

ИНТЕРФЕЙСЫ МОЗГ–КОМПЬЮТЕР ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЙ РУКИ ПОСЛЕ ИНСУЛЬТА: ТЕКУЩИЙ СТАТУС И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗРАБОТОК (ОБЗОР)

DOI: 10.17691/stm2023.15.6.07
УДК 616.831–005.1–039.76:004.8
Поступила 31.07.2023 г.

© **О.А. Мокиенко**, к.м.н., научный сотрудник группы нейроинтерфейсов Института нейрореабилитации и восстановительных технологий¹; старший научный сотрудник лаборатории математической нейробиологии обучения²;
Р.Х. Люкманов, к.м.н., руководитель группы нейроинтерфейсов Института нейрореабилитации и восстановительных технологий¹;
П.Д. Бобров, к.б.н., зав. лабораторией математической нейробиологии обучения²;
Н.А. Супонева, д.м.н., член-корреспондент РАН, директор Института нейрореабилитации и восстановительных технологий¹;
М.А. Пирадов, д.м.н., профессор, академик РАН, директор¹

¹Научный центр неврологии, Волоколамское шоссе, 80, Москва, 125367;

²Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, ул. Бултерова, 5а, Москва, 117485

Интерфейсы мозг–компьютер (ИМК) — это группа технологий, позволяющих проводить ментальные тренировки с предъявлением обратной связи для восстановления движений после инсульта. Данные технологии в разных модификациях уже более 10 лет изучаются в клинических исследованиях, а их конструкции и программное обеспечение постоянно дорабатываются. Несмотря на положительные результаты лечения и наличие зарегистрированных медицинских изделий, в настоящее время существует ряд проблем для широкого внедрения технологий ИМК в клиническую практику. В данном обзоре рассмотрены наиболее изученные виды ИМК и протоколы ИМК-тренировок, представлена доказательная база эффективности ИМК для восстановления движений верхней конечности после инсульта. Обозначены также основные проблемы для масштабирования данной технологии и пути их решения.

Ключевые слова: интерфейс мозг–компьютер; инсульт; верхняя конечность; нейрореабилитация.

Как цитировать: Mokienko O.A., Lyukmanov R.Kh., Bobrov P.D., Suponeva N.A., Piradov M.A. Brain–computer interfaces for upper limb motor recovery after stroke: current status and development prospects (review). *Sovremennye tehnologii v medicine* 2023; 15(6): 63, <https://doi.org/10.17691/stm2023.15.6.07>

English

Brain–Computer Interfaces for Upper Limb Motor Recovery after Stroke: Current Status and Development Prospects (Review)

O.A. Mokienko, MD, PhD, Researcher, Brain–Computer Interface Group of Institute for Neurorehabilitation and Restorative Technologies¹; Senior Researcher, Mathematical Neurobiology of Learning Laboratory²;

R.Kh. Lyukmanov, MD, PhD, Head of the Brain–Computer Interface Group of Institute for Neurorehabilitation and Restorative Technologies¹;

Для контактов: Мокиенко Олеся Александровна, e-mail: Lesya.md@yandex.ru

P.D. Bobrov, PhD, Head of the Mathematical Neurobiology of Learning Laboratory²;
N.A. Suponeva, MD, DSc, Corresponding Member of Russian Academy of Sciences,
Director of Institute for Neurorehabilitation and Restorative Technologies¹;
M.A. Piradov, MD, DSc, Professor, Academician of Russian Academy of Sciences, Director¹

¹Research Center of Neurology, 80 Volokolamskoe Shosse, Moscow, 125367, Russia;

²Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of Russian Academy of Sciences,
5A Butlerova St., Moscow, 117485, Russia

Brain-computer interfaces (BCIs) are a group of technologies that allow mental training with feedback for post-stroke motor recovery. Varieties of these technologies have been studied in numerous clinical trials for more than 10 years, and their construct and software are constantly being improved. Despite the positive treatment results and the availability of registered medical devices, there are currently a number of problems for the wide clinical application of BCI technologies. This review provides information on the most studied types of BCIs and its training protocols and describes the evidence base for the effectiveness of BCIs for upper limb motor recovery after stroke. The main problems of scaling this technology and ways to solve them are also described.

Key words: brain-computer interface; stroke; upper limb; neurorehabilitation.

Введение

Интерфейс мозг-компьютер (ИМК) — это технология, позволяющая преобразовывать данные об электрической или метаболической активности головного мозга в сигналы управления внешним техническим устройством. В реабилитации после инсульта ИМК используют для предоставления пациенту обратной связи во время тренировок представления движения [1–3]. Научным обоснованием применения этого метода послужили данные о положительном влиянии процесса представления движения на нейропластичность за счет активации двигательных структур центральной нервной системы (ЦНС) [4–8]. Предоставляя обратную связь во время представления движения, системы ИМК повышают эффективность таких тренировок [9]. В целом тренировки с применением технологии ИМК у пациентов после инсульта включают следующие процессы: пациента просят мысленно выполнить движение парализованной конечностью; технология ИМК с помощью неинвазивных датчиков осуществляет регистрацию сигналов мозга, сопутствующих мысленному выполнению задания; в режиме реального времени происходит распознавание и преобразование этих сигналов в команду управления внешним устройством; пациенту с помощью внешнего устройства предоставляется обратная связь о качестве выполнения им мысленного задания [10].

На сегодняшний день в мире известно по меньшей мере о 20 рандомизированных контролируемых исследованиях (РКИ) применения ИМК для восстановления движений верхней конечности после инсульта, а за период с 2019 по 2023 г. по этой теме опубликовано 11 систематических обзоров, 8 из которых сопровождаются метаанализом [11–21]. Иностранцами и отечественными производителями разработано несколько медицинских изделий для применения в клинической практике постинсультной реабилитации [22–25].

В России клинические испытания ИМК после инсульта впервые начались в 2011 г. на базе Научного центра неврологии (Москва) [26, 27]. В последовавшем многоцентровом РКИ было показано, что курс тренировок с комплексом «ИМК-экзоскелет» улучшает результаты реабилитации пациентов с очаговым поражением головного мозга в отношении восстановления движений кисти [28]. Апробированная технология в дальнейшем была зарегистрирована как медицинское изделие и в настоящее время применяется в ряде клинических центров [24, 29].

Несмотря на обширную доказательную базу и наличие готовых технологий ИМК, на сегодняшний день существуют некоторые ограничения для их широкого применения в постинсультной реабилитации, в связи с чем проводятся дальнейшие разработки и исследования [30–37].

Цель данного обзора — проанализировать научные статьи, посвященные изучению применения технологий ИМК при постинсультном парезе верхней конечности, обозначить основные проблемы и перспективы дальнейших разработок в данной области.

Методология поиска литературы

Для анализа отбирали статьи из рецензируемых научных журналов с полным текстом в открытом доступе, посвященные применению неинвазивных ИМК с целью восстановления движений руки после инсульта. Поисковый запрос был сформулирован в соответствии с правилами библиографической базы MEDLINE: ((brain-computer[tiab] OR brain-machine[tiab] OR neural interfac*[tiab]) OR «Brain-Computer Interfaces»[Mesh]) AND stroke[mh] AND (upper extremity[tiab] OR hand[tiab] OR arm[tiab]). Дополнительно был проведен поиск литературы в системе eLIBRARY.RU по ключевым словам «интерфейс мозг-компьютер», «нейрокомпьютерный интерфейс», «нейроинтерфейс». Дата проведения поиска — 03.07.2023 г.

Разновидности систем «интерфейс мозг–компьютер» и их применение после инсульта

Все ИМК, применяющиеся в научных исследованиях или в практике реабилитации после инсульта, имеют отличительные особенности (см. рисунок). Изученные в РКИ протоколы тренировок и модели ИМК различаются парадигмой управления интерфейсом, типом регистрируемого сигнала, алгоритмом онлайн-обработки сигнала и типом внешнего технического устройства для предъявления обратной связи.

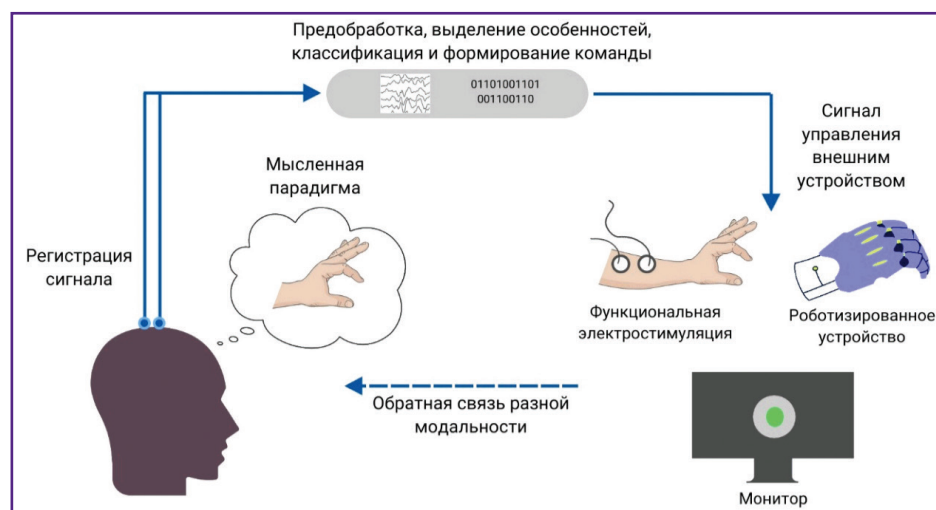
Парадигма управления. Пациентам, как правило, дается задание представить движение, т.е. мысленно воссоздавать кинестетическое ощущение определенного действия в конечности без реального его выполнения [28, 38–45]. Однако в нескольких работах использовалась другая парадигма — стремление совершить определенные действия [46–48]. Во время выполнения данной парадигмы, в отличие от представления движения, пациент пытается двигать парализованной конечностью, что сопровождается кратным увеличением электромиографического ответа по сравнению с покоем [13, 49]. Основными типами движения при этом являлись сжатие кисти в кулак и/или раскрытие кисти, реже — изолированные или мультисуставные движения пальцев, запястья, предплечья и плеча [13].

Управляющие сигналы. В большинстве РКИ применялись ИМК на основе регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ) [11, 17], и лишь в одном для регистрации сигналов активности мозга проводилась спектроскопия в ближней инфракрасной области (БИКС) [43]. ЭЭГ–ИМК являются наиболее доступными разновидностями данной технологии. В качестве регистрируемого сигнала в них, как правило, используют реакцию синхронизации/десинхронизации сенсорно-моторного ритма над областями первичных соматосенсорной и моторной коры, соответствующую

процессу представления движения. В БИКС–ИМК источниками активности мозга могут являться несколько параметров: изменение концентрации оксидозокси- или общего гемоглобина на глубине до 4 см от поверхности головы [50]. Для применения БИКС–ИМК, в отличие от ЭЭГ–ИМК, нет необходимости использовать электродный гель, а движения пациента во время тренировок не приводят к серьезным искажениям сигнала. Эта технология менее доступна, чем ЭЭГ–ИМК, и поэтому вряд ли подходит для широкого применения. Тем не менее недавно была предложена и апробирована на небольшой группе пациентов портативная система БИКС–ИМК для домашнего использования [51]. Применение данной технологии в домашних условиях позволяет расширить и продлить программу реабилитации, выведя ее за рамки ограниченного по времени стационарного курса.

Обработка сигналов. На данный момент не существует единого подхода в отношении алгоритмов обработки сигналов в системах ИМК. Предложено множество методов [52, 53], которые применялись в различных РКИ.

Внешние технические устройства. Алгоритмы ИМК преобразуют сигналы мозга в команды управления внешними техническими устройствами, обеспечивающими обратную связь в режиме реального времени. Ортез, робот или экзоскелет руки в контуре ИМК осуществляют пассивное движение конечности, которое представляет или пытается совершить пациент. Данный кинестетический тип обратной связи чаще всего использовался в ранее проведенных РКИ, в том числе в комбинации с визуальной обратной связью [28, 38, 39, 41, 45, 47, 48, 54]. В ряде работ применялась только визуальная обратная связь в виде абстрактного сигнала на экране компьютера [43, 44]. Функциональную электростимуляцию (ФЭС) в контуре ИМК некоторые авторы считают физиологически наиболее предпочтительной. При ФЭС происходит



Общая схема интерфейса мозг–компьютер, применяющегося в двигательной реабилитации после инсульта

деполяризация большего числа моторных и сенсорных аксонов, в ЦНС поступают более мощные сигналы от мышечных веретен и сухожильных органов Гольджи, и импульсы от мышечных веретен могут активировать мотонейроны одновременно с нисходящей корковой командой при представлении движения, тем самым вызывая хеббовскую ассоциацию [13, 55–58]. Эффективность ИМК с ФЭС также изучена в ряде РКИ [42, 46, 59–61].

Курсы тренировок. В проведенных РКИ частота ИМК-тренировок варьировала от 2 [46] до 5 раз в неделю [28, 45, 47, 54, 59, 60], а общая длительность курса составляла от 2 [28, 43] до 8 нед [42], но чаще всего — 4 нед [38, 44, 45, 47, 59–61]. Общее количество тренировок включало от 6 [43] до 24 сеансов [42], а суммарная экспозиция тренировок составляла от 2 [43] до 27 ч [39, 41].

Пациенты. Популяция пациентов с ишемическим или геморрагическим инсультом в проведенных РКИ была достаточно разнородна в отношении возраста, давности заболевания, локализации очага поражения и степени двигательного дефицита. Подавляющее большинство РКИ были проведены в странах Азии, и авторы одного из недавних систематических обзоров считают, что результаты этих исследований некорректно переносить на более старшую по возрасту европейскую и североамериканскую популяцию постинсультных пациентов [11].

Эффективность и безопасность применения технологий «интерфейс мозг–компьютер» после инсульта

Во всех опубликованных метаанализах выявлено преимущество технологий ИМК перед контролем в отношении восстановления двигательной функции верхней конечности после инсульта по шкале Фугл–Мейера (см. приложение). Как правило, наблюдалась средняя величина эффекта: показатели стандартизированной разности средних (СРС) или g Хэджеса составляли более 0,5. Продемонстрировано также преимущество тренировок с ИМК в отношении увеличения активности в повседневной жизни по модифицированному индексу Бартела с большим размером эффекта (СРС > 1,0) [18, 20, 21].

В двух работах проведен метаанализ в подгруппе исследований, в которых был предусмотрен дополнительный период наблюдения [14, 17]. В более ранней работе [14] не выявлено эффекта через 6 нед–12 мес после окончания курса тренировок. В более позднем метаанализе [17], включавшем большее количество РКИ, преимущество ИМК над контролем сохранялось через 2–36 нед после окончания исследования, однако с небольшим размером эффекта (СРС = 0,33).

Кроме того, в исследованиях с оценкой индексов восстановления по функциональной магнитно-резонансной томографии (фМРТ) или ЭЭГ было показано, что тренировки с ИМК способствуют функционально-

му восстановлению мозга с большим размером эффекта (СРС = 1,11; $p < 0,001$) [15].

Во всех РКИ не было зарегистрировано серьезных нежелательных явлений. У отдельных пациентов возникали головная боль, повышение артериального давления, боль в плече, повышенная чувствительность кожи к электродному гелю, у многих — утомляемость в процессе тренировок. Согласно метаанализу [20], частота нежелательных явлений и доля выбывших из исследований пациентов были сопоставимы в группах ИМК и контроля.

Факторы, влияющие на эффективность технологий «интерфейс мозг–компьютер»

В систематических обзорах [14, 21] дополнительно проводились метаанализы в подгруппах исследований для определения возможных факторов, влияющих на эффективность ИМК (см. приложение).

В двух метаанализах оценивали зависимость эффективности ИМК от давности инсульта. Размер эффекта в подгруппе пациентов с давностью инсульта менее 6 мес (подострая фаза) был выше, чем в подгруппе с давностью инсульта от 6 мес (хроническая фаза) [16, 20]. Однако статистически значимых различий в эффективности ИМК между группами с разной давностью инсульта не выявлено.

Интерфейс мозг–компьютер с ФЭС, по сравнению с ИМК, подключенными к роботизированным устройствам или только с визуальной обратной связью, оказался наиболее эффективной моделью данной технологии, что было показано в четырех метаанализах [14, 17, 19, 20]. Во всех указанных работах установлена большая величина эффекта (СРС или g Хэджеса > 1,0) при использовании ИМК–ФЭС по сравнению с контролем, в качестве которого применяли ФЭС без управления ИМК.

Попытка совершить движение, возможно, является более благоприятной парадигмой управления ИМК, чем представление движения. В двух метаанализах показана тенденция большего эффекта от ИМК-тренировок с парадигмой стремления совершить движение [14, 17]. Однако ввиду статистически незначимого различия эффекта между исследованиями с различными парадигмами управления ИМК и с учетом того факта, что парадигма стремления совершить движение использовалась только в двух РКИ, для более точного определения влияния данного фактора необходимы дополнительные исследования.

В двух метаанализах дополнительно изучали возможное влияние выбранных алгоритмов обработки сигналов мозга на эффективность технологии ИМК. Показано, что использование спектральной мощности в одном частотном диапазоне по сравнению с применением фильтров в нескольких диапазонах [17], а также применение алгоритмов управления по сенсомоторному ритму с отведений, расположенных над моторными областями коры, по сравнению с класси-

фикацией ЭЭГ от многочисленных отведений, расположенных по всей поверхности головы, сопровождаются более высоким размером эффекта [19].

Проблемы широкого применения технологий «интерфейс мозг–компьютер» и пути их решения

Широкому внедрению технологий ИМК в клиническую практику в настоящее время препятствует ряд проблем, связанных с техническими особенностями существующих моделей ИМК, подходами к обработке сигналов и с текущим уровнем понимания процессов, лежащих в основе двигательного восстановления на фоне ментальных тренировок [62–68].

Одна из ключевых проблем заключается в различиях индивидуальных способностей человека управлять неинвазивными ИМК с помощью парадигмы представления движения [69]. Для овладения этим навыком людям требуется, как правило, несколько сеансов ИМК-тренировок. Однако даже после обучения качество управления часто остается низким или нестабильным, что демотивирует пациентов. К тому же было показано, что более высокие показатели качества управления ИМК сопровождаются более высокими показателями двигательного восстановления [70]. При этом от 10 до 30% пользователей никогда не достигают должного уровня управления ИМК. Такое явление одни исследователи называют «непредрасположенностью управлять ИМК», а другие, критикуя данный термин, обозначают как «неэффективность ИМК», которую можно преодолеть с помощью более эффективных алгоритмов обработки сигнала или достаточно длительного обучения оператора [62, 71, 72]. Большинство пациентов после инсульта могут управлять ИМК, но качество и особенность управления зависят от степени повреждения головного мозга и неврологического дефицита [73, 74].

Для решения проблемы обучения управлению ИМК рассматриваются подходы многофазной подготовки оператора ИМК, когда на первых этапах обучения представлению движения применяют более чувствительные к сигналам мозга технологии фМРТ, транскраниальной электростимуляции или БИКС [62, 75–77]. Разработчики продолжают совершенствовать текущие подходы к обработке сигналов для повышения качества управления ИМК [78–84]. Определенные надежды возлагаются на применение в системах ИМК алгоритмов глубокого обучения, в том числе для преодоления феномена «непредрасположенности управлять ИМК» и более быстрого обучения операторов [85–87]. Было также показано, что мультимодальная обратная связь (комбинация визуальной, слуховой и соматосенсорной) может улучшить процесс обучения управлению ИМК [88, 89]. В случаях, когда пациенту сложно мысленно представить движение, желательно применять парадигму намерения совершить движение, которая хорошо зарекомендовала себя по результатам некоторых РКИ [46–48, 90].

Утомление пациентов во время сеансов ИМК также представляет собой практическую проблему. Утомляемость является частым симптомом после инсульта [91], а в процессе управления ИМК необходимо достаточно длительно концентрировать внимание, сосредоточившись на ментальной задаче. Преодолеть данную проблему можно, предусмотрев перерывы через каждые 15 мин тренировки [20], а также за счет более мотивирующей и разнообразной обратной связи в игровой форме [92, 93].

Кроме того, современные медицинские технологии должны уменьшать нагрузку на работников здравоохранения и быть приспособлены к самостоятельному применению пациентами в домашних условиях [94]. Большинство разработок ИМК на сегодняшний день не соответствуют этим критериям. ИМК громоздки, требуют длительного времени установки датчиков и обучения настройке системы. Беспроводные высокоимпедансные системы ЭЭГ с сухими электродами и простая в управлении система запуска ИМК с мобильного устройства могут решить данную проблему [95–98].

В отношении фундаментальных аспектов применения реабилитационных ИМК, основанных на парадигме представления движения, открытым остается вопрос, за счет каких немоторных, неспецифических механизмов возможно восстановление движения с помощью ментального тренинга. Высокая концентрация внимания к задаче управления ИМК в течение длительного периода обучения может привести к общему улучшению функционирования мозга, проявляющемуся в восстановлении как двигательной, так и когнитивных функций, которые должным образом не оценивались в большинстве проведенных РКИ. В последующих научных работах необходимо установить, является ли двигательное обучение на фоне тренировок ИМК результатом улучшения когнитивных функций или же улучшение когнитивных функций вторично [62, 99, 100].

Заключение

Согласно позиции доказательной медицины, тренировки с ИМК являются эффективным методом восстановления двигательной функции верхней конечности после инсульта. В особенности это касается технологий ИМК–ФЭС. Кроме того, тренировки с ИМК включают активную парадигму представления или намерения совершить движение, являясь единственной активной реабилитационной методикой для пациентов с выраженным парезом или пlegией. На настоящий момент существует ряд проблем для масштабирования технологий ИМК в клинической практике. Однако с учетом нехватки кадров для классической кинезиотерапии инновационные технологии ИМК остаются востребованными, а дальнейшие разработки на их основе и техническое усовершенствование — достаточно обоснованы.

Вклад авторов: О.А. Мокиенко — сбор, анализ и обобщение данных литературы, написание текста рукописи, работа с графическим материалом; Р.Х. Люкманов — анализ и обобщение данных литературы, редактирование текста рукописи; П.Д. Бобров — анализ и обобщение данных литературы, редактирование текста рукописи; Н.А. Супонева — обоснование концепции исследования, критический пересмотр текста рукописи; М.А. Пирадов — обоснование концепции исследования, критический пересмотр текста рукописи, обобщение результатов анализа.

Источники финансирования. Работа выполнена в рамках государственных заданий Министерства образования и науки Российской Федерации в ФГБНУ НЦН и ИВНДиНФ РАН.

Конфликт интересов отсутствует.

Литература/References

1. Khan M.A., Das R., Iversen H.K., Puthusserypady S. Review on motor imagery based BCI systems for upper limb post-stroke neurorehabilitation: from designing to application. *Comput Biol Med* 2020; 123: 103843, <https://doi.org/10.1016/j.compbio.2020.103843>.
2. Khrulev A.E., Kuryatnikova K.M., Belova A.N., Popova P.S., Khrulev S.E. Modern rehabilitation technologies of patients with motor disorders at an early rehabilitation of stroke (review). *Sovremennye tehnologii v medicine* 2022; 14(6): 64, <https://doi.org/10.17691/stm2022.14.6.07>.
3. Molinari M., Masciullo M. Stroke and potential benefits of brain-computer interface. *Handb Clin Neurol* 2020; 168: 25–32, <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63934-9.00003-2>.
4. Mokienko O.A., Chernikova L.A., Frolov A.A., Bobrov P.D. Motor imagery and its practical application. *Neurosci Behav Physi* 2014; 44: 483–489, <https://doi.org/10.1007/s11055-014-9937-y>.
5. Mokienko O.A., Chervyakov A.V., Kulikova S.N., Bobrov P.D., Chernikova L.A., Frolov A.A., Piradov M.A. Increased motor cortex excitability during motor imagery in brain-computer interface trained subjects. *Front Comput Neurosci* 2013; 7: 168, <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00168>.
6. Girges C., Vijaratnam N., Zrinzo L., Ekanayake J., Foltynie T. Volitional control of brain motor activity and its therapeutic potential. *Neuromodulation* 2022; 25(8): 1187–1196, <https://doi.org/10.1016/j.neurom.2022.01.007>.
7. Bhagat N.A., Yozbatiran N., Sullivan J.L., Paranjape R., Losey C., Hernandez Z., Keser Z., Grossman R., Francisco G.E., O'Malley M.K., Contreras-Vidal J.L. Neural activity modulations and motor recovery following brain-exoskeleton interface mediated stroke rehabilitation. *Neuroimage Clin* 2020; 28: 102502, <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2020.102502>.
8. Yuan K., Chen C., Wang X., Chu W.C.W., Tong R.K.Y. BCI training effects on chronic stroke correlate with functional reorganization in motor-related regions: a concurrent EEG and fMRI study. *Brain Sci* 2021; 11(1): 56, <https://doi.org/10.3390/brainsci11010056>.
9. Liao W., Li J., Zhang X., Li C. Motor imagery brain-computer interface rehabilitation system enhances upper limb performance and improves brain activity in stroke patients: a clinical study. *Front Hum Neurosci* 2023; 17: 1117670, <https://doi.org/10.3389/fnhum.2023.1117670>.
10. Liu M., Ushiba J. Brain-machine interface (BMI)-based neurorehabilitation for post-stroke upper limb paralysis. *Keio J Med* 2022; 71(4): 82–92, <https://doi.org/10.2302/kjm.2022-0002-0a>.
11. Carvalho R., Dias N., Cerqueira J.J. Brain-machine interface of upper limb recovery in stroke patients rehabilitation: a systematic review. *Physiother Res Int* 2019; 24(2): e1764, <https://doi.org/10.1002/pri.1764>.
12. Baniqued P.D.E., Stanyer E.C., Awais M., Alazmani A., Jackson A.E., Mon-Williams M.A., Mushtaq F., Holt R.J. Brain-computer interface robotics for hand rehabilitation after stroke: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil* 2021; 18(1): 15, <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00820-8>.
13. Fu J., Chen S., Jia J. Sensorimotor rhythm-based brain-computer interfaces for motor tasks used in hand upper extremity rehabilitation after stroke: a systematic review. *Brain Sci* 2022; 13(1): 56, <https://doi.org/10.3390/brainsci13010056>.
14. Bai Z., Fong K.N.K., Zhang J.J., Chan J., Ting K.H. Immediate and long-term effects of BCI-based rehabilitation of the upper extremity after stroke: a systematic review and meta-analysis. *J Neuroeng Rehabil* 2020; 17(1): 57, <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00686-2>.
15. Kruse A., Suica Z., Taeymans J., Schuster-Amft C. Effect of brain-computer interface training based on non-invasive electroencephalography using motor imagery on functional recovery after stroke — a systematic review and meta-analysis. *BMC Neuro* 2020; 20(1): 385, <https://doi.org/10.1186/s12883-020-01960-5>.
16. Yang W., Zhang X., Li Z., Zhang Q., Xue C., Huai Y. The effect of brain-computer interface training on rehabilitation of upper limb dysfunction after stroke: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Front Neurosci* 2021; 15: 766879, <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.766879>.
17. Mansour S., Ang K.K., Nair K.P.S., Phua K.S., 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(1): 79–90, <https://doi.org/10.1177/15500594211009065>.
18. Peng Y., Wang J., Liu Z., Zhong L., Wen X., Wang P., Gong X., Liu H. The application of brain-computer interface in upper limb dysfunction after stroke: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Front Hum Neurosci* 2022; 16: 798883, <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.798883>.
19. Nojima I., Sugata H., Takeuchi H., Mima T. Brain-computer interface training based on brain activity can induce motor recovery in patients with stroke: a meta-analysis. *Neurorehabil Neural Repair* 2022; 36(2): 83–96, <https://doi.org/10.1177/15459683211062895>.
20. Xie Y.L., Yang Y.X., Jiang H., Duan X.Y., Gu L.J., Qing W., Zhang B., Wang Y.X. Brain-machine interface-based training for improving upper extremity function after stroke: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Front Neurosci* 2022; 16: 949575, <https://doi.org/10.3389/fnins.2022.949575>.
21. Shou Y.Z., Wang X.H., Yang G.F. Verum versus Sham brain-computer interface on upper limb function recovery after stroke: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Medicine (Baltimore)* 2023; 102(26): e34148, <https://doi.org/10.1097/md.00000000000034148>.
22. *IpsiHand rehab device for stroke survivors*. Neuroolutions; 2023. URL: <https://www.neuroolutions.com/ipsihand>.

23. Bundy D.T., Souders L., Baranyai K., Leonard L., Schalk G., Coker R., Moran D.W., Huskey T., Leuthardt E.C. Contralesional brain-computer interface control of a powered exoskeleton for motor recovery in chronic stroke survivors. *Stroke* 2017; 48(7): 1908–1915, <https://doi.org/10.1161/strokeaha.116.016304>.
24. Экзокисть-2. Экзопласт; 2023. URL: <https://exoplast.ru/>. Ekzokist'-2 [Exo-hand-2]. Ekzoplast; 2023. URL: <https://exoplast.ru/>.
25. Ортез-1. Андроидная техника; 2023. URL: <https://npo-at.com/production/orthosis/>. Ortez-1. Androidnaya tekhnika; 2023. URL: <https://npo-at.com/production/orthosis/>.
26. Mokienko O.A., Lyukmanov R.Kh., Chernikova L.A., Suponeva N.A., Piradov M.A., Frolov A.A. Brain-computer interface: the first clinical experience in Russia. *Hum Physiol* 2016; 42(1): 24–31, <https://doi.org/10.1134/s0362119716010126>.
27. Люкманов Р.Х., Азиатская Г.А., Мокиенко О.А., Варакo Н.А., Ковязина М.С., Супонева Н.А., Черникова Л.А., Фролов А.А., Пирадов М.А. Интерфейс мозг-компьютер в постинсультной реабилитации: клинико-нейропсихологическое исследование. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова* 2018; 118(8): 43–51, <https://doi.org/10.17116/jnevro201811808143>.
- Lyukmanov R.Kh., Aziatskaya G.A., Mokienko O.A., Varako N.A., Koviazina M.S., Suponeva N.A., Chernikova L.A., Frolov A.A., Piradov M.A. Post-stroke rehabilitation training with a brain-computer interface: a clinical and neuropsychological study. *Zhurnal neurologii i psikiatrii im. S.S. Korsakova* 2018; 118(8): 43–51, <https://doi.org/10.17116/jnevro201811808143>.
28. Frolov A.A., Mokienko O., Lyukmanov R., Biryukova E., Kotov S., Turbina L., Nadareyshvily G., Bushkova Y. Post-stroke rehabilitation training with a motor-imagery-based brain-computer interface (BCI)-controlled hand exoskeleton: a randomized controlled multicenter trial. *Front Neurosci* 2017; 11: 400, <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00400>.
29. Frolov A.A., Bobrov P.D., Biryukova E.V., Silchenko A.V., Kondur A.A., Dzhalogoniya I.Z., Massion J. Electrical, hemodynamic, and motor activity in BCI post-stroke rehabilitation: clinical case study. *Front Neurol* 2018; 9: 1135, <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.01135>.
30. Zhang R., Wang C., He S., Zhao C., Zhang K., Wang X., Li Y. An adaptive brain-computer interface to enhance motor recovery after stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2023; 31: 2268–2278, <https://doi.org/10.1109/tnsre.2023.3272372>.
31. Fu J., Chen S., Shu X., Lin Y., Jiang Z., Wei D., Gao J., Jia J. Functional-oriented, portable brain-computer interface training for hand motor recovery after stroke: a randomized controlled study. *Front Neurosci* 2023; 17: 1146146, <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1146146>.
32. Craik A., González-España J.J., Alamir A., Edquiang D., Wong S., Sánchez Rodríguez L., Feng J., Francisco G.E., Contreras-Vidal J.L. Design and validation of a low-cost mobile EEG-based brain-computer interface. *Sensors (Basel)* 2023; 23(13): 5930, <https://doi.org/10.3390/s23135930>.
33. Gao Z., Pang Z., Chen Y., Lei G., Zhu S., Li G., Shen Y., Xu W. Restoring after central nervous system injuries: neural mechanisms and translational applications of motor recovery. *Neurosci Bull* 2022; 38(12): 1569–1587, <https://doi.org/10.1007/s12264-022-00959-x>.
34. Behboodi A., Lee W.A., Hinchberger V.S., Damiano D.L. Determining optimal mobile neurofeedback methods for motor neurorehabilitation in children and adults with non-progressive neurological disorders: a scoping review. *J Neuroeng Rehabil* 2022; 19(1): 104, <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01081-9>.
35. Fu J., Jiang Z., Shu X., Chen S., Jia J. Correlation between the ERD in grasp/open tasks of BCIs and hand function of stroke patients: a cross-sectional study. *Biomed Eng Online* 2023; 22(1): 36, <https://doi.org/10.1186/s12938-023-01091-1>.
36. Zanona A.F., Piscitelli D., Seixas V.M., Scipioni K.R.D.D.S., Bastos M.S.C., de Sá L.C.K., Monte-Silva K., Bolivar M., Solnik S., De Souza R.F. Brain-computer interface combined with mental practice and occupational therapy enhances upper limb motor recovery, activities of daily living, and participation in subacute stroke. *Front Neurol* 2022; 13: 1041978, <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.1041978>.
37. Gao W., Cui Z., Yu Y., Mao J., Xu J., Ji L., Kan X., Shen X., Li X., Zhu S., Hong Y. Application of a brain-computer interface system with visual and motor feedback in limb and brain functional rehabilitation after stroke: case report. *Brain Sci* 2022; 12(8): 1083, <https://doi.org/10.3390/brainsci12081083>.
38. Ang K.K., Chua K.S.G., Phua K.S., Wang C., Chin Z.Y., Kuah C.W., Low W., Guan C. A randomized controlled trial of EEG-based motor imagery brain-computer interface robotic rehabilitation for stroke. *Clin EEG Neurosci* 2015; 46(4): 310–320, <https://doi.org/10.1177/1550059414522229>.
39. Ang K.K., Guan C., Phua K.S., Wang C., Zhou L., Tang K.Y., Ephraim Joseph G.J., Kuah C.W.K., Chua K.S.G. Brain-computer interface-based robotic end effector system for wrist and hand rehabilitation: results of a three-armed randomized controlled trial for chronic stroke. *Front Neuroeng* 2014; 7: 30, <https://doi.org/10.3389/fneng.2014.00030>.
40. Ang K.K., Guan C., Phua K.S., Wang C., Zhao L., Teo W.P., Chen C., Ng Y.S., Chew E. Facilitating effects of transcranial direct current stimulation on motor imagery brain-computer interface with robotic feedback for stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2015; 96(3 Suppl): S79–S87, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.08.008>.
41. Cheng N., Phua K.S., Lai H.S., Tam P.K., Tang K.Y., Cheng K.K., Yeow R.C., Ang K.K., Guan C., Lim J.H. Brain-computer interface-based soft robotic glove rehabilitation for stroke. *IEEE Trans Biomed Eng* 2020; 67(12): 3339–3351, <https://doi.org/10.1109/tbme.2020.2984003>.
42. Li M., Liu Y., Wu Y., Liu S., Jia J., Zhang L. Neurophysiological substrates of stroke patients with motor imagery-based brain-computer interface training. *Int J Neurosci* 2014; 124(6): 403–415, <https://doi.org/10.3109/00207454.2013.850082>.
43. Mihara M., Hattori N., Hatakenaka M., Yagura H., Kawano T., Hino T., Miyai I. Near-infrared spectroscopy-mediated neurofeedback enhances efficacy of motor imagery-based training in poststroke victims: a pilot study. *Stroke* 2013; 44(4): 1091–1098, <https://doi.org/10.1161/strokeaha.111.674507>.
44. Pichiorri F., Morone G., Petti M., Toppi J., Pisotta I., Molinari M., Paolucci S., Inghilleri M., Astolfi L., Cincotti F., Mattia D. Brain-computer interface boosts motor imagery practice during stroke recovery. *Ann Neurol* 2015; 77(5): 851–865, <https://doi.org/10.1002/ana.24390>.
45. Wu Q., Yue Z., Ge Y., Ma D., Yin H., Zhao H., Liu G., Wang J., Dou W., Pan Y. Brain functional networks study of subacute stroke patients with upper limb dysfunction after comprehensive rehabilitation including BCI training.

- Front Neurol* 2019; 10: 1419, <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.01419>.
46. Biasucci A., Leeb R., Iturrate I., Perdakis S., Al-Khodairy A., Corbet T., Schnider A., Schmidlin T., Zhang H., Bassolino M., Viceic D., Vuadens P., Guggisberg A.G., Millán J.D.R. Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery after stroke. *Nat Commun* 2018; 9(1): 2421, <https://doi.org/10.1038/s41467-018-04673-z>.
47. Ramos-Murguialday A., Broetz D., Rea M., Läer L., Yilmaz O., Brasil F.L., Liberati G., Curado M.R., Garcia-Cossio E., Vyziotis A., Cho W., Agostini M., Soares E., Soekadar S., Caria A., Cohen L.G., Birbaumer N. Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study. *Ann Neurol* 2013; 74(1): 100–108, <https://doi.org/10.1002/ana.23879>.
48. Chen S., Cao L., Shu X., Wang H., Ding L., Wang S.H., Jia J. Longitudinal electroencephalography analysis in subacute stroke patients during intervention of brain-computer interface with exoskeleton feedback. *Front Neurosci* 2020; 14: 809, <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00809>.
49. Antelis J.M., Montesano L., Ramos-Murguialday A., Birbaumer N., Minguez J. Decoding upper limb movement attempt from EEG measurements of the contralesional motor cortex in chronic stroke patients. *IEEE Trans Biomed Eng* 2017; 64(1): 99–111, <https://doi.org/10.1109/tbme.2016.2541084>.
50. Soekadar S.R., Kohl S.H., Mihara M., von Lüthmann A. Optical brain imaging and its application to neurofeedback. *Neuroimage Clin* 2021; 30: 102577, <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2021.102577>.
51. Lee Friesen C., Lawrence M., Ingram T.G.J., Boe S.G. Home-based portable fNIRS-derived cortical laterality correlates with impairment and function in chronic stroke. *Front Hum Neurosci* 2022; 16: 1023246, <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.1023246>.
52. 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. *Phys Rep* 2021; 918: 1–133, <https://doi.org/10.1016/j.physrep.2021.03.002>.
53. Lotte F., Bougrain L., Cichocki A., Clerc M., Congedo M., Rakotomamonjy A., Yger F. A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces: a 10 year update. *J Neural Eng* 2018; 15(3): 031005, <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aab2f2>.
54. Wang X., Wong W.W., Sun R., Chu W.C.W., Tong K.Y. Differentiated effects of robot hand training with and without neural guidance on neuroplasticity patterns in chronic stroke. *Front Neurol* 2018; 9: 810, <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00810>.
55. Reynolds C., Osuagwu B.A., Vuckovic A. Influence of motor imagination on cortical activation during functional electrical stimulation. *Clin Neurophysiol* 2015; 126(7): 1360–1369, <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.10.007>.
56. Bergquist A.J., Clair J.M., Lagerquist O., Mang C.S., Okuma Y., Collins D.F. Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically evoked sensory volley. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111(10): 2409–2426, <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2087-9>.
57. Chen L., Gu B., Wang Z., Zhang L., Xu M., Liu S., He F., Ming D. EEG-controlled functional electrical stimulation rehabilitation for chronic stroke: system design and clinical application. *Front Med* 2021; 15(5): 740–749, <https://doi.org/10.1007/s11684-020-0794-5>.
58. Sinha A.M., Nair V.A., Prabhakaran V. Brain-computer interface training with functional electrical stimulation: facilitating changes in interhemispheric functional connectivity and motor outcomes post-stroke. *Front Neurosci* 2021; 15: 670953, <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.670953>.
59. Lee S.H., Kim S.S., Lee B.H. Action observation training and brain-computer interface controlled functional electrical stimulation enhance upper extremity performance and cortical activation in patients with stroke: a randomized controlled trial. *Physiother Theory Pract* 2022; 38(9): 1126–1134, <https://doi.org/10.1080/09593985.2020.1831114>.
60. Kim T., Kim S., Lee B. Effects of action observational training plus brain-computer interface-based functional electrical stimulation on paretic arm motor recovery in patient with stroke: a randomized controlled trial. *Occup Ther Int* 2016; 23(1): 39–47, <https://doi.org/10.1002/oti.1403>.
61. Miao Y., Chen S., Zhang X., Jin J., Xu R., Daly I., Jia J., Wang X., Cichocki A., Jung T.P. BCI-based rehabilitation on the stroke in sequela stage. *Neural Plast* 2020; 2020: 8882764, <https://doi.org/10.1155/2020/8882764>.
62. Simon C., Bolton D.A.E., Kennedy N.C., Soekadar S.R., Ruddy K.L. Challenges and opportunities for the future of brain-computer interface in neurorehabilitation. *Front Neurosci* 2021; 15: 699428, <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.699428>.
63. Colucci A., Vermehren M., Cavallo A., Angerhöfer C., Peekhaus N., Zollo L., Kim W.S., Paik N.J., Soekadar S.R. Brain-computer interface-controlled exoskeletons in clinical neurorehabilitation: ready or not? *Neurorehabil Neural Repair* 2022; 36(12): 747–756, <https://doi.org/10.1177/15459683221138751>.
64. Mridha M.F., Das S.C., Kabir M.M., Lima A.A., Islam M.R., Watanobe Y. Brain-computer interface: advancement and challenges. *Sensors (Basel)* 2021; 21(17): 5746, <https://doi.org/10.3390/s21175746>.
65. Jervis-Rademeyer H., Ong K., Djuric A., Munce S., Musselman K.E., Marquez-Chin C. Therapists' perspectives on using brain-computer interface-triggered functional electrical stimulation therapy for individuals living with upper extremity paralysis: a qualitative case series study. *J Neuroeng Rehabil* 2022; 19(1): 127, <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01107-2>.
66. Padfield N., Zabalza J., Zhao H., Masero V., Ren J. EEG-based brain-computer interfaces using motor-imagery: techniques and challenges. *Sensors (Basel)* 2019; 19(6): 1423, <https://doi.org/10.3390/s19061423>.
67. Saha S., Mamun K.A., Ahmed K., Mostafa R., Naik G.R., Darvishi S., Khandoker A.H., Baumert M. Progress in brain computer interface: challenges and opportunities. *Front Syst Neurosci* 2021; 15: 578875, <https://doi.org/10.3389/fnsys.2021.578875>.
68. Angerhöfer C., Colucci A., Vermehren M., Hömberg V., Soekadar S.R. Post-stroke rehabilitation of severe upper limb paresis in Germany — toward long-term treatment with brain-computer interfaces. *Front Neurol* 2021; 12: 772199, <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.772199>.
69. Bobrova E.V., Reshetnikova V.V., Vershinina E.A., Grishin A.A., Bobrov P.D., Frolov A.A., Gerasimenko Y.P. Success of hand movement imagination depends on personality traits, brain asymmetry, and degree of handedness. *Brain Sci* 2021; 11(7): 853, <https://doi.org/10.3390/brainsci11070853>.
70. Sebastián-Romagosa M., Cho W., Ortner R., Murovec N., Von Oertzen T., Kamada K., Allison B.Z., Guger C.

Brain computer interface treatment for motor rehabilitation of upper extremity of stroke patients — a feasibility study. *Front Neurosci* 2020; 14: 591435, <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.591435>.

71. Thompson M.C. Critiquing the concept of BCI illiteracy. *Sci Eng Ethics* 2019; 25(4): 1217–1233, <https://doi.org/10.1007/s11948-018-0061-1>.

72. Wang T., Du S., Dong E. A novel method to reduce the motor imagery BCI illiteracy. *Med Biol Eng Comput* 2021; 59(11–12): 2205–2217, <https://doi.org/10.1007/s11517-021-02449-0>.

73. Mansour S., Giles J., Ang K.K., Nair K.P.S., Phua K.S., Arvaneh M. Exploring the ability of stroke survivors in using the contralesional hemisphere to control a brain-computer interface. *Sci Rep* 2022; 12(1): 16223, <https://doi.org/10.1038/s41598-022-20345-x>.

74. Chen S., Shu X., Jia J., Wang H., Ding L., He Z., Brauer S., Zhu X. Relation between sensorimotor rhythm during motor attempt/imagery and upper-limb motor impairment in stroke. *Clin EEG Neurosci* 2022; 53(3): 238–247, <https://doi.org/10.1177/15500594211019917>.

75. Leamy D.J., Collins R., Ward T.E. Combining fNIRS and EEG to improve motor cortex activity classification during an imagined movement-based task. In: *Foundations of augmented cognition. Directing the future of adaptive systems*. Schmorrow D.D., Fidopiastis C.M. (editors). Springer Berlin Heidelberg; 2011; p. 177–185.

76. Fazli S., Mehnert J., Steinbrink J., Curio G., Villringer A., Müller K.R., Blankertz B. Enhanced performance by a hybrid NIRS–EEG brain computer interface. *Neuroimage* 2012; 59(1): 519–529, <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.07.084>.

77. Liang W.D., Xu Y., Schmidt J., Zhang L.X., Ruddy K.L. Upregulating excitability of corticospinal pathways in stroke patients using TMS neurofeedback; a pilot study. *Neuroimage Clin* 2020; 28: 102465, <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2020.102465>.

78. de Seta V., Toppi J., Colamarino E., Molle R., Castellani F., Cincotti F., Mattia D., Pichiorri F. Cortico-muscular coupling to control a hybrid brain-computer interface for upper limb motor rehabilitation: a pseudo-online study on stroke patients. *Front Hum Neurosci* 2022; 16: 1016862, <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.1016862>.

79. Al-Qazzaz N.K., Aldoori A.A., Ali S.H.B.M., Ahmad S.A., Mohammed A.K., Mohyee M.I. EEG signal complexity measurements to enhance BCI-based stroke patients' rehabilitation. *Sensors (Basel)* 2023; 23(8): 3889, <https://doi.org/10.3390/s23083889>.

80. Zhang R., Chen Y., Xu Z., Zhang L., Hu Y., Chen M. Recognition of single upper limb motor imagery tasks from EEG using multi-branch fusion convolutional neural network. *Front Neurosci* 2023; 17: 1129049, <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1129049>.

81. Delisle-Rodriguez D., Silva L., Bastos-Filho T. EEG changes during passive movements improve the motor imagery feature extraction in BCIs-based sensory feedback calibration. *J Neural Eng* 2023; 20(1): 016047, <https://doi.org/10.1088/1741-2552/acb73b>.

82. Wu D., Jiang X., Peng R. Transfer learning for motor imagery based brain-computer interfaces: a tutorial. *Neural Netw* 2022; 153: 235–253, <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2022.06.008>.

83. Varsehi H., Firoozabadi S.M.P. An EEG channel

selection method for motor imagery based brain-computer interface and neurofeedback using Granger causality. *Neural Netw* 2021; 133: 193–206, <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2020.11.002>.

84. Al-Qazzaz N.K., Alyasseri Z.A.A., Abdulkareem K.H., Ali N.S., Al-Mhiqani M.N., Guger C. EEG feature fusion for motor imagery: a new robust framework towards stroke patients rehabilitation. *Comput Biol Med* 2021; 137: 104799, <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2021.104799>.

85. Zhang X., Ma Z., Zheng H., Li T., Chen K., Wang X., Liu C., Xu L., Wu X., Lin D., Lin H. The combination of brain-computer interfaces and artificial intelligence: applications and challenges. *Ann Transl Med* 2020; 8(11): 712, <https://doi.org/10.21037/atm.2019.11.109>.

86. Cao L., Wu H., Chen S., Dong Y., Zhu C., Jia J., Fan C. A novel deep learning method based on an overlapping time window strategy for brain-computer interface-based stroke rehabilitation. *Brain Sci* 2022; 12(11): 1502, <https://doi.org/10.3390/brainsci12111502>.

87. Hossain K.M., Islam M.A., Hossain S., Nijholt A., Ahad M.A.R. Status of deep learning for EEG-based brain-computer interface applications. *Front Comput Neurosci* 2022; 16: 1006763, <https://doi.org/10.3389/fncom.2022.1006763>.

88. Sollfrank T., Ramsay A., Perdakis S., Williamson J., Murray-Smith R., Leeb R., Millán J.D.R., Kübler A. The effect of multimodal and enriched feedback on SMR-BCI performance. *Clin Neurophysiol* 2016; 127(1): 490–498, <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.06.004>.

89. Ma Z.Z., Wu J.J., Hua X.Y., Zheng M.X., Xing X.X., Ma J., Shan C.L., Xu J.G. Evidence of neuroplasticity with brain-computer interface in a randomized trial for post-stroke rehabilitation: a graph-theoretic study of subnetwork analysis. *Front Neurol* 2023; 14: 1135466, <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1135466>.

90. Chen S., Shu X., Wang H., Ding L., Fu J., Jia J. The differences between motor attempt and motor imagery in brain-computer interface accuracy and event-related desynchronization of patients with hemiplegia. *Front Neurobot* 2021; 15: 706630, <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.706630>.

91. Alghamdi I., Ariti C., Williams A., Wood E., Hewitt J. Prevalence of fatigue after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Eur Stroke J* 2021; 6(4): 319–332, <https://doi.org/10.1177/23969873211047681>.

92. de Castro-Cros M., Sebastian-Romagosa M., Rodríguez-Serrano J., Opisso E., Ochoa M., Ortner R., Guger C., Tost D. Effects of gamification in BCI functional rehabilitation. *Front Neurosci* 2020; 14: 882, <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00882>.

93. Ziadeh H., Gulyas D., Nielsen L.D., Lehmann S., Nielsen T.B., Kjeldsen T.K.K., Hougaard B.I., Jochumsen M., Knoche H. “Mine works better”: examining the influence of embodiment in virtual reality on the sense of agency during a binary motor imagery task with a brain-computer interface. *Front Psychol* 2021; 12: 806424, <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2021.806424>.

94. Zulauf-Czaja A., Al-Taleb M.K.H., Purcell M., Petric-Gray N., Cloughley J., Vuckovic A. On the way home: a BCI-FES hand therapy self-managed by sub-acute SCI participants and their caregivers: a usability study. *J Neuroeng Rehabil* 2021; 18(1): 44, <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00838-y>.

95. McWilliams E.C., Barbey F.M., Dyer J.F., Islam M.N.,

- McGuinness B., Murphy B., Nolan H., Passmore P., Rueda-Delgado L.M., Buick A.R. Feasibility of repeated assessment of cognitive function in older adults using a wireless, mobile, dry-EEG headset and tablet-based games. *Front Psychiatry* 2021; 12: 574482, <https://doi.org/10.3389/fpsy.2021.574482>.
96. Jamil N., Belkacem A.N., Ouhbi S., Lakas A. Noninvasive electroencephalography equipment for assistive, adaptive, and rehabilitative brain-computer interfaces: a systematic literature review. *Sensors (Basel)* 2021; 21(14): 4754, <https://doi.org/10.3390/s21144754>.
97. Yang S., Li R., Li H., Xu K., Shi Y., Wang Q., Yang T., Sun X. Exploring the use of brain-computer interfaces in stroke neurorehabilitation. *BioMed Res Int* 2021; 2021: 9967348, <https://doi.org/10.1155/2021/9967348>.
98. Hashimoto Y., Kakui T., Ushiba J., Liu M., Kamada K., Ota T. Portable rehabilitation system with brain-computer interface for inpatients with acute and subacute stroke: a feasibility study. *Assist Technol* 2022; 34(4): 402–410, <https://doi.org/10.1080/10400435.2020.1836067>.
99. Борисова В.А., Исакова Е.В., Котов С.В. Возможности интерфейса «мозг–компьютер» в коррекции постинсультных когнитивных нарушений. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова* 2022; 122(12-2): 60–66, <https://doi.org/10.17116/jnevro202212212260>.
- Borisova V.A., Isakova E.V., Kotov S.V. Possibilities of the brain–computer interface in the correction of post-stroke cognitive impairments. *Zhurnal nevrologii i psikiatrii im. S.S. Korsakova* 2022; 122(12-2): 60–66, <https://doi.org/10.17116/jnevro202212212260>.
100. Liu X., Zhang W., Li W., Zhang S., Lv P., Yin Y. Effects of motor imagery based brain-computer interface on upper limb function and attention in stroke patients with hemiplegia: a randomized controlled trial. *BMC Neurol* 2023; 23(1): 136, <https://doi.org/10.1186/s12883-023-03150-5>.

Основные результаты метаанализов, посвященных эффективности неинвазивных интерфейсов мозг–компьютер для восстановления движений верхней конечности после инсульта

Литература	Количество исследований и пациентов	Основные характеристики ИМК и контроля	Основные результаты
Z. Bai с соавт., 2020 [14]	15 РКИ и НрКИ (378 пациентов)	ИМК с различными парадигмами управления (ПД, СД, наблюдение за движением) и видами обратной связи (робот, ФЭС, зрительная); контроль — имитация ИМК или стандартная терапия	В РКИ — преимущество ИМК перед контролем (CPC=0,42; ДИ: 0,18–0,66; $p<0,001$) Не выявлено статистически значимого долгосрочного эффекта при периоде наблюдения 6 нед–12 мес (CPC=0,12; ДИ: 0,28–0,52; $p=0,54$) ИМК–ФЭС (CPC=1,04) более эффективны, чем ИМК с роботом или визуальной обратной связью ($p=0,01$) Тенденция большей эффективности парадигмы СД по сравнению с ПД ($p=0,07$) ТЭС не повышает эффективность тренировок ИМК (2 исследования; CPC=–0,30; ДИ: 0,96–0,36; $p=0,37$)
A. Kruse с соавт., 2020 [15]	12 РКИ (330 пациентов)	ЭЭГ–ИМК с парадигмой ПД и различными видами обратной связи (робот, ФЭС, зрительная); различные группы контроля	Преимущество ИМК перед контролем (CPC=0,39; ДИ: 0,17–0,62) Тренировки с ИМК способствуют функциональному восстановлению мозга (большой размер эффекта; CPC индексов восстановления по фМРТ или ЭЭГ — 1,11; ДИ: 0,64–1,59)
W. Yang с соавт., 2021 [16]	13 РКИ (258 пациентов)	ИМК с различными парадигмами управления и видами обратной связи (без уточнения); различные группы контроля	Преимущество ИМК перед контролем (CPC=0,56; ДИ: 0,29–0,83; $p<0,001$) Большой размер эффекта в подгруппе с подострым инсультом (CPC=1,10; ДИ: 0,20–2,01; $p=0,02$) Средний размер эффекта в подгруппе с хроническим инсультом (CPC=0,51; ДИ: 0,09–0,92; $p=0,02$) Статистически значимых различий в эффективности ИМК между группами с подострым и хроническим инсультом не выявлено ($p=0,24$)
S. Mansour с соавт., 2022 [17]	12 РКИ (298 пациентов)	ИМК с парадигмой ПД или СД, с различными видами обратной связи; различные группы контроля	Преимущество ИМК в краткосрочной эффективности (большой размер эффекта, g Хеджеса — 0,73) и через 2–36 нед наблюдения (малый размер эффекта, g Хеджеса — 0,33) Более высокий размер эффекта в исследованиях с парадигмой СД, чем с парадигмой ПД (g Хеджеса — 1,21 и 0,55 соответственно) Для ИМК–ФЭС выявлен самый высокий размер эффекта (g Хеджеса — 1,2) по сравнению с ИМК, подключенными к роботу, или с визуальной обратной связью Использование показателей спектральной плотности мощности в одном частотном диапазоне сопровождается более высоким размером эффекта, чем применение банка фильтров для выделения сигналов в нескольких частотных диапазонах с последующим преобразованием (g Хеджеса — 1,25 и –0,23 соответственно)
Y. Peng с соавт., 2022 [18]	16 РКИ (488 пациента)	ИМК с различными парадигмами управления (без уточнения) и видами обратной связи (без уточнения); различные группы контроля	Преимущество ИМК перед контролем (CPC=0,53; ДИ: 0,26–0,80; $p<0,05$) Преимущество ИМК в отношении увеличения активности в повседневной жизни по индексу Бартела (7 РКИ; CPC=1,67; ДИ: 0,61–2,74; $p<0,05$) Отсутствие преимущества ИМК в отношении спастичности по шкале Эшворта (6 РКИ; CPC=–0,10; ДИ: 0,50–0,30; $p=0,61$)
I. Nojima с соавт., 2022 [19]	16 РКИ и НрКИ (382 пациентов)	ИМК с различными парадигмами управления и видами обратной связи; различные группы контроля	Преимущество ИМК перед контролем (CPC=0,48; ДИ: 0,16–0,80; $p=0,006$) Для ИМК–ФЭС выявлена тенденция самого высокого размера эффекта (CPC=1,01; ДИ: 0,03–2,04) Применение простых алгоритмов управления по амплитуде или степени подавления сенсомоторного ритма с отведений над моторной корой сопровождается более высоким размером эффекта (CPC=0,74), чем использование более сложных алгоритмов классификации от многих отведений со всей поверхности головы (CPC=–0,12)
Y.L. Xie с соавт., 2022 [20]	17 РКИ (410 пациентов)	ИМК с различными парадигмами управления (без уточнения) и видами обратной связи;	Преимущество ИМК перед контролем (CPC=0,62; ДИ: 0,34–0,80; $p<0,0001$) Большой размер эффекта в подгруппе с подострым инсультом (CPC=1,11; ДИ: 0,22–1,99; $p=0,01$)

Литература	Количество исследований и пациентов	Основные характеристики ИМК и контроля	Основные результаты
		различные группы контроля	Средний размер эффекта в подгруппе с хроническим инсультом (CPC=0,68; ДИ: 0,32–1,03; p=0,0002) Для ИМК–ФЭС выявлен самый высокий размер эффекта (CPC=1,11; ДИ: 0,67–1,54; p<0,00001) по сравнению с ИМК, подключенными к роботу или с визуальной обратной связью Преимущество ИМК в отношении увеличения активности в повседневной жизни по индексу Бартела (3 РКИ; CPC=1,12; ДИ: 0,65–1,60; p<0,00001)
Y.Z. Shou с соавт., 2023 [21]	11 РКИ (334 пациентов)	ИМК с различными парадигмами управления (без уточнения) и видами обратной связи (без уточнения); в группе сравнения — имитация ИМК	Преимущество ИМК перед контролем по ШФМ–ВК (PC=4,78; ДИ: 1,90–7,65; p=0,001) Преимущество ИМК по модифицированному индексу Бартела (CPC=7,37; ДИ: 1,89–12,84; p=0,008) Не установлено преимуществ ИМК перед контролем по MAL, шкале ARAT и тесту двигательной функции Фольфа

З д е с ь: 95% ДИ — доверительный интервал; ИМК — интерфейс мозг–компьютер; НрКИ — нерандомизированное контролируемое исследование; ПД — представление движения; РКИ — рандомизированное контролируемое исследование; РС — разница в средних; СД — стремление совершить движение; CPC — стандартизированная разность средних; ТЭС — транскраниальная электрическая стимуляция мозга; фМРТ — функциональная магнитно-резонансная томография; ФЭС — функциональная электростимуляция; ШФМ–ВК — шкала Фугл–Мейера для верхней конечности; ЭЭГ — электроэнцефалограмма; ARAT — Action Research Arm Test; MAL — Motor activity log.