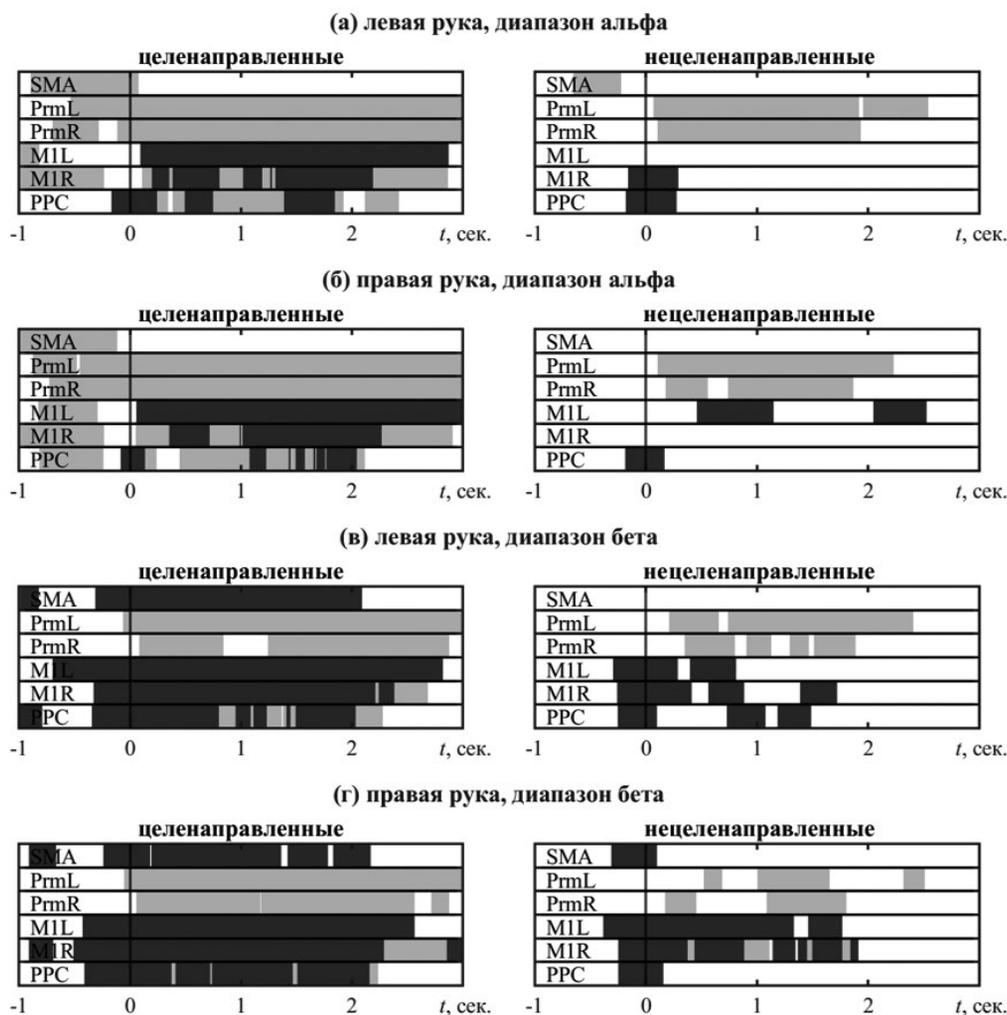


Рис. 2. Отрезки достоверной синхронизации (светло-серые) и десинхронизации (темно-серые) выделенных компонент ЭЭГ во время совершения движений по императивному сигналу. Нулевая отметка времени соответствует началу движения. Левая панель относится к целенаправленным движениям, правая – к нецеленаправленным.

Fig. 2. Periods of statistically significant synchronization (light gray) and desynchronization (dark gray) of the selected EEG components during cued movements. The zero time mark corresponds to the beginning of the movement. Left panel refers to reaching, right panel refers to aimless movements.

Воображаемые движения, альфа-диапазон

В отличие от реального, при выполнении воображаемого движения, как целенаправленного, так и нецеленаправленного, обращает на себя внимание выраженная асимметрия активации M1 (рис 1 (а), 1 (б)). Активация в контралатеральной M1 оказывалась достоверно более глубокой и длительной, чем в ипсилатеральной M1 (рис. 4 (а, б)). Латентность десинхронизации M1 – примерно 500 мс от императивного сигнала, т.е. близка или чуть короче, чем латентность десинхронизации при реальном движении. При воображении целенаправленного движения правой рукой десинхронизация левой M1 достоверно глубже, чем при соверше-

нии целенаправленного движения правой рукой по императивному сигналу (рис. 5 (а, б)). Одновременно с десинхронизацией M1 заметна значимая десинхронизация PPC, а десинхронизация SMA наступает чуть позже – 700–800 мс после императивного сигнала. Статистический анализ показывает, что при воображаемом движении левой рукой десинхронизация SMA на отрезке 700–1600 мс значимо глубже, чем при реальном движении (рис. 5 (а, б)).

Еще позже, уже примерно через 1 сек после императивного сигнала, видна десинхронизация Prm, достигающая уровня значимости только в правом полушарии как для воображаемого движения правой, так и левой руки.

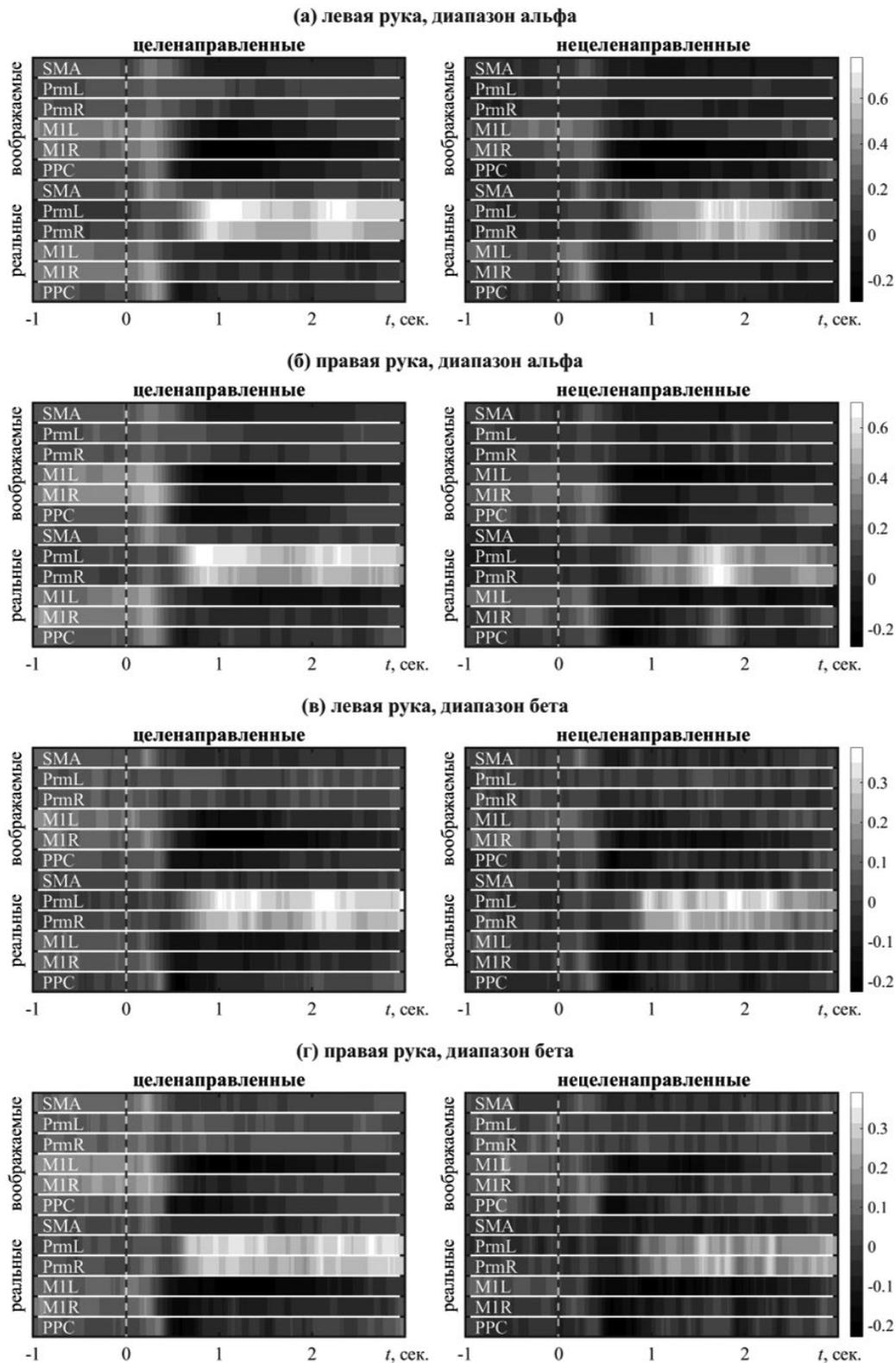


Рис. 3. Усредненные картины синхронизации и десинхронизации выделенных компонент ЭЭГ во время совершения реальных или воображаемых движений по императивному сигналу. Нулевая отметка времени соответствует императивному сигналу. Левая панель относится к целенаправленным движениям, правая – к нецеленаправленным.

Fig. 3. Averaged patterns of synchronization and desynchronization of the selected EEG components in the course of real or imaginary movements on go signal. The zero time mark corresponds to the go signal. Left panel refers to reaching, right panel refers to aimless movements.

Реальные движения, выполненные по императивному сигналу, бета-диапазон

При выполнении как целевого, так и нецелевого движения по императивному сигналу наблюдалась выраженная значимая билатеральная бета-десинхронизация М1 (рис. 1 (в, г)). Десинхронизация М1 продолжалась около 2 сек от начала движения, т.е. все время движения. Асимметрия десинхронизации М1 отсутствует и по величине, что подтверждается и статистическим тестом – достоверной разницы в величине ERD\S между левой и правой М1 в бета-диапазоне не обнаружено. Значимая десинхронизация SMA совпадала по времени с десинхронизацией М1. Десинхронизация PPC в основном совпадала по времени с десинхронизацией М1. Обращает на себя внимание десинхронизация премоторных областей за 1.5 сек до начала движения при выполнении целевого движения (рис. 1 (в, г)).

Воображаемые движения, бета-диапазон

При воображении целевого движения статистически значимая десинхронизация начинается через 200–300мс после императивного сигнала в SMA, М1 и PPC и устойчиво продолжается следующие 3 сек (рис. 1 (в, г)). Через секунду после императивного сигнала присоединяется десинхронизация ПМ-области. Десинхронизация М1 демонстрирует выраженную значимую асимметрию (рис. 4 (а, б)). При том, что десинхронизация достигает уровня значимости в обо-

их полушариях, десинхронизация в полушарии, контрлатеральном воображаемому движению, существенно глубже.

При воображении нецелевого движения (рис. 1 (в, г)) также наблюдается билатеральная и асимметричная десинхронизация М1, однако длительность десинхронизации всего 2 сек, причем десинхронизация в ипсилатеральном полушарии заканчивается еще раньше. Еще короче десинхронизация в SMA и в PPC. Десинхронизация в PrmL отсутствует. Наблюдается нестойкая десинхронизация PrmR во время воображаемого нецеленаправленного движения левой руки.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В настоящей работе при совершении мысленного движения по императивному сигналу можно видеть сложный паттерн десинхронизации и синхронизации разных источников. Логично предположить, что воображаемое движение, так же как и реальное, разбивается на несколько этапов (Elliott et al., 2017). Временной промежуток между императивным сигналом и началом движения, соответствующий латентному периоду подготовки к движению, составил, по нашим данным, около 700 мс. Это существенно больше, чем 370 мс, полученных в работе (Rakusa et al., 2018), где испытуемые также выполняли реальное и мысленное движение рукой к цели. Возможно, такое долгое время реакции в настоящей работе определяется более

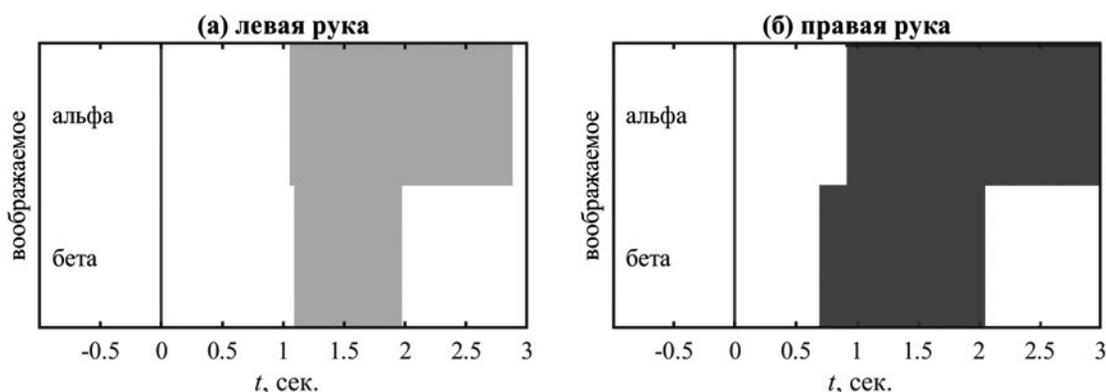


Рис. 4. Результаты теста с перестановками, сравнивающего степень подавления мю-ритма в левом и правом полушарии (M1L против M1R) при воображаемом движении по императивному сигналу. Светло-серые полосы – подавление ритма сильнее в правом полушарии, темно-серые – в левом. Левая панель относится к воображению движению левой рукой, правая – к воображению движению правой рукой.

Fig. 4. Results of a permutation test comparing the degree of mu rhythm suppression in the left and right hemisphere (M1L vs. M1R) during imagined movement on go signal. Light gray indicates stronger desynchronization in the right hemisphere, dark gray stronger desynchronization in the left hemisphere. The left panel refers to the imagination of movement with the left hand, the right panel to the imagination of movement with the right hand.

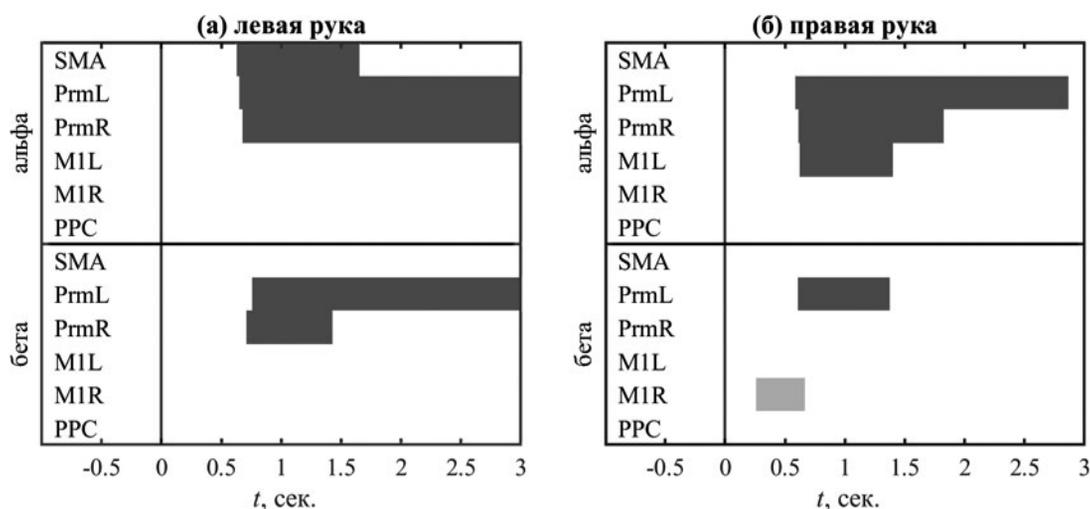


Рис. 5. Результаты теста с перестановками, сравнивающего степень (де)синхронизации активности выбранных компонент при реальном и воображаемом движении по императивному сигналу. Светло-серые полосы – подавление ритма меньше при воображаемых движениях, темно-серые – подавление ритма больше при воображаемых движениях. На всех панелях приводятся результаты только для целенаправленных движений. Левая панель относится к выполнению заданий левой рукой, правая – к выполнению заданий правой рукой.

Fig. 5. Results of a permutation test comparing the degree of (de)synchronization of the activity of selected components during real and imaginary movement on go signal. Light gray stripes – rhythm suppression is less during imaginary movements, dark gray – rhythm suppression is greater during imaginary movements. All panels show results for goal-directed movements only. The left panel refers to performing tasks with the left hand, the right panel refers to performing tasks with the right hand.

сложными экспериментальными условиями, требующими принятия нескольких решений: какое движение делать (целенаправленное или нецеленаправленное), если целенаправленное, то к какой цели, какой рукой. Инструкция для принятия решения была заключена в императивном сигнале, который надо предварительно проанализировать.

Поскольку в настоящей работе инструкции были сходными в случае реального и воображаемого движения, при всей лабильности времени реакции мы можем предположить, что первые 700 мс после императивного сигнала соответствуют подготовке к движению также и для воображаемого движения, что подтверждается динамикой десинхронизации в M1 (рис. 1).

И, действительно, паттерны первых 700 мс сходны для реального и воображаемого движения по императивному сигналу: десинхронизация моторных областей и в задней теменной коре при воображении движения начинается примерно через 500 мс после императивного сигнала. Это время меньше латентности реального движения по императивному сигналу и совпадает с временем от императивного сигнала до десинхронизации моторных областей при выполнении реального движения по сигналу.

В (Rakusa et al., 2018) активизация SMA и Prm (они рассматривались совместно) наступала в первые 120 мс после императивного сигнала. По нашим данным, SMA и Prm ведут себя по-разному. Активация (десинхронизация) этих областей также наступает через 100 мс после императивного сигнала, но активация Prm кратковременна, а активация SMA продолжается все время реального движения. Десинхронизация SMA при мысленном движении наступает позже, время ее превышает латентность реального движения. Т.е. предсказание сенсорных последствий гипотетического движения наступает как следствие активации моторных областей. И самое замечательное, что далее, примерно через 1000 мс после императивного сигнала, наступает десинхронизация премоторных областей. Она наблюдается как в альфа-, так и в бета-диапазонах и заканчивается только с окончанием десинхронизации первичных моторных областей. Это составляет основное различие воображаемого и реального движения. При выполнении реального движения десинхронизация премоторных областей наблюдалась только до начала движения, а во время выполнения реального движения, напротив, наблюдается синхронизация. По-видимому, это связано с тем, что премоторные области обеспечивают намерение совершить движение, но не его осознание. В частности, при прямой

электрической стимуляции премоторной области пациент совершал движение, но отрицал это, если он не видел себя в зеркале (Desmurget, Sirigu, 2009). Результат настоящей работы можно интерпретировать так: при совершении реального движения в мозг поступает сенсорный сигнал, свидетельствующий об успешно начатом движении, инициация нового движения нарушила бы успешно начатое. А при выполнении мысленного движения такой сенсорный сигнал отсутствует. Представление сенсорных ощущений от воображаемого движения удерживается на всем протяжении воображаемого движения.

В настоящем эксперименте не было никакого маркера окончания мысленного движения, но, поскольку реальное движение продолжалось от 2 до 2.5 сек, у нас нет основания ожидать, что мысленное движение совершается быстрее. Поэтому разумно предположить, что наблюдаемая десинхронизация М1, РРС и SMA сопровождает все мысленное движение. Особого обсуждения заслуживает тот факт, что длительная и устойчивая десинхронизация в этих источниках наблюдается только при мысленном выполнении целенаправленного движения. Воображение нецеленаправленного движения, вовлекающего те же суставы, что и дотягивание до видимой цели, сопровождается лишь кратковременной (1.5 сек) десинхронизацией. Это согласуется с данными исследований по мысленному выполнению движений разной сложности. Так, в работе (Gibson et al., 2014) показано, что мысленное выполнение наиболее сложных и при этом хорошо выученных движений (в работе использовались фортепианные пассажи различной сложности) сопровождается наиболее различимым индивидуальным паттерном ЭЭГ даже при однократном выполнении. В другом исследовании (Wheaton et al., 2005) записывали ЭЭГ и электромиограмму участников, которые либо просто сгибали палец в произвольный момент времени, либо исполняли небольшую пантомиму, имитируя использование инструмента. Амплитуда активации париетального отдела за 2–3 сек до роста миографического сигнала была значительно выше при виртуальном использовании инструмента. Считается, что заднетеменные отделы мозга ответственны за зрительно-моторную интеграцию и поддержание фокуса внимания на пространственном расположении цели (Rakusa et al., 2018). Это может объяснять, почему в настоящей работе при нецелевых движениях активация париетальных структур нестабильна.

Понятно, что дотягивание до видимой цели является сложным и в то же время упроченным, часто повторяемым и очень важным для всех приматов движением. В то же время приведение в движение плеча, локтя и запястья без конкретной задачи для рабочей точки таким движением не является. Оно не нуждается в зрительной обратной связи, такое движение можно выполнить разными способами, которые составляют континуум, и ни одно из выполнений не может быть неуспешным. Т.е. это простое и не выученное движение, его мысленное выполнение допускает высокую степень неопределенности, и ему соответствует вариативный паттерн ЭЭГ. Интересно, что при реальном выполнении такого движения паттерны активации источников не отличаются от таковых при целенаправленном движении. Это неудивительно, т.к. при актуальном выполнении движения неопределенность отсутствует, каждый раз выполняется конкретное движение.

ВЫВОДЫ

Активация областей мозга при реальном и мысленном выполнении движения отличается не набором активированных областей, а последовательностью активации во времени. Активация премоторных областей сопровождает воображаемое движение на всем протяжении, но при реальном движении регистрируется только до начала движения.

Воображаемое движение можно ассоциировать с подготовкой к выполнению реального движения.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена в рамках государственного задания Министерства здравоохранения Российской Федерации № 122051700017-2.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Мокиенко О.А., Черникова Л.А., Фролов А.А., Бобров П.Д. Воображение движения и его практическое применение. Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова. 2013. 63 (2): 195–195.
- Столбов Ю.К., Мошонкина Т.Р., Орлов И.В., Козловская И.Б., Герасименко Ю.П. Воображаемые движения как средство совершенствования и реабилитации моторных функций. Успехи физиологических наук. 2018. 49 (2): 45–59.
- Фролов А.А., Бирюкова Е.В., Бобров П.Д., Мокиенко О.А., Платонов А.К., Прянничников В.Е., Черникова Л.А.

- Принципы нейрореабилитации, основанные на использовании интерфейса “мозг–компьютер” и биологически адекватного управления экзоскелетом. *Физиология человека*. 2013. 39: 99–113.
- Arts L.P., van den Broek E.L. The fast continuous wavelet transformation (fCWT) for real-time, high-quality, noise-resistant time–frequency analysis. *Nature Computational Science*. 2022. 2: 47–58.
- Desmurget M., Sirigu A. A parietal-premotor network for movement intention and motor awareness. *Trends in cognitive sciences*. 2009. 13 (10): 411–419.
- Elliott D., Lyons J., Hayes S.J., Burkitt J.J., Roberts J.W., Grierson L.E. et al. The multiple process model of goal-directed reaching revisited. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2017. 72: 95–110.
- Frank C., Kraeutner S.N., Rieger M., Boe S.G. Learning motor actions via imagery – perceptual or motor learning? *Psychological Research*. 2023: 3752889.
- Frolov A., Bobrov P., Biryukova E., Isaev M., Kerechanin Y., Bobrov D., Lekin A. Using multiple decomposition methods and cluster analysis to find and categorize typical patterns of EEG Activity in motor imagery brain–computer interface experiments. *Frontiers in Robotics and AI*. 2020. 7: 88.
- Gibson R.M., Chennu S., Owen A.M., Cruse D. Complexity and familiarity enhance single-trial detectability of imagined movements with electroencephalography. *Clinical Neurophysiology*. 2014. 125 (8): 1556–1567.
- Glover S., Bibby E., Tuomi E. Executive functions in motor imagery: support for the motor-cognitive model over the functional equivalence model. *Experimental brain research*. 2020. 238: 931–944.
- Grosse-Wentrup M., Liefhold C., Gramann K., Buss M. Beamforming in noninvasive brain-computer interfaces. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2009. 56 (4): 1209–1219.
- Hardwick R.M., Caspers S., Eickhoff S.B., Swinnen S.P. Neural correlates of action: Comparing meta-analyses of imagery, observation, and execution. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2018. 94: 31–44.
- Hetu S., Gregoire M., Saimpont A., Coll M.P., Eugene F., Michon P.E., Jackson P.L. The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev*. 2013. 37 (5): 930–949.
- Hramov A.E., Maksimenko V.A., Pisarchik A.N. Physical principles of brain–computer interfaces and their applications for rehabilitation, robotics and control of human brain states. *Physics Reports*. 2021. 918: 1–133.
- Kraeutner S.N., McArthur J.L., Kraeutner P.H., Westwood D.A., Boe S.G. Leveraging the effector independent nature of motor imagery when it is paired with physical practice. *Scientific reports*. 2020. 10 (1): 21335.
- La Fougere C., Zwergal A., Rominger A., Förster S., Fesl G., Dieterich M. et al. Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. *Neuroimage*. 2010. 50 (4): 1589–1598.
- Lee T.-W., Girolami M., Sejnowski T.J. Independent component analysis using an extended infomax algorithm for mixed subgaussian and supergaussian sources. *Neural computation*. 1999. 11 (2): 417–441.
- McFarland D.J., Miner L.A., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements. *Brain topography*. 2000. 12 (3): 177–186.
- Metais A., Muller C.O., Boublay N., Breuil C., Guillot A., Daligault S. et al. Anodal tDCS does not enhance the learning of the sequential finger-tapping task by motor imagery practice in healthy older adults. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 2022. 14: 1060791.
- Nakagawa K., Kawashima S., Fukuda K., Mizuguchi N., Muraoka T., Kanosue K. Constraints on hand-foot coordination associated with phase dependent modulation of corti-cospinal excitability during motor imagery. *Frontiers in human neuroscience*. 2023. 17: 1133279.
- Oostenveld R., Fries P., Maris E., Schoffelen J.-M. FieldTrip: open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2011. 2011: 156869.
- Pfurtscheller G., Linortner P., Winkler R., Korisek G., Müller-Putz G. Discrimination of motor imagery-induced EEG patterns in patients with complete spinal cord injury. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2009. 2009: 104180.
- Pfurtscheller G., Neuper C. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. *Neurosci Lett*. 1997. 239 (2–3): 65–68.
- Rakusa M., Busan P., Battaglini P.P., Zidar J. Separating the Idea from the Action: A sLORETA Study. *Brain Topogr*. 2018. 31 (2): 228–241.
- Thrift A.G., Howard G., Cadilhac D.A., Howard V.J., Rothwell P.M., Thayabaranathan T. et al. Global stroke statistics: An update of mortality data from countries using a broad code of “cerebrovascular diseases”. *Int J Stroke*. 2017. 12 (8): 796–801.
- Villa-Berges E., Laborda Soriano A.A., Lucha-Lopez O., Tricas-Moreno J.M., Hernandez-Secorun M., Gomez-Martinez M., Hidalgo-Garcia C. Motor imagery and mental practice in the subacute and chronic phases in upper limb rehabilitation after stroke: a systematic review. *Occupational Therapy International*. 2023. 2023: 3752889.
- Wheaton L.A., Yakota S., Hallett M. Posterior parietal negativity preceding self-paced praxis movements. *Experimental brain research*. 2005. 163: 535–539.

DYNAMICS OF EEG SYNCHRONIZATION AND DESYNCHRONIZATION WHEN PERFORMING REAL AND IMAGINED HAND REACHING

M. E. Kurgansky^{a, #}, M. R. Isaev^{a, b}, P. D. Bobrov^{a, b}

^aInstitute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia

^bPirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia

[#]e-mail: m-kurg@yandex.ru

The work investigates spatial and temporal EEG patterns during real and imagined execution of hand reaching. Six independent sources of electrical activity were identified in the EEG recordings. The sources corresponded to the premotor areas, supplementary motor area, primary motor areas, and posterior parietal cortex. Their activation patterns in the alpha and beta range were studied using a continuous wavelet transform. The main differences between real and imagined movement are found in the activation of primary motor and premotor areas. Asymmetry in activation of primary motor areas was observed only during the imaginary movements. Desynchronization in premotor areas of both the alpha and beta ranges, suggesting their activation, accompanied the imaginary movements throughout their course. On the other hand, hypersynchronization was observed in premotor areas during real movement, which likely corresponds to inhibition, while desynchronization was observed in the latent period, 1.5 seconds before the start of movement. Thus, an imaginary movement bears the features of planning a real movement.

Keywords: reaching, imaginary movement, visual-motor coordination, EEG, wavelet analysis