

ДЕСИНХРОНИЗАЦИЯ СЕНСОМОТОРНЫХ РИТМОВ ПРИ СОВЕРШЕНИИ КВАЗИДВИЖЕНИЙ, ОСНОВАННЫХ НА ЕСТЕСТВЕННЫХ ДВИЖЕНИЯХ ПАЛЬЦЕВ РУКИ

Е. П. Сви́рин¹✉, Д. А. Бердышев^{1,2}, С. Л. Шишкин¹

¹ Центр нейрокогнитивных исследований (МЭГ-центр), Московский государственный психолого-педагогический университет, Москва, Россия

² Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, Москва, Россия

Квазидвижения (КД) — попытки движения, минимизированные до исчезновения движения, — вызывают ЭЭГ-паттерны, схожие с реальным движением. КД могут моделировать попытки движения у здоровых участников и потому представляют интерес как альтернатива представлению движений (ПД) для реабилитационных интерфейсов мозг–компьютер (ИМК), в которых попытка движения парализованной конечностью используется как управляющий сигнал. КД ранее исследовали на отведении большого пальца. Целью данной работы было проверить осуществимость КД на основе более естественных действий (нажатие и указание) и сравнить их ЭЭГ-корреляты с ПД. У 11 здоровых добровольцев (6 женщин, возраст 21–32 года) регистрировали ЭЭГ при выполнении ПД, нецеленаправленных КД (нКД), целенаправленных КД (цКД) и реальных движений. Оба типа КД вызывали более выраженную контралатеральную десинхронизацию μ -ритма 8–13 Гц, чем ПД (0,63 дБ, эффект типа движения, $p = 0,042$), тогда как нКД и цКД не различались. Ипсилатеральная десинхронизация не различалась между условиями ($p = 0,216$). В поддиапазоне верхнего μ -ритма (10–13 Гц) попарные сравнения достигали значимости (нКД–ПД: 0,82 дБ, $p = 0,003$; цКД–ПД: 0,70 дБ, $p = 0,022$). В теменной области интереса эффект типа движения отсутствовал ($p = 0,15$). Вклад остаточного движения не был значим. Полученные данные показывают, что КД на основе естественных действий осуществимы и обеспечивают более выраженную сенсомоторную активацию, чем ПД, что обосновывает их дальнейшее изучение в контексте реабилитационных ИМК.

Ключевые слова: квазидвижения, представление движений, попытка движения, десинхронизация μ -ритма, электроэнцефалография, интерфейс мозг–компьютер, нейрореабилитация

Финансирование: исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 24-75-00105, <https://rscf.ru/project/24-75-00105/>.

Благодарности: авторы благодарят А. Васильева за рекомендации по обработке данных и обратную связь.

Вклад авторов: Е. П. Сви́рин — дизайн исследования, проведение экспериментов, анализ результатов, написание статьи, написание финальной версии; Д. А. Бердышев — дизайн исследования, анализ результатов, написание статьи; С. Л. Шишкин — концептуализация исследования, обсуждение результатов, написание финальной версии.

Соблюдение этических стандартов: исследование одобрено этическим комитетом Московского государственного психолого-педагогического университета (протокол заседания № 4 от 01 апреля 2026 г.). Все участники подписали добровольное информированное согласие на участие в исследовании.

✉ **Для корреспонденции:** Евгений Павлович Сви́рин
Шелепихинская набережная, д. 2А, стр. 2, г. Москва, 123290, Россия; jogikint@gmail.com

Статья получена: 19.04.2026 **Статья принята к печати:** 11.05.2026 **Опубликована онлайн:** 14.06.2026

DOI: 10.24075/vrgmu.2026.030

Авторские права: © 2026 принадлежат авторам. **Лицензиат:** РНИМУ им. Н. И. Пирогова. Статья размещена в открытом доступе и распространяется на условиях лицензии Creative Commons Attribution (CC BY) (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

SENSORIMOTOR RHYTHM DESYNCHRONIZATION DURING EXECUTION OF QUASI-MOVEMENTS BASED ON NATURAL FINGER MOVEMENTS

Svirin EP¹✉, Berdyshev DA^{1,2}, Shishkin SL¹

¹ Center for Neurocognitive Research (MEG Center), Moscow State University of Psychology & Education, Moscow, Russia

² Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia

Quasi-movements (QMs), which are movement attempts minimized to the point of movement extinction, evoke EEG patterns similar to those of real movement. QMs can model attempted movement in healthy subjects and are therefore of interest as an alternative to motor imagery (MI) in rehabilitation brain–computer interfaces (BCIs), in which the attempted movement of the paralyzed limb is used as a control signal. Earlier QM studies were focused on thumb abduction. The study aimed to verify the feasibility of QMs based on more natural actions (pressing and pointing) and compare their EEG correlates with those of MI. In 11 healthy volunteers (6 women, aged 21–32), EEG recording was performed during execution of MI, non-goal-directed QMs (nQMs), goal-directed QMs (gQMs), and real movements. Both QM types caused more pronounced contralateral desynchronization of the 8–13 Hz μ rhythm than MI (0.63 dB, effect of movement type, $p = 0.042$), while nQMs and gQMs did not differ. There were no differences in ipsilateral desynchronization between the conditions ($p = 0.216$). Pairwise comparisons were significant in the upper-frequency μ rhythm sub-range (nQM–MI: 0.82 dB, $p = 0.003$; gQM–MI: 0.70 dB, $p = 0.022$). There was no effect of movement type in the parietal area of interest ($p = 0.15$). The contribution of residual movement was non-significant. The data obtained show that QMs based on natural actions are feasible and produce stronger sensorimotor activation than MI, which justifies further research focused on QMs in the context of rehabilitation BCIs.

Keywords: quasi-movements, motor imagery, attempted movement, μ rhythm desynchronization, electroencephalography, brain–computer interface, neurorehabilitation

Funding: the study was supported by the Russian Science Foundation grant No. 24-75-00105, <https://rscf.ru/project/24-75-00105/>.

Acknowledgements: the authors would like to thank A. Vasilyev for guidance on data processing and feedback.

Author contribution: Svirin EP — study design, experimental procedure, analysis of results, manuscript writing, writing the final version; Berdyshev DA — study design, analysis of results, manuscript writing; Shishkin SL — study conceptualization, discussion, writing the final version.

Compliance with ethical standards: the study was approved by the Ethics Committee of the Moscow State University of Psychology & Education (protocol No. 4 dated 01 April 2026). All subjects submitted the informed consent to take part in the study.

✉ **Correspondence should be addressed:** Evgeny P. Svirin
Shelephinskaya naberezhnaya, 2A, str. 2, Moscow, 123290, Russia; jogikint@gmail.com

Received: 19.04.2026 **Accepted:** 11.05.2026 **Published online:** 14.06.2026

DOI: 10.24075/brsmu.2026.030

Copyright: © 2026 by the authors. **Licensee:** Pirogov University. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Кинестетическое представление движений (ПД) является одной из наиболее широко используемых стратегий управления в неинвазивных интерфейсах мозг–компьютер (ИМК) [1]. Однако ПД — это внутренне направленная задача, которая может конкурировать со зрительным вниманием [2, 3] и обработкой внешней информации [4], включая обратную связь от интерфейса. Кроме того, ПД требует от пользователя выполнения абстрактной ментальной задачи, отличной от реального действия [5, 6]. Это мотивирует поиск альтернативных моторных задач, которые сохраняли бы информативные ЭЭГ-корреляты и при этом были ближе к естественному действию.

Перспективным кандидатом являются квазидвижения (КД) — феномен, определяемый как сознательное уменьшение амплитуды движения до тех пор, пока не исчезнет как видимое движение, так и мышечная активация [7], но сохраняются паттерны ЭЭГ, характерные для реального движения (РД) [7, 8]. Хотя в ряде случаев остаточная мышечная активация может сохраняться, недавние работы указывают, что ее присутствие не объясняет ЭЭГ-эффекты, связанные с КД [9]. КД субъективно воспринимаются как более схожие с РД по сравнению с ПД, что может поддерживать чувство контроля при использовании ИМК [10]. КД были также предложены в качестве модели попыток движения [11], которые ранее обсуждались как перспективная альтернатива ПД для ИМК, особенно в клинических и реабилитационных приложениях [12, 13]. Таким образом, КД могут представлять интерес и как способ изучения состояния, подобного попытке движения, у здоровых участников в контролируемых условиях.

В настоящее время, однако, исследования КД остаются в основном ограниченными одним движением — отведением большого пальца [7, 9], которое было исходно выбрано авторами из-за простоты регистрации поверхностной ЭМГ соответствующих мышц. Это оставляет открытым вопрос о том, могут ли КД быть распространены на более естественные действия.

Интерес представляет также возможность совершения целенаправленных КД. Целенаправленные действия ориентированы на внешний объект или результат. Показано, что подготовка целенаправленных действий «достижения» связана с более ранней и более распространенной кортикальной активацией, чем подготовка нецеленаправленных движений, включая более выраженное вовлечение теменных областей [14, 15]. Кроме того, были описаны функциональные диссоциации между нижним (8–10 Гц) и верхним (10–12 Гц) μ -ритмами: верхний компонент обнаруживает более соматотопический паттерн десинхронизации [16], а теменная α -десинхронизация при планировании таких движений специфически связана с целенаправленным характером действия [17]. Эти данные указывают на возможность того, что ЭЭГ-корреляты целенаправленности могут выражаться не только в амплитуде десинхронизации над сенсомоторными зонами, но и в вовлечении теменных областей и динамике верхнего μ -ритма. Может ли подобный эффект наблюдаться при КД, где явное взаимодействие с объектом отсутствует по определению, остается открытым вопросом.

Целью данной работы являлась проверка того, могут ли целенаправленные действия руки быть реализованы как КД и сохраняют ли они модуляцию сенсомоторного ритма, делающую КД перспективными для приложений ИМК. Дополнительными задачами были сравнение ЭЭГ-коррелятов новых КД с кинестетическим ПД тех

же действий и оценка того, проявляется ли эффект целенаправленной инструкции в сенсомоторной или теменной области, как предполагает литература о планировании целенаправленных движений [14–17].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование проводили на базе Московского государственного психолого-педагогического университета. В исследовании приняли участие 11 здоровых добровольцев (6 женщин в возрасте 21–32 года, медианный возраст — 28 лет). Критерии включения: здоровые добровольцы мужского и женского пола в возрасте 18–35 лет. Критерии исключения: невозможность совершения движений рукой, наличие диагностированных неврологических и/или психических заболеваний, наличие эпизодов судорожных припадков или диагностированного эпилептического статуса.

Регистрацию сигналов выполняли на платформе Resonance [18]. ЭЭГ регистрировали в 64 отведениях по системе 10–10, с частотой дискретизации 1000 Гц усилителем NVX136DC («Медицинские компьютерные системы», Россия). Заземляющий электрод располагали в позиции Fpz. Импеданс электродов поддерживали ниже 20 кОм.

Для механической регистрации минимального остаточного движения был разработан специальный датчик на основе тензорезистора (далее — «тензодатчик», более подробное описание приведено в Приложении). Датчик был установлен в корпусе, позволяющем участнику расположить руку ладонью вниз в естественной расслабленной позе, при этом дистальная фаланга указательного пальца располагалась на круглой пластине (диаметр 20 мм), находящейся вровень с окружающей поверхностью. Датчик мог обнаруживать очень малые изменения прикладываемой пальцем силы независимо от направления. Поверхностная ЭМГ была сочтена непригодной, поскольку нажатие и указание зависят от глубоких мышечных групп, и минимальная остаточная активация при КД была бы трудно интерпретируема по данным поверхностных отведений.

Во время эксперимента участник сидел в кресле перед экраном компьютера. Правая рука была размещена ладонью вниз на тензодатчике так, чтобы указательный палец располагался на чувствительной пластине. Последовательность предъявления стимулов обеспечивалась с помощью специально разработанного скрипта на базе фреймворка PyGame [19]. Стимулы предъявлялись блоками, каждый из которых состоял из двух двигательных последовательностей и одной зрительной контрольной последовательности; интервалы между последовательностями варьировались случайным образом от 2 до 4 с (рис. 1). В каждой двигательной последовательности на 3,2 с предъявлялось изображение правой руки, выполняющей соответствующее действие: «нажатие» или «указание». Через 1 с после начала предъявления изображения подавались три коротких звуковых щелчка с межстимульным интервалом 600 мс. В ответ на каждый щелчок участник выполнял одно повторение требуемого в текущем условии действия. В зрительной последовательности в течение 4 с показывалось изображение со сложными геометрическими элементами, и участник про себя считал элементы выбранного типа в удобном темпе, как описано ранее [9]. Каждое условие включало 20 блоков, всего 40 моторных и 20 зрительных последовательностей; перед каждым условием участники выполняли 5–10 тренировочных блоков.

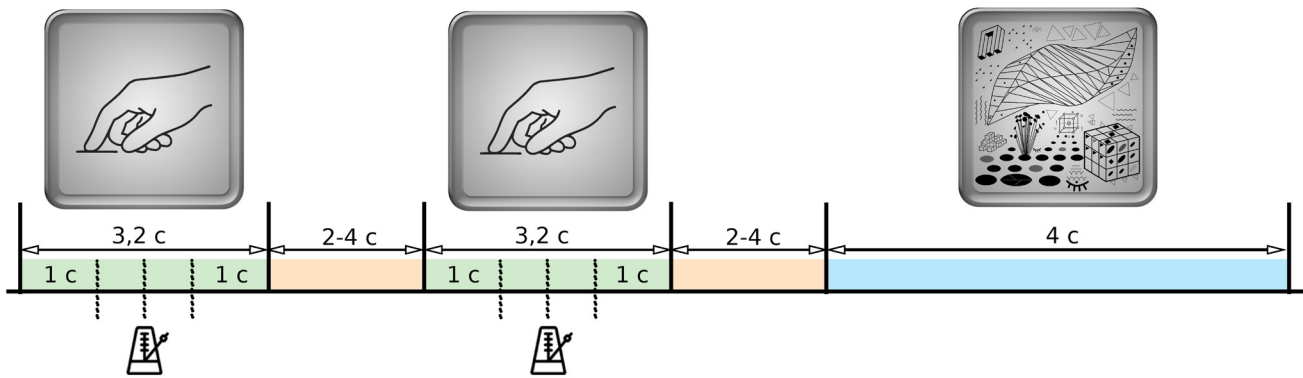


Рис. 1. Структура блока предъявления стимулов. Каждый блок состоял из двух двигательных последовательностей (зелёный) продолжительностью 3,2 с, в каждом из которых предъявлялось три звуковых сигнала с интервалом 600 мс (вертикальные пунктирные линии). В конце блока на 4 с. предъявлялась зрительная задача (синий), интервалы между двигательными последовательностями и зрительной задачей (желтый) варьировались случайным образом от 2 до 4 с. Изображения (сверху) приведены в качестве примера стимулов, предъявляемых на экране

Для каждого из двух действий регистрировали четыре типа движений: реальное движение (РД), кинестетическое представление движений (ПД), нецеленаправленное квазидвижение (нКД) и целенаправленное квазидвижение (цКД). Условие РД всегда выполнялось первым, ПД и нКД предъявлялись в случайном порядке, а цКД всегда выполнялось последним для данного действия. Был выбран данный порядок предъявления, так как целенаправленность вводилась через инструкцию, и более раннее предъявление цКД могло ввести преждевременную ассоциацию движения с его целенаправленным значением. Соответственно, перед условием цКД экспериментатор избегал связанных с целенаправленным действием ключевых слов, таких как «нажать», «кнопка» или «указать», описывая движение только в терминах движений в суставах. Непосредственно перед цКД то же движение было представлено заново в явно целенаправленных терминах.

Тренировка КД была адаптирована из предыдущих исследований [7, 9]. Сначала участникам демонстрировали выходной сигнал тензодатчика, и они могли убедиться, что он изменяется при движении указательного пальца. Для подчеркивания изменений сигнала отображалась сумма абсолютных разностей между текущим и задержанным сигналами, что позволяло четко идентифицировать изменения давления на датчик [20]. После того как амплитуда сигнала датчика снижалась до незначительного превышения уровня шума, участник продолжал воспроизводить движение в ответ на отдельные звуковые сигналы без зрительного контроля; если экспериментатор замечал остаточный сигнал, участнику давали дополнительную инструкцию минимизировать амплитуду. После достижения стабильного выполнения КД экспериментатор задавал контрольные вопросы для подтверждения того, что участник не переключился на представление движений или на другое непредусмотренное движение. Наконец, участники тренировались отвечать на триплеты звуковых сигналов, использовавшихся в основном эксперименте.

Тренировку ПД проводили непосредственно перед соответствующими условиями по стандартной процедуре кинестетического представления [7, 9]: участники выполняли движение с полной амплитудой, описывали возникающие кинестетические ощущения (напряжение, тяжесть, растяжение, тепло), после чего использовали их как основу для представления. Тренировка продолжалась до уверенного выполнения задачи в требуемом темпе.

Обработку проводили в MNE-Python. Каналы ЭЭГ с признаками сильного зашумления, аномальной

амплитуды или плохого контакта электрода с кожей головы детектировались автоматически с помощью PyPREP [21, 22] и затем их интерполировали; после этого данные преобразовывали в Лапласиановский монтаж [23, 24]. Остаточное движение количественно оценивали по сигналу тензодатчика с помощью робастной пиковой амплитуды (РПА), определяемой как разность между 95-м и 5-м перцентилями в пределах каждой эпохи. Данная метрика была выбрана, как менее подверженная влиянию единичных артефактов по сравнению с разностью минимального и максимального значений при обнаружении малых и нерегулярных остаточных движений при КД.

Анализ ЭЭГ проводили на сенсомоторной области интереса (ОИ), включающей электроды FC5, FC3, C3, C1, CP3, CP1 и FC6, FC4, C4, C2, CP4, CP2. Мощность в одиночных эпохах вычисляли методом вейвлет-преобразования Морле для каждого канала ОИ и нормализовали к базовому уровню в дБ как

$$10 \log_{10}(\text{Мощность} / \text{ПредстУровень}),$$

где ПредстУровень — средняя мощность в интервале (–1,5... –0,5 с) до первого звукового сигнала. Десинхронизация в сенсомоторном (μ) диапазоне (8–13 Гц) (далее — event-related desynchronization, ERD) определялась усреднением в окне (0,07... 1,5 с) относительно первого звукового сигнала. Для каждого участника и условия для анализа выбирали электрод с максимальным эффектом в пределах ОИ, как описано ранее [7].

Для проверки того, может ли целенаправленность проявляться в специфических частотных или пространственных паттернах, не выявляемых основным анализом, были проведены два дополнительных анализа. Во-первых, для той же сенсомоторной ОИ была оценена ERD в поддиапазоне верхнего μ -ритма (10–13 Гц). Во-вторых, была определена теменная ОИ, включающая электроды P3, P1, CP3, где проводили анализ в полном диапазоне (8–13 Гц). В обоих дополнительных анализах применяли те же процедуры частотно-временного разложения, нормализации к базовому уровню и выбора электродов, что и в основном анализе.

Статистический анализ выполняли в R с использованием *lmerTest* и *emmeans* для апостериорных сравнений. μ -ERD анализировали с помощью линейных моделей со смешанными эффектами (1):

$$\text{ERD} \sim \text{Действие} + \text{РПА} \times \text{ТипДвижения} + \text{ПредшЗадача} + \text{ПредстУровень} + (1 + \text{Действие} / \text{Испытуемый}) (1)$$

Таблица 1. Независимые переменные, использованные в линейных моделях со смешанными эффектами. ПД — представление движения, нКД — нецеленаправленные квазидвижения, цКД — целенаправленные квазидвижения

Имя переменной	Описание	Значения
Действие	действие	«нажатие», «указание»
РПА	робастная пиковая амплитуда	непрерывная
ТипДвижения	тип движения	ПД, нКД, цКД
ПредшЗадача	задача в предшествующей пробе	двигательная, зрительная
ПредстУровень	предстимульный уровень мощности	непрерывная
Испытуемый	идентификатор испытуемого	"1", "2" ... "11"

Описания переменных представлены в табл. 1. Случайные эффекты включали случайный интерсепт и случайный наклон для фактора Действие по испытуемым, что позволило учесть индивидуальную вариабельность как общего уровня ERD, так и различий между условиями «нажатие» и «указание». Взаимодействие между РПА и типом движения было включено для оценки вклада остаточной мышечной активности отдельно для различных типов движения. Непрерывные предикторы были нормированы (z-преобразование); РПА стандартизовали внутри каждого уровня фактора Действие. Использование линейных моделей со смешанными эффектами было обусловлено повторной внутрисубъектной структурой данных и позволяло учесть зависимость наблюдений внутри испытуемых. Статистическую значимость фиксированных эффектов оценивали с помощью F-тестов III типа (lmerTest::anova) с аппроксимацией степеней свободы по методу Саттертуэйта, где F-значения были получены из той же линейной модели, а не из отдельного дисперсионного анализа на усредненных данных. Для апостериорных сравнений уровней фактора ТипДвижения использовали оценочные маргинальные средние (emmeans) с поправкой Тьюки на множественные сравнения.

Дополнительные анализы (верхний μ -поддиапазон и темновая ОИ) проводили с использованием упрощенной модели (2), из которой были исключены РПА и ее взаимодействие с типом движения (их незначимость была установлена в основном анализе), а случайная структура ограничена случайным интерсептом для обеспечения устойчивости оценок при ослабленном сигнале.

$$ERD \sim \text{Действие} + \text{ТипДвижения} + \text{ПредшЗадача} + \text{ПредстУровень} + (1 / \text{Испытуемый}) \quad (2)$$

Для анализа разницы РПА между всеми условиями применяли модель (3), построенную отдельно для условий «нажатия» и «указания», где РПА не нормировалась.

$$РПА \sim \text{ТипДвижения} + (1 / \text{Испытуемый}) \quad (3)$$

Для прямого сравнения КД с РД был проведен дополнительный анализ на подмножестве данных, включающем условия РД, нКД и цКД. Использовали упрощенную модель (4), из которой был исключен предиктор РПА, поскольку анализ показал, что РПА на 1–2 порядка выше при РД, чем при КД, и эта разница составляет содержательное различие между условиями, а не побочный

фактор. Было также добавлено взаимодействие Действие $\times$ ТипДвижения для оценки возможных различий эффекта типа движения между нажатием и указанием.

$$ERD \sim \text{Действие} \times \text{ТипДвижения} + \text{ПредшЗадача} + \text{ПредстУровень} + (1 + \text{Действие} / \text{Испытуемый}) \quad (4)$$

Апостериорные сравнения уровней ТипДвижения проводили отдельно внутри каждого уровня Действия с помощью emmeans с поправкой Тьюки.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Участники существенно различались по проценту проб без повышенного остаточного движения в условиях КД, которое определялось как РПА, превышающая 97,5-й перцентиль РПА, наблюдавшейся в условии ПД для данного участника. Средние по группе доли эпох с повышенным остаточным движением представлены в табл. 2. Тем не менее в условиях КД ни один участник не демонстрировал РПА, превышающую минимальную РПА, наблюдавшуюся при РД (рис. 2).

F-тесты III типа для модели (3) показали, что РПА значимо различалась между условиями для обоих действий («нажатие»: $F_{3,29} = 117,55$, $p < 0,001$; «указание»: $F_{3,29} = 16,28$, $p < 0,001$). Для обоих действий апостериорные сравнения выявили одинаковый паттерн: РПА при РД была значимо выше, чем при ПД, нКД и цКД (все $p < 0,001$), тогда как неявные условия не различались между собой (все $p > 0,97$). Полный вывод модели приведен в Приложении (табл. П1).

Поскольку основной целью данного исследования было сравнение новых КД с соответствующими ПД, условие РД было исключено из анализа ERD. Анализ контрлатеральной μ -ERD (рис. 3, 4) с помощью линейных моделей со смешанными эффектами выявил значимые эффекты действия ($F_{1,10,4} = 7,76$, $p = 0,019$), типа движения ($F_{2,2423} = 3,17$, $p = 0,042$), предшествующей задачи ($F_{1,2410} = 26,85$, $p < 0,001$) и предстимульной амплитуды ($F_{1,2416} = 23,84$, $p < 0,001$). Напротив, ни РПА, ни ее взаимодействие с типом движения не достигли значимости ($F_{1,2381} = 0,001$, $p = 0,973$ и $F_{2,2398} = 0,33$, $p = 0,722$ соответственно). Полный вывод модели представлен в табл. 3.

Контрлатеральная μ -ERD была более выраженной для «нажатия», чем для «указания». Оба условия КД были связаны с более выраженной ERD, чем ПД. Апостериорные

Таблица 2. Средние по группе количества эпох с повышенным остаточным движением в условиях КД: нКД — нецеленаправленные квазидвижения, цКД — целенаправленные квазидвижения

	«Нажатие»	«Указание»
нКД	36,75%	44,25%
цКД	45,60%	37,80%

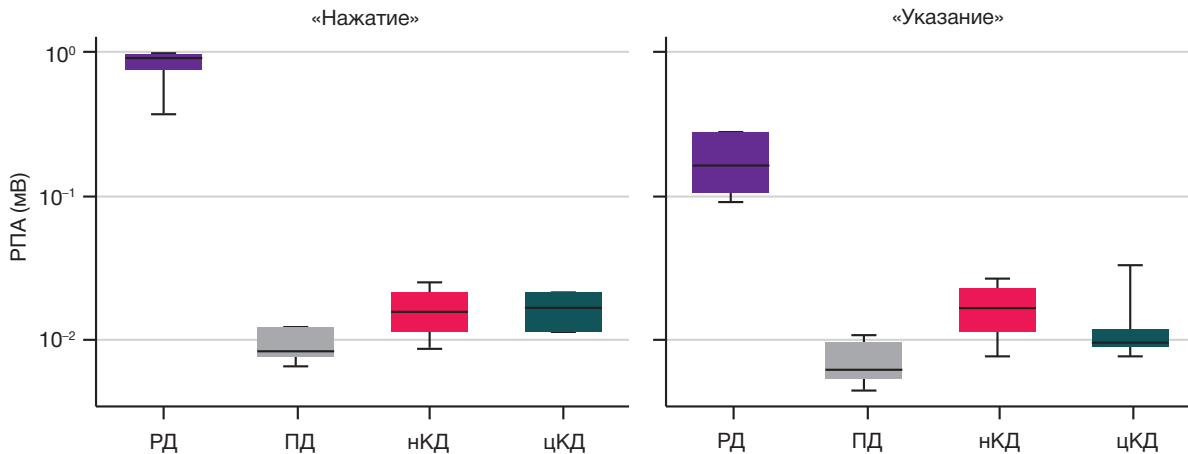


Рис. 2. Робастная пиковая амплитуда (РПА) сигнала тензодатчика для разных типов движения и действий. Боксплоты отражают медианы и межквартильные размахи, усы — размах от минимума до максимума. Ось ординат — логарифмическая шкала, РД — реальное движение, ПД — представление движения, нКД — нецеленаправленное квазидвижение, цКД — целенаправленное квазидвижение

сравнения показали погранично значимую разницу ПД–нКД (0,63 дБ, $p = 0,050$), а сравнение ПД–цКД не достигло значимости ($p = 0,073$); нКД и цКД не различались ($p > 0,999$).

Для ипсилатеральной μ -ERD анализ выявил значимые эффекты предшествующей задачи ($F_{1, 2409} = 54,33$, $p < 0,001$) и предстимульной амплитуды ($F_{1, 2419} = 9,83$, $p = 0,002$). Напротив, эффекты действия ($F_{1, 9,6} = 0,25$, $p = 0,632$), типа движения ($F_{2, 2423} = 1,53$, $p = 0,216$), РПА ($F_{1, 2402} = 0,56$, $p = 0,456$) и взаимодействия РПА и типа движения ($F_{2, 2413} = 0,29$, $p = 0,748$) были незначимы. Ни одно из попарных сравнений между типами движения не достигло значимости ($p = 0,686$ для ПД–нКД, $p = 0,782$ для ПД–цКД и $p = 0,191$ для нКД–цКД). Полный вывод модели см. в табл. П2.

Дополнительный анализ контралатеральной ERD в поддиапазоне верхнего μ -ритма (10–13 Гц) выявил значимые эффекты действия ($F_{1, 2424} = 12,29$, $p < 0,001$), типа движения ($F_{2, 2428} = 6,33$, $p = 0,002$), предшествующей задачи ($F_{1, 2422} = 14,98$, $p < 0,001$) и предстимульного уровня ($F_{1, 2426} = 71,27$, $p < 0,001$). Как и в основном анализе, ERD верхнего μ -ритма была более выраженной для «нажатия», чем для «указания». Апостериорные сравнения подтвердили, что ERD была значимо сильнее при нКД по сравнению с ПД (0,82 дБ, $p = 0,003$) и при цКД по сравнению с ПД (0,70 дБ, $p = 0,022$), тогда как нКД и цКД не различались (0,12 дБ, $p = 0,89$). Полный вывод модели см. в табл. П3.

В теменной ОИ картина существенно отличалась. Значимые эффекты были обнаружены для предшествующей задачи ($F_{1, 2422} = 26,36$, $p < 0,001$) и предстимульного

уровня ($F_{1, 2424} = 49,47$, $p < 0,001$). Напротив, эффекты действия ($F_{1, 2424} = 2,82$, $p = 0,093$) и типа движения ($F_{2, 2427} = 1,90$, $p = 0,15$) не достигли значимости. Ни одно из попарных сравнений между типами движений не было значимым (ПД–нКД: 0,45 дБ, $p = 0,13$; ПД–цКД: 0,28 дБ, $p = 0,49$; нКД–цКД: 0,17 дБ, $p = 0,78$). Полный вывод модели см. в табл. П4.

Прямое сравнение КД с РД в контралатеральной сенсомоторной ОИ выявило значимое взаимодействие действия и типа движения ($F_{2, 2388} = 3,42$, $p = 0,033$), указывающее на различный характер эффекта для двух действий. Для «нажатия» оба условия КД сопровождалось значимо более выраженной μ -ERD, чем РД: разница 0,98 дБ для нКД ($p = 0,003$) и 1,18 дБ для цКД ($p < 0,001$); нКД и цКД между собой не различались (0,20 дБ, $p = 0,82$). Для «указания» ни одно из попарных сравнений не достигло значимости (РД–нКД: 0,21 дБ, $p = 0,76$; РД–цКД: 0,04 дБ, $p = 0,99$; нКД–цКД: –0,17 дБ, $p = 0,86$). Полный вывод модели представлен в табл. П5.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Представленные выше экспериментальные результаты следует рассматривать как предварительные ввиду ограниченного числа участников, хотя данная работа основана на ранее установленном эффекте [7, 9] и была направлена на проверку его обобщаемости, а не первичное обнаружение. С учетом этих ограничений, полученные данные указывают на то, что КД могут быть распространены за пределы «классической»

Таблица 3. Полный вывод линейной модели со смешанными эффектами (1) для контралатеральной μ -ERD. В таблице приведены коэффициенты фиксированных эффектов модели; p -значения для апостериорных сравнений с поправкой Тьюки даны в тексте

Эффект	β	SE	df	t	p
Интерсепт	–10,92	0,54	14,1	–20,27	< 0,001
Действие (указание–нажатие)	0,67	0,24	10,4	2,79	0,019
РПА	0,07	0,38	2414	0,17	0,862
ТипДвижения (нКД–ПД)	–0,64	0,27	2423	–2,35	0,019
ТипДвижения (цКД–ПД)	–0,63	0,29	2428	–2,19	0,028
ПредшЗадача (моторная–зрительная)	0,96	0,19	2410	5,18	< 0,001
ПредстУровень	–0,46	0,09	2416	–4,88	< 0,001
РПА × ТипДвижения (нКД)	–0,01	0,40	2416	–0,02	0,983
РПА × ТипДвижения (цКД)	–0,17	0,42	2420	–0,42	0,675

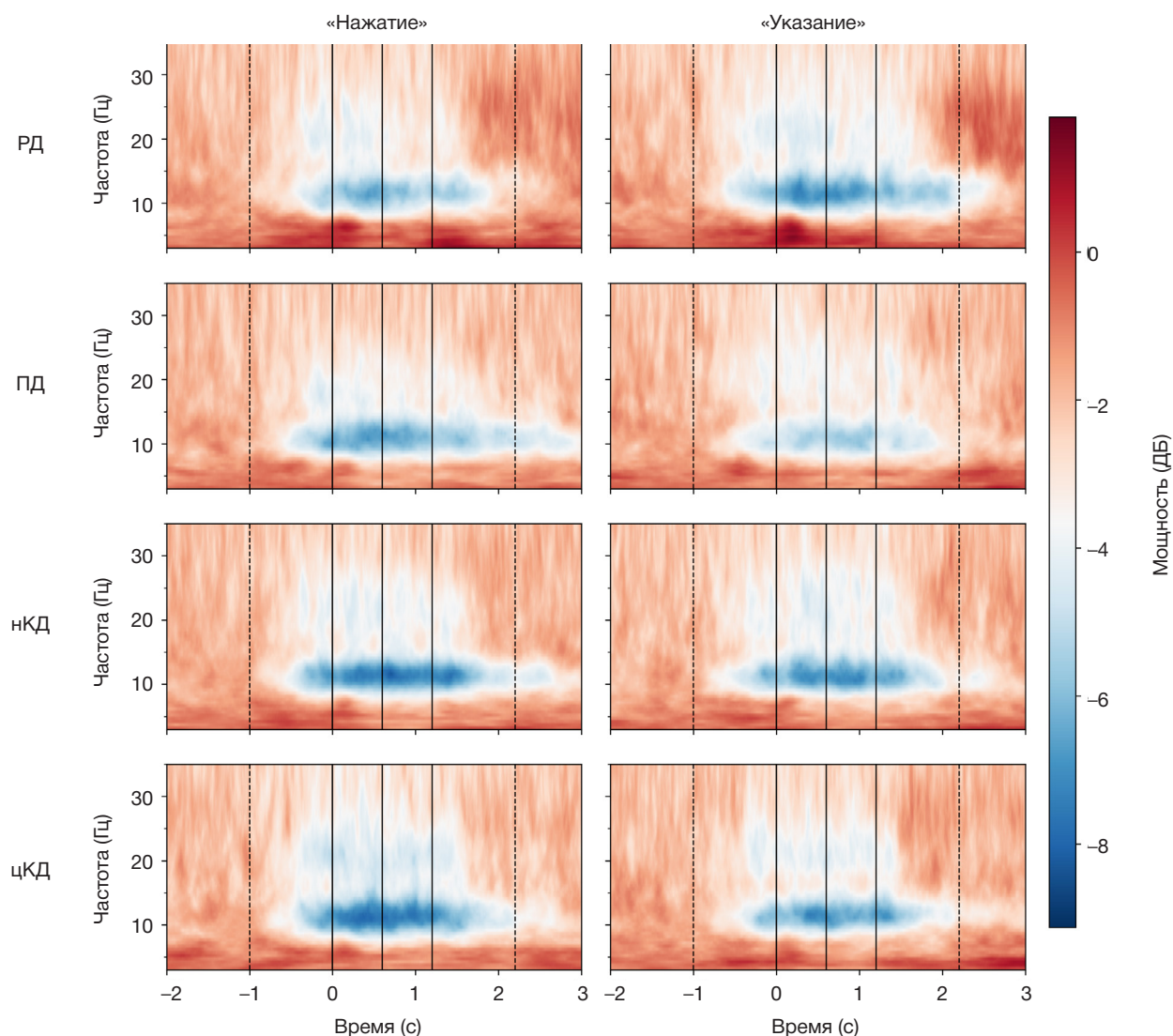


Рис. 3. Групповые усредненные частотно-временные спектрограммы мощности ЭЭГ (вейвлет-преобразование Морле) в контралатеральной сенсомоторной области интереса для разных действий и типов движений. Мощность нормирована к базовому уровню в дБ; синий цвет соответствует десинхронизации, красный — синхронизации. Пунктирные вертикальные линии ограничивают время предъявления зрительного стимула. Сплошные вертикальные линии соответствуют временам подачи трех звуковых сигналов. РД — реальное движение, ПД — представление движения, нКД — нецеленаправленное квазидвижение, цКД — целенаправленное квазидвижение

парадигмы отведения большого пальца [7] на более естественные действия руки, такие как нажатие и указание указательным пальцем. Основным результатом состоял в том, что оба условия КД демонстрировали более выраженную контралатеральную μ -ERD, чем ПД, тогда как значения ипсилатеральной μ -ERD не различались достоверно между условиями. Направление и величина эффектов (около 0,63 дБ) были единообразны для обоих типов КД, а в дополнительном анализе верхнего μ -поддиапазона (10–13 Гц) оба сравнения достигали значимости. Вклад остаточного движения, количественно оцененного с помощью РПА, не был значимым ни в одном полушарии. В целом данный паттерн указывает на то, что преимущество новых КД над представлением проявлялось главным образом в контралатеральной сенсомоторной активации и вряд ли может быть объяснено остаточной мышечной активацией.

В этом отношении настоящие результаты в целом согласуются с оригинальным исследованием КД, в котором α -ERD убывала в ряду РД > КД > ПД, особенно в контралатеральном полушарии [7], а также соответствуют более позднему анализу, показавшему, что более

выраженная контралатеральная ERD при КД по сравнению с ПД не может быть объяснена только остаточной мышечной активацией [9]. Таким образом, полученные данные дополняют более раннюю информацию по КД, указывая на то, что это преимущество перед представлением может быть получено и для более естественных действий руки, чем отведение большого пальца.

Отсутствие дополнительного эффекта целенаправленной инструкции заслуживает подробного рассмотрения. Имеющиеся данные указывают на то, что целенаправленность может выражаться не столько в увеличении средней ERD над центральными сенсомоторными зонами, сколько в более широком пространственном распределении и более выраженном вовлечении теменных областей, особенно в верхнем α -диапазоне [14–17, 25]. Для проверки этой возможности были проведены дополнительные анализы в верхнем μ -поддиапазоне (10–13 Гц) и теменной ОИ. В анализе верхнего μ -ритма оба условия КД вновь показали значимо более выраженную ERD по сравнению с ПД, однако нКД и цКД между собой не различались. В теменном анализе общий эффект типа движения не был значимым, контраст нКД–цКД также отсутствовал.

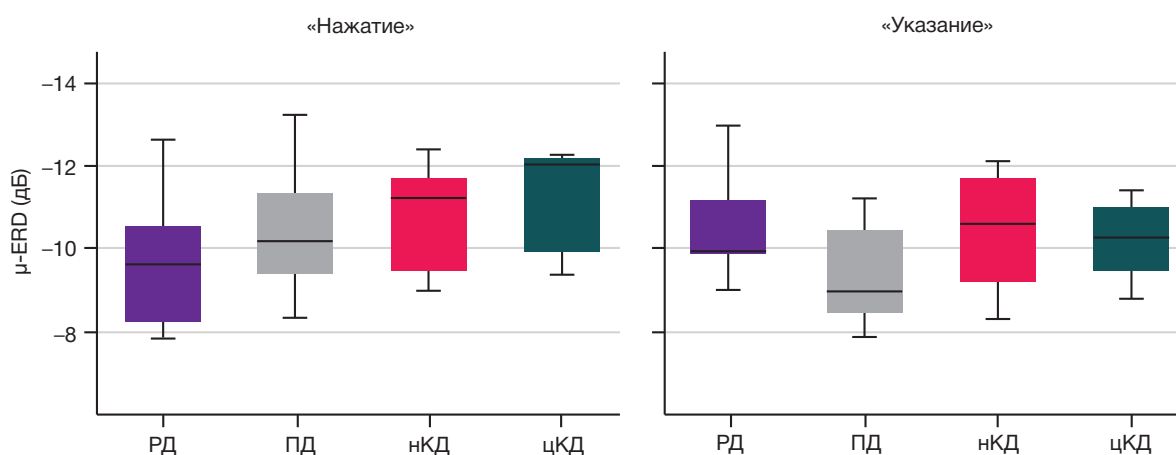


Рис. 4. Контралатеральная μ -ERD (8–13 Гц) при разных действиях и типах движениях. Более отрицательные значения соответствуют более выраженной ERD. Боксплоты отражают медианы и межквартильные размахи по испытуемым; усы — размах от минимума до максимума. РД — реальное движение, ПД — представление движения, нКД — нецеленаправленное квазидвижение, цКД — целенаправленное квазидвижение

Такому результату можно предложить несколько объяснений. Во-первых, оба использованных действия сами по себе являются высокоскоординированными и естественно ассоциируются с внешними объектами и результатами. Даже номинально нецеленаправленные варианты могли сохранять часть привычного значения действия, ослабляя контраст между нКД и цКД. Во-вторых, условие цКД предъявлялось последним для каждого движения во избежание контаминации нейтральных условий, что было методологически обосновано, но могло ограничить возможность выделения чистого эффекта целенаправленности. В-третьих, и это, возможно, наиболее существенно, манипуляция целенаправленностью в настоящем исследовании носила чисто инструктивный характер: участникам предлагалось осмыслить движение в целенаправленных терминах. Напротив, исследования, выявившие эффекты целенаправленности в теменных областях и верхнем μ -диапазоне, использовали реальное достижение видимых объектов [14, 15, 17], где цель была перцептивно задана. Возможно, инструктивное обрамление само по себе недостаточно для вовлечения теменной сети планирования, обеспечивающей различение целенаправленных и нецеленаправленных действий на кортикальном уровне.

Ни главный эффект РПА, ни его взаимодействие с типом движения не были значимы в анализе μ -ERD, при этом остаточное движение при КД было статистически неотличимо от наблюдавшегося при ПД. Это свидетельствует против простейшего объяснения — что более выраженная ERD при КД просто отражала остаточное движение. Наши результаты поддерживают предположение, что КД представляют собой отдельное связанное с моторикой состояние, которое ближе к явному движению, чем представление, на кортикальном уровне, но остается при этом поведенчески неявным [9]. Направленная чувствительность тензодатчика не калибровалась отдельно, однако отсутствие диссоциации между нажатием и указанием в неявных условиях свидетельствует против этого ограничения как источника наблюдаемых эффектов.

Прямое сравнение КД с РД выявило дифференцированную картину. Для «нажатия» оба типа КД сопровождалась значимо более выраженной контралатеральной μ -ERD, чем реальное движение, тогда как для «указания» РД, нКД и цКД давали сопоставимую десинхронизацию. Преобладание ERD при «нажатии» в условиях КД над таковой при РД, на первый взгляд

несовместимое с результатами работы [7], может быть объяснено в рамках концепции нейронной эффективности: высокоскоординированные автоматизированные движения могут сопровождаться уменьшенной сенсомоторной ERD [26–29], тогда как КД требуют более ресурсозатратного контроля, поскольку необходимо одновременно генерировать моторную команду и подавлять ее явное выполнение [7, 30], в отличие от ПД, при котором торможение движения носит автоматический характер [30]. «Нажатие» — действие, многократно автоматизированное в повседневной жизни, и именно для него нейронная эффективность могла отчетливо проявиться. «Указание» же, по-видимому, оказалось менее автоматизированным, чем «нажатие», вопреки исходному предположению о сопоставимой привычности обоих действий, и описанной диссоциации между РД и КД для него не наблюдалось. Это согласуется с интерпретацией, что наблюдаемое преимущество КД над РД при «нажатии» связано именно с автоматизированностью реального движения, а не с общими свойствами квазидвижений как класса задач.

С точки зрения применения в ИМК, более выраженная контралатеральная μ -ERD, наблюдавшаяся при КД по сравнению с ПД, особенно отчетливо в поддиапазоне верхнего μ -ритма, согласуется с общей идеей о том, что связанные с моторикой состояния, более близкие к реальному движению, могут обеспечивать более информативные управляющие сигналы, чем классическое представление в отдельности [1]. Таким образом, наше исследование поддерживает дальнейшее развитие КД на основе естественных действий в качестве полезной промежуточной модели между представлением и явным движением, и, в частности, как модели на здоровых участниках для ИМК на основе попыток движений [7, 11]. Будущие работы должны, следовательно, включать воспроизведение на более крупной выборке, более явную манипуляцию целенаправленностью действия и тестирование этих новых КД в онлайн-парадигмах ИМК.

ВЫВОДЫ

Показано, что КД могут быть успешно реализованы не только на основе отведения большого пальца, но и на основе более естественных действий руки — нажатия и указания. Оба типа КД вызывали более выраженную активацию контралатеральной сенсомоторной коры по сравнению с кинестетическим представлением тех же

действий. Этот эффект был особенно отчетлив в поддиапазоне верхнего μ -ритма (10–13 Гц) и не объяснялся остаточным движением. Инструкция, вводящая целенаправленность, не усиливала десинхронизацию ни в сенсомоторной, ни

в теменной области. Полученные результаты указывают на перспективность КД на основе естественных действий как альтернативы представлению движений для реабилитационных интерфейсов мозг–компьютер.

Литература

1. Pfurtscheller G, Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*. 2001; 89: 1123–34. Available from: <https://doi.org/10.1109/5.939829>.
2. Korda Z, Walcher S, Korner C, Benedek M. Effects of internally directed cognition on smooth pursuit eye movements: A systematic examination of perceptual decoupling. *Atten Percept Psychophys*. 2023; 85: 1159–1178. Available from: <https://doi.org/10.3758/s13414-023-02688-3>.
3. Walcher S, Korda Z, Korner C, Benedek M. The effects of type and workload of internal tasks on voluntary saccades in a target-distractor saccade task. *PloS One*. 2023; 18: e0290322. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290322>.
4. Cohen D, Nakai T, Nishimoto S. Brain networks are decoupled from external stimuli during internal cognition. *Neuroimage*. 2022; 256: 119230. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2022.119230>.
5. Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage*. 2001; 14: S103–9. Available from: <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0832>.
6. Glover S, Baran M. The motor-cognitive model of motor imagery: Evidence from timing errors in simulated reaching and grasping. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 2017; 43: 1359–75. Available from: <https://doi.org/10.1037/xhp0000389>.
7. Nikulin VV, Hohlefeld FU, Jacobs AM, Curio G. Quasi-movements: a novel motor-cognitive phenomenon. *Neuropsychologia*. 2008; 46: 727–42. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2007.10.008>.
8. Hohlefeld FU, Nikulin VV, Curio G. Covert movements trigger repetition suppression of electroencephalography in sensorimotor cortex. *Neuroreport*. 2011; 22: 141–5. Available from: <https://doi.org/10.1097/WNR.0b013e3283436d84>.
9. Vasilyev AN, Yashin AS, Shishkin SL. Quasi-Movements and "Quasi-Quasi-Movements": Does Residual Muscle Activation Matter? *Life (Basel)*. 2023; 13. Available from: <https://doi.org/10.3390/life13020303>.
10. Yashin AS, Shishkin SL, Vasilyev AN. Is there a continuum of agentive awareness across physical and mental actions? The case of quasi-movements. *Conscious Cogn*. 2023; 112: 103531. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.concog.2023.103531>.
11. Yashin AS, Vasilyev AN, Shevtsova YG, Shishkin SL. Can Quasi-Movements be Used as a Model of the BCI Based on Attempted Movements? 2024 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). 2024: 2028–33. Available from: <https://doi.org/10.1109/SMC54092.2024.10831475>.
12. Blokland Y, Spyrou L, Lerou J, Mourisse J, Jan Scheffer G, van Geffen GJ, et al. Detection of attempted movement from the EEG during neuromuscular block: proof of principle study in awake volunteers. *Sci Rep*. 2015; 5: 12815. Available from: <https://doi.org/10.1038/srep12815>.
13. Mansour S, Ang KK, Nair KPS, Phua KS, Arvaneh M. Efficacy of Brain-Computer Interface and the Impact of Its Design Characteristics on Poststroke Upper-limb Rehabilitation: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Clin EEG Neurosci*. 2022; 53: 79–90. Available from: <https://doi.org/10.1177/15500594211009065>.
14. Pereira J, Ofner P, Muller-Putz GR. Goal-directed or aimless? EEG differences during the preparation of a reach-and-touch task. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2015; 2015: 1488–91. Available from: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318652>.
15. Pereira J, Ofner P, Schwarz A, Sburlea AI, Muller-Putz GR. EEG neural correlates of goal-directed movement intention. *Neuroimage*. 2017; 149: 129–40. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.01.030>.
16. Pfurtscheller G, Neuper C, Krausz G. Functional dissociation of lower and upper frequency μ rhythms in relation to voluntary limb movement. *Clin Neurophysiol*. 2000; 111: 1873–9. Available from: [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(00\)00428-4](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(00)00428-4).
17. Fumuro T, Matsushashi M, Miyazaki T, Inouchi M, Hitomi T, Matsumoto R, et al. Alpha-band desynchronization in human parietal area during reach planning. *Clin Neurophysiol*. 2015; 126: 756–62. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.07.026>.
18. Nuzhdin YO. RESONANCE — A BCI FRAMEWORK FOR WORKING WITH MULTIPLE DATA SOURCES. 8th Graz Brain-Computer Interface Conference. 2019. Available from: <https://doi.org/10.3217/978-3-85125-682-6-15>.
19. PyGame. Available from: <https://www.pygame.org/> (Accessed: 17.04.2026).
20. Wiktorski T, Krolak A. Extended approach to sum of absolute differences method for improved identification of periods in biomedical time series. *MethodsX*. 2020; 7: 101094. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.mex.2020.101094>.
21. Appelhoff S, Hurst AJ, Lawrence A, Li A, Mantilla Ramos YJ, O'Reilly C, et al. PyPREP: A Python implementation of the preprocessing pipeline (PREP) for EEG data. Available from: <https://doi.org/10.5281/zenodo.6363575>.
22. Bigdely-Shamlo N, Mullen T, Kothe C, Su KM, Robbins KA. The PREP pipeline: standardized preprocessing for large-scale EEG analysis. *Front Neuroinform*. 2015; 9: 16. Available from: <https://doi.org/10.3389/fninf.2015.00016>.
23. Kayser J, Tenke CE. On the benefits of using surface Laplacian (current source density) methodology in electrophysiology. *Int J Psychophysiol*. 2015; 97: 171–3. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpsycho.2015.06.001>.
24. Слезкин А. А., Степина С. П., Гусейн-заде Н. Г. Локальный пространственный анализ ЭЭГ-сигналов с помощью лапласиановского монтажа. *Российский технологический журнал*. 2024; 12 (1): 92–100. Available from: <https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-1-92-100>.
25. Labyt E, Szurhaj W, Bourriez JL, Cassim F, Defebvre L, Destee A, et al. Changes in oscillatory cortical activity related to a visuomotor task in young and elderly healthy subjects. *Clin Neurophysiol*. 2003; 114: 1153–66. Available from: [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(03\)00058-0](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(03)00058-0).
26. Del Percio C, Babiloni C, Bertollo M, Marzano N, Iacoboni M, Infarinato F, et al. Visuo-attentional and sensorimotor alpha rhythms are related to visuo-motor performance in athletes. *Hum Brain Mapp*. 2009; 30: 3527–40. Available from: <https://doi.org/10.1002/hbm.20776>.
27. Del Percio C, Infarinato F, Iacoboni M, Marzano N, Soricelli A, Aschieri P, et al. Movement-related desynchronization of alpha rhythms is lower in athletes than non-athletes: a high-resolution EEG study. *Clin Neurophysiol*. 2010; 121: 482–91. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.12.004>.
28. Kerick SE, Douglass LW, Hatfield BD. Cerebral cortical adaptations associated with visuomotor practice. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36: 118–29. Available from: <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000106176.31784.D4>.
29. Wright DJ, Holmes P, Di Russo F, Loporto M, Smith D. Reduced motor cortex activity during movement preparation following a period of motor skill practice. *PloS One*. 2012; 7: e51886. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0051886>.
30. Angelini M, Calbi M, Ferrari A, Sbriscia-Fioretti B, Franca M, Gallese V, et al. Motor Inhibition during Overt and Covert Actions: An Electrical Neuroimaging Study. *PloS One*. 2015; 10: e0126800. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126800>.

References

1. Pfurtscheller G, Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*. 2001; 89: 1123–34. Available from: <https://doi.org/10.1109/5.939829>.
2. Korda Z, Walcher S, Korner C, Benedek M. Effects of internally directed cognition on smooth pursuit eye movements: A systematic examination of perceptual decoupling. *Atten Percept Psychophys*. 2023; 85: 1159–1178. Available from: <https://doi.org/10.3758/s13414-023-02688-3>.
3. Walcher S, Korda Z, Korner C, Benedek M. The effects of type and workload of internal tasks on voluntary saccades in a target-distractor saccade task. *PLoS One*. 2023; 18: e0290322. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290322>.
4. Cohen D, Nakai T, Nishimoto S. Brain networks are decoupled from external stimuli during internal cognition. *Neuroimage*. 2022; 256: 119230. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2022.119230>.
5. Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage*. 2001; 14: S103–9. Available from: <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0832>.
6. Glover S, Baran M. The motor-cognitive model of motor imagery: Evidence from timing errors in simulated reaching and grasping. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 2017; 43: 1359–75. Available from: <https://doi.org/10.1037/xhp0000389>.
7. Nikulin VV, Hohlefeld FU, Jacobs AM, Curio G. Quasi-movements: a novel motor-cognitive phenomenon. *Neuropsychologia*. 2008; 46: 727–42. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2007.10.008>.
8. Hohlefeld FU, Nikulin VV, Curio G. Covert movements trigger repetition suppression of electroencephalography in sensorimotor cortex. *Neuroreport*. 2011; 22: 141–5. Available from: <https://doi.org/10.1097/WNR.0b013e3283436d84>.
9. Vasilyev AN, Yashin AS, Shishkin SL. Quasi-Movements and "Quasi-Quasi-Movements": Does Residual Muscle Activation Matter? *Life (Basel)*. 2023; 13. Available from: <https://doi.org/10.3390/life13020303>.
10. Yashin AS, Shishkin SL, Vasilyev AN. Is there a continuum of agentive awareness across physical and mental actions? The case of quasi-movements. *Conscious Cogn*. 2023; 112: 103531. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.concog.2023.103531>.
11. Yashin AS, Vasilyev AN, Shevtsova YG, Shishkin SL. Can Quasi-Movements be Used as a Model of the BCI Based on Attempted Movements? 2024 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). 2024: 2028–33. Available from: <https://doi.org/10.1109/SMC54092.2024.10831475>.
12. Blokland Y, Spyrou L, Lerou J, Mourisse J, Jan Scheffer G, van Geffen GJ, et al. Detection of attempted movement from the EEG during neuromuscular block: proof of principle study in awake volunteers. *Sci Rep*. 2015; 5: 12815. Available from: <https://doi.org/10.1038/srep12815>.
13. Mansour S, Ang KK, Nair KPS, Phua KS, Arvaneh M. Efficacy of Brain-Computer Interface and the Impact of Its Design Characteristics on Poststroke Upper-limb Rehabilitation: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Clin EEG Neurosci*. 2022; 53: 79–90. Available from: <https://doi.org/10.1177/15500594211009065>.
14. Pereira J, Ofner P, Muller-Putz GR. Goal-directed or aimless? EEG differences during the preparation of a reach-and-touch task. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2015; 2015: 1488–91. Available from: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318652>.
15. Pereira J, Ofner P, Schwarz A, Sburlea AI, Muller-Putz GR. EEG neural correlates of goal-directed movement intention. *Neuroimage*. 2017; 149: 129–40. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.01.030>.
16. Pfurtscheller G, Neuper C, Krausz G. Functional dissociation of lower and upper frequency mu rhythms in relation to voluntary limb movement. *Clin Neurophysiol*. 2000; 111: 1873–9. Available from: [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(00\)00428-4](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(00)00428-4).
17. Fumuro T, Matsushashi M, Miyazaki T, Inouchi M, Hitomi T, Matsumoto R, et al. Alpha-band desynchronization in human parietal area during reach planning. *Clin Neurophysiol*. 2015; 126: 756–62. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.07.026>.
18. Nuzhdin YO. RESONANCE — A BCI FRAMEWORK FOR WORKING WITH MULTIPLE DATA SOURCES. 8th Graz Brain-Computer Interface Conference. 2019. Available from: <https://doi.org/10.3217/978-3-85125-682-6-15>.
19. PyGame. Available from: <https://www.pygame.org/> (Accessed: 17.04.2026).
20. Wiktoriski T, Krolak A. Extended approach to sum of absolute differences method for improved identification of periods in biomedical time series. *MethodsX*. 2020; 7: 101094. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.mex.2020.101094>.
21. Appelhoff S, Hurst AJ, Lawrence A, Li A, Mantilla Ramos YJ, O'Reilly C, et al. PyPREP: A Python implementation of the preprocessing pipeline (PREP) for EEG data. Available from: <https://doi.org/10.5281/zenodo.6363575>.
22. Bigdely-Shamlo N, Mullen T, Kothe C, Su KM, Robbins KA. The PREP pipeline: standardized preprocessing for large-scale EEG analysis. *Front Neuroinform*. 2015; 9: 16. Available from: <https://doi.org/10.3389/fninf.2015.00016>.
23. Kayser J, Tenke CE. On the benefits of using surface Laplacian (current source density) methodology in electrophysiology. *Int J Psychophysiol*. 2015; 97: 171–3. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2015.06.001>.
24. Slezkin AA, Stepina SP, Guseyn-zade NG. Lokal'nyj prostranstvennyj analiz EEG-signalov s pomoshch'yu laplasianovskogo montazha. *Rossijskij tekhnologicheskij zhurnal*. 2024; 12(1): 92–100. Available from: <https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-1-92-100>. Russian.
25. Labyt E, Szurhaj W, Bourriez JL, Cassim F, Defebvre L, Destee A, et al. Changes in oscillatory cortical activity related to a visuomotor task in young and elderly healthy subjects. *Clin Neurophysiol*. 2003; 114: 1153–66. Available from: [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(03\)00058-0](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(03)00058-0).
26. Del Percio C, Babiloni C, Bertollo M, Marzano N, Iacoboni M, Infarinato F, et al. Visuo-attentional and sensorimotor alpha rhythms are related to visuo-motor performance in athletes. *Hum Brain Mapp*. 2009; 30: 3527–40. Available from: <https://doi.org/10.1002/hbm.20776>.
27. Del Percio C, Infarinato F, Iacoboni M, Marzano N, Soricelli A, Aschieri P, et al. Movement-related desynchronization of alpha rhythms is lower in athletes than non-athletes: a high-resolution EEG study. *Clin Neurophysiol*. 2010; 121: 482–91. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.12.004>.
28. Kerick SE, Douglass LW, Hatfield BD. Cerebral cortical adaptations associated with visuomotor practice. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36: 118–29. Available from: <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000106176.31784.D4>.
29. Wright DJ, Holmes P, Di Russo F, Loporto M, Smith D. Reduced motor cortex activity during movement preparation following a period of motor skill practice. *PLoS One*. 2012; 7: e51886. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0051886>.
30. Angelini M, Calbi M, Ferrari A, Sbriscia-Fioretti B, Franca M, Gallese V, et al. Motor Inhibition during Overt and Covert Actions: An Electrical Neuroimaging Study. *PLoS One*. 2015; 10: e0126800. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126800>.