

Интерфейс мозг-компьютер как новая технология нейрореабилитации

О.А. Мокиенко, Л.А. Черникова, А.А. Фролов

Научный центр неврологии РАМН;
Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (Москва)

Интерфейсы мозг-компьютер (ИМК) – это инвазивные или неинвазивные технологии, позволяющие преобразовывать некоторые нейрофизиологические сигналы в команды, адресованные внешнему техническому устройству или компьютеру. В последние годы данные технологии активно разрабатывают для применения в реабилитации пациентов с неврологическими заболеваниями. Такие интерфейсы могут служить средством взаимодействия с окружающим миром для больных с синдромом locked-in. С помощью интерфейсов пациенты с двигательными нарушениями могли бы управлять роботизированными протезами, инвалидной коляской и прочими внешними техническими устройствами. Применение интерфейсов с биологической обратной связью может способствовать правильной реорганизации коры головного мозга при ее повреждении. Согласно данным проведенных исследований, пациенты с неврологическими нарушениями способны овладевать технологией интерфейс мозг-компьютер. Тем не менее, для дальнейшей оценки потенциальной роли технологии ИМК в реабилитации пациентов с неврологическими заболеваниями необходимы более крупные контролируемые клинические исследования.

Ключевые слова: интерфейс мозг-компьютер, постинсультный гемипарез, нейрореабилитация

Устройство и разновидности интерфейса мозг-компьютер

С тех пор как в начале XX века на основе исследований Ганса Бергера была разработана электроэнцефалография, умы многих ученых озарила идея о возможности считывания мыслей человека при помощи регистрации активности мозга. Последние достижения в области разработки и усовершенствования датчиков и увеличения вычислительной емкости компьютеров привели к созданию в 1970-х годах интерфейсов мозг-компьютер (ИМК) или по-английски – Brain-Computer Interface (BCI) [53]. Эти системы позволяют осуществлять прямое преобразование данных об электрической или метаболической активности мозга человека или животного в сигналы управления внешним техническим устройством.

Существуют интерфейсы, в которых в качестве сигналов, отражающих активность мозга, используются электрокортикограмма (ЭКоГ) или импульсная активность нейронов, регистрируемых одним или множеством вживляемых в ткань мозга микроэлектродов. Эти системы являются инвазивными [14, 17, 47, 51, 52]. В неинвазивных интерфейсах производится регистрация электроэнцефалограммы (ЭЭГ) или магнитоэнцефалограммы (МЭГ) [4, 7, 32, 40, 58]. Последними разработками в данном направлении стали интерфейсы, основанные на применении функциональной магнитно-резонансной томографии (фМРТ) или спектроскопии в ближней инфракрасной области [48].

В последние годы ИМК активно разрабатывают для применения в нейрореабилитации. Существует два основных направления разработки интерфейсов для этой цели. Первое направление – так называемые вспомогательные (assistive) интерфейсы, которые могут оказаться единственным каналом общения с окружающим миром для больных с выраженными двигательными нарушениями конечно-

стей или мимической мускулатуры (при постинсультном или посттравматическом парезе, боковом амиотрофическом склерозе и др.) [4, 26]. Пациенты с помощью интерфейса смогли бы управлять роботизированным протезом руки, инвалидной коляской, функциональной электростимуляцией (ФЭС), специфически активирующей парализованные мышцы, и прочими внешними техническими устройствами [22, 42, 52]. В последнее время особое внимание уделяется разработке другого направления применения ИМК – так называемых восстановительных (restorative) интерфейсов, обучение с помощью которых, благодаря биологической обратной связи, могло бы способствовать реорганизации коры головного мозга при ее повреждениях [9, 10, 13, 15, 37, 44].

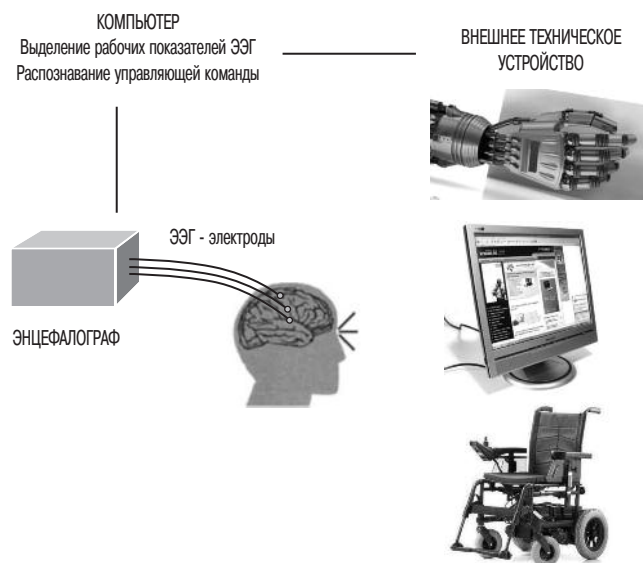


рис. 1: Общая схема системы интерфейс мозг-компьютер на примере ЭЭГ-ИМК.

В общем случае схема ИМК следующая. Сигналы активности мозга регистрируются с поверхности головы или с помощью вживляемых электродов. С помощью компьютерной обработки из полученных сигналов выделяются компоненты, значимые для управления внешним устройством. Затем происходит преобразование этих компонентов и формирование команды, передаваемой на внешнее устройство, например, монитор компьютера, обеспечивающий выбор нужного слова или буквы; манипулятор инвалидной коляски; или протез руки (рис. 1). В ИМК, как правило, так же входит система, поставляющая мозгу информацию о результатах выполнения команды (обычно с помощью зрения).

Инвазивные ИМК

В середине девяностых годов XX века после многолетних экспериментов на животных начались исследования по применению ИМК для восстановления слуха, зрения или двигательных функций у людей. При этом для восстановления зрительной или слуховой функции использовались ИМК, обеспечивающие одностороннюю передачу информации от компьютера к мозгу, а для восстановления двигательной функции – от мозга к компьютеру.

Исследователи из Университета Эмори в Атланте, F. Kennedy и R. VaKay, в 1998 году впервые установили имплантат в головной мозг человека с целью восстановления двигательной функции [23]. Пациентке, страдающей боковым амиотрофическим склерозом с синдромом locked-in, были вживлены нейротрофические электроды, и в течение нескольких месяцев производилась запись активности нейронов ее головного мозга. Пациентка смогла контролировать нейронные сигналы, передавая тем самым команды внешнему устройству. Это были сигналы с

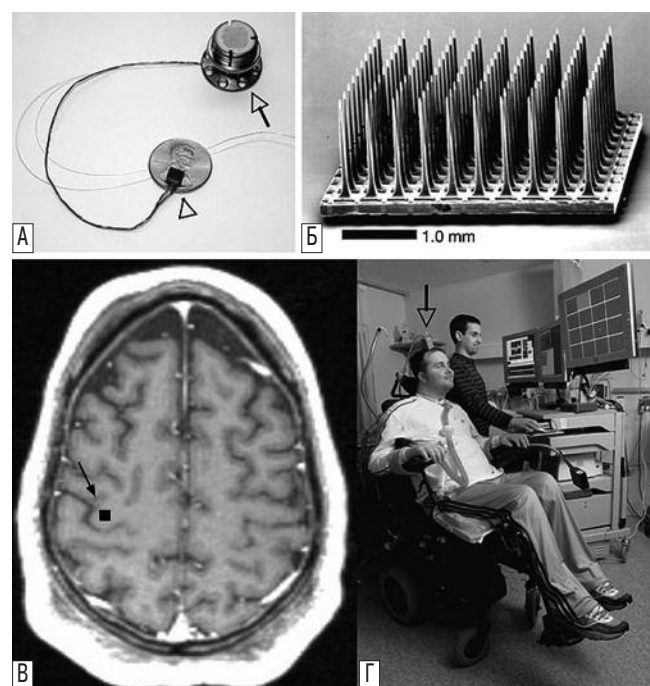


рис. 2: Инвазивный интерфейс мозг-компьютер.

А – датчик BrainGate; Б – микрофотография датчика с электродами, 96 из которых регистрируют активность нейронов; В – место имплантации датчика (прецентральная извилина); Г – пациент с тетраплегией, которому впервые была вживлена система BrainGate [22].

двумя степенями свободы, по типу включение/выключение. Данное исследование стало важным шагом в поиске методов, предоставляющих пациентам с синдромом locked-in возможность управлять окружающими их приборами. Кроме того, исследователи показали, что с помощью ИМК, при подаче сигнала от мозга стимулятору мышцы (электромиостимуляция), возможна активация движений в парализованной конечности.

В 2005 году двум пациентам с тетраплегией в первичную моторную кору были имплантированы чипы BrainGate из 96 микроэлектродов (рис. 2). Было показано, что даже через три года после травмы спинного мозга намерение совершить движение рукой модулирует импульсную активность нейронов. Исследователями были разработаны декодирующие устройства, предоставляющие возможность «нейронным курсором» открывать электронную почту и управлять такими внешними техническими устройствами, как телевизор. Кроме того, после нескольких тренировок пациенты с тетраплегией при помощи интерфейса могли манипулировать протезом руки и выполнять элементарные действия с многосуставной роботизированной рукой [22].

Результаты этих исследований показали, что протезы, управляемые активностью нейронов коры головного мозга, могли бы стать новыми ценными нейротехнологиями для восстановления независимости людей с тетраплегией.

В исследованиях менее инвазивного подхода – эпидурально имплантированной сети электрокортикографических (ЭКоГ) электродов было показано, что для обучения контролю перемещения курсора с помощью такого интерфейса требуется всего несколько минут [20, 29]. Основанный на ЭКоГ интерфейс, кроме лучшего топографического разрешения по сравнению с неинвазивными подходами [20, 49], обладает лучшим соотношением сигнал/шум из-за отсутствия электромиографического зашумления и других артефактов [3]. Количество степеней свободы, которого можно достичь с помощью ЭКоГ-сетки путем декодирования потенциалов локального поля, связанных с движением, пока неизвестно и является вопросом исследований.

Неинвазивные вспомогательные и восстановительные ИМК

Выделить сигналы мозга и расшифровать их в режиме реального времени с помощью неинвазивных методов регистрации активности мозга – задача весьма трудная, но выполнимая [8, 27, 54]. Средняя скорость связи, достигаемая при неинвазивном ИМК у людей, колеблется в пределах 5–25 бит в минуту [25], т. е. в минуту может быть правильно классифицировано до 25 бинарных (да/нет) выборов.

Сигналами, отражающими активность мозга в данном случае могут быть ЭЭГ-, МЭГ-, BOLD-сигналы и т.д. Однако наибольшее число исследований касается использования электрических сигналов. Для регистрации МЭГ или распределения и интенсивности кровотока в мозге требуются громоздкое и дорогостоящее оборудование.

Проведены исследования, в которых пациенты с синдромом locked-in сначала обучались воспроизводить положительные или отрицательные медленные корковые потенциалы (МКП) по команде звуковым знаком и после достижения более чем 70%-ного воспроизведения, на экране компьютера представлялись буквы или слова. Отдельная

буква выбиралась путем произвольного возникновения медленных корковых потенциалов в ответ на ее предъявление на мониторе [4, 5, 38, 58]. Более сорока пациентов с боковым амиотрофическим склерозом на различных этапах заболевания обучались контролировать МКП с помощью интерфейса, в конечном итоге семь из этих пациентов с синдромом locked-in смогли продолжать использовать эту технологию.

Другим проверенным ЭЭГ-сигналом для управления ИМК стал P300 на основе связанных с событиями потенциалов мозга [19]. В то время как управлению медленными корковыми потенциалами и сенсорно-моторными ритмами обучаются посредством зрительной и слуховой обратной связи (что требует до десяти тренировочных сессий, прежде чем будет достигнут надежный контроль), для P300-ИМК такая интенсивная подготовка не обязательна. Скорость передачи информации в P300-ИМК может достигать 20–25 бит в минуту [28], но требует очень высокого уровня внимания, что часто не соблюдаются людьми с неврологическими или психическими расстройствами.

Сенсорно-моторные ритмы (СМР) являются одним из наиболее изученных ЭЭГ-сигналов, используемых для независимого контроля ИМК. Открытие СМР восходит к ранним 1950-м: ритм в диапазоне 8–13 Гц над первичными областями соматосенсорной и двигательной коры в отсутствие сенсорного входа или движения получил название μ -ритма по предложению Gastaut [21]. В зависимости от местоположения, частоты и реакции на сенсорные вход или выход, были выделены различные компоненты μ -ритма [42]. Движение или подготовка к движению некоторого исполнительного органа обычно сопровождается уменьшением (или десинхронизацией, связанной с событием) μ - и β -ритмов в корковых представительствах этого органа. В исследовании с участием пациентов, перенесших инсульт, также было показано, что при выполнении движения и при его представлении задействованы в основном компоненты нижних частот β -ритма (16–22 Гц) и μ -ритма (9–14 Гц) как для здоровой, так и для парализованной руки [36]. Увеличение μ -ритма т.е. синхронизация, связанная с событием, наблюдается после движения и во время ослабления.

Открытие таких явлений, как десинхронизация и синхронизация ритма, связанных с событием (моторная деятельность, представление и планирование движения), послужило основой для разработки ИМК, управляемого сенсорно-моторными ритмами [39]. Имеется несколько соображений, почему именно μ - и β -ритмы являются наиболее перспективными для использования в ИМК. Во-первых, эти ритмы ассоциируются с областями мозга, которые наиболее прямо связаны с моторным выходом. Во-вторых, десинхронизация μ -ритма не требует реальных движений, а только их воображения. Таким образом, естественным типом ментальной деятельности, который может быть распознан в системе ИМК, является просто представление движения какого-либо исполнительного органа. В-третьих, представления движений разных органов создают разное распределение активности по поверхности коры и, соответственно, разные пространственные паттерны ЭЭГ, что облегчает задачу классификатора интерфейса [33].

Как важный шаг для развития вспомогательных и восстановительных ИМК-систем, основанных на регистрации СМР, несколькими группами ученых был проведен ряд исследований с целью определить, способны ли пациенты,

перенесшие инсульт, научиться контролировать свой μ -ритм [9, 10, 34, 40, 41, 44, 57, 59].

В 2003 году группа под руководством Pfurtscheller представила ИМК на основе регистрации сенсорно-моторного ритма. Благодаря модуляции СМР, парализованный пациент мог во время мысленного представления сжатия руки контролировать это движение через функциональную электростимуляцию [42].

Для предварительного исследования, проведенного Meng с коллегами в 2008 году, был разработан интерфейс, также позволяющий управлять стандартной функциональной электростимуляцией ЭЭГ-сигналами при намерении пользователя совершить движение кистью. Исследователи предположили, что в соответствии с теорией двигательного обучения такое активное участие пациента будет иметь большое значение для двигательной реабилитации. В данном исследовании приняли участие два пациента с постинсультным гемипарезом. После 10 сеансов тренировки количество ошибок управления интерфейсом составляло менее 20%. Но данных об эффективности применения данной технологии для восстановления функции руки не приведено [35].

Daly с соавторами описывают случай успешного овладения пациентом навыка управлять на основе модуляции СМР-ритма функциональной электростимуляцией, что сопровождалось улучшением двигательной функции. Пациент в возрасте 43 лет через 10 месяцев после инсульта с поражением, затрагивающим корковую и подкорковую области лобной и теменной доли слева, прошел 9 сеансов ИМК-тренинга в течение 3 недель [15]. Во время тренировок пациент должен был либо представлять, либо пытаться совершать движения пальцами на пораженной стороне. При этом устойчивая десинхронизация СМР-ритма преобразовывалась в активацию устройства ФЭС. До тренинга пациент не мог активно разгибать пострадавший указательный палец. Во время сеансов ИМК пациент достиг хорошего контроля воспроизведения (более 88% после 8 из 9 сеансов за попытку совершить движение) и восстановил разгибание указательного пальца на 26 градусов после девятой сессии.

Ang с коллегами проводили контролируемое исследование с участием 8 здоровых добровольцев и 35 пациентов с постинсультным гемипарезом. Цель исследования заключалась в сравнении способности здоровых людей и пациентов, перенесших инсульт, управлять внешним техническим устройством с помощью технологии ИМК. Показано, что обучаемость для группы пациентов и здоровых людей сопоставима. К тому же, не выявлено корреляции между успешностью выполнения задания и степенью неврологического дефицита по шкале Fugl-Meyer [2].

Интерфейсы могут служить не только вспомогательными технологиями, позволяющими управлять роботизированным аппаратом, функциональной электростимуляцией или другим внешним техническим прибором. Возможно также применение ИМК в качестве восстановительных технологий, индуцирующих процессы нейропластичности в ЦНС. Внедрение восстановительных ИМК в клиническую практику тесно связано с развитием и успехами технологии биологической обратной связи (БОС) и ее использованием для целенаправленно афферентного или эфферентного регулирования мозговой деятельности – что имеет некоторый положительный эффект в лечении различных неврологических и психических расстройств [6].

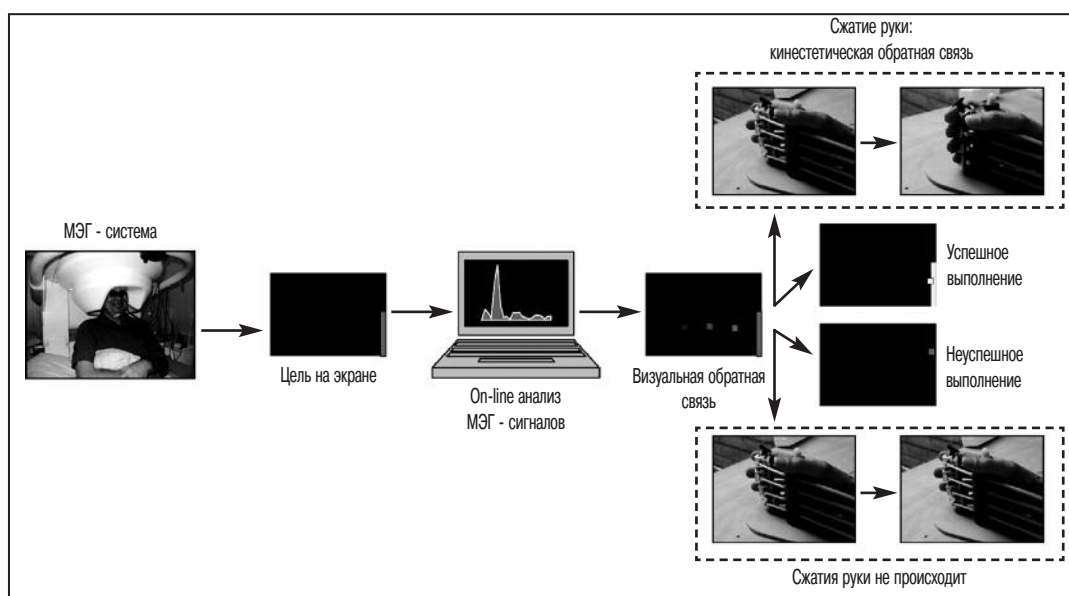


рис. 3: Интерфейс, основанный на регистрации МЭГ-сигналов с предоставлением визуальной и кинестетической обратной связи [10].

При использовании интерфейсов с БОС субъекты в режиме реального времени получают визуальную, слуховую или тактильную информацию об активности головного мозга, и им дается задание добровольно изменить, например, определенный тип ЭЭГ [6, 45]. Обратная связь содержит информацию о степени успеха в управлении активностью мозга. Эффективность БОС на основе модуляции собственного ЭЭГ-ритма также показана при эпилепсии [24, 46], синдроме дефицита внимания и гиперактивности [18, 50], хроническом болевом синдроме [31] и полном параличе после инсульта [41].

Согласно результатам исследования Platz, способность к десинхронизации СМР в области пораженного полушария во время острой и подострой фаз инсульта коррелирует со степенью восстановления двигательной функции [43]. Это согласуется с исследованиями фМРТ, проведенными у пациентов, перенесших инсульт, которые предполагают связь повышенной активности в первичной моторной коре на стороне поражения с функциональным восстановлением, в то время как вовлечение контралатеральной очагу поражения моторной коры во время движения пострадавшей руки было связано с плохим двигательным восстановлением [11, 55]. Таким образом, предполагается, что восстановительные интерфейсы на основе БОС, во-первых, способствуют более адекватной активации ЦНС (например, относительно латерализации) и, во-вторых, индуцируют пластичность ЦНС, что способствует восстановлению нормального управления движением, возможно, посредством переключения нейронов и укрепления синапсов ослабленных или ранее ингибированных моторных сетей.

О применении основанного на регистрации МЭГ-сигналов ИМК для управления курсором на экране и одновременно ортезом, фиксировано прикрепленным к парализованной руке, сообщают Vuch с коллегами [10]. В исследовании были включены 8 пациентов с постинсультной пlegией руки (с резидуальным разгибанием пальцев, 0,5 баллов по Medical Research Council scale). У всех пациентов было подтверждено наличие одного очага подкорковой, корковой или смешанной локализации, давность заболевания составляла минимум 1 год. Пациентам было проведено от 13 до 22 тренингов. Суть задания заключалась в том, чтобы переместить курсор на мониторе по направлению к

цели (вверх или вниз) с помощью произвольного модулирования амплитуды μ -ритма, возникающего в сенсомоторной области коры при намерении совершить движение (то есть десинхронизация μ -ритма преобразовывалась в движение курсора на экране). Пациенты с помощью визуальной (передвижение курсора на экране) и кинестетической (сжатие ортеза) обратной связи получали информацию об активности головного мозга. При успешном выполнении задания (когда курсор соединялся с целью) происходило сжатие ортеза, прикрепленного к парализованной руке (рис. 3). После тренинга успешное выполнение задания наблюдалось у 6 из 8 пациентов и было связано с увеличением специфичности модуляции μ -ритма, регистрируемого с датчиков, расположенных ипсилатерально (у 4 пациентов) или контралатерально (у 2 пациентов) очагу поражения. Тем не менее, движение руки без ортеза не улучшилось, то есть функционального восстановления не наблюдалось.

Совсем недавно были опубликованы результаты исследования, в котором сочетались обучение управлению ИМК и целенаправленная физическая терапия у постинсультного пациента [9]. 67-летний пациент с гемипарезом, перенесший субкортикальное кровоотечение, получил три блока тренинга с применением ИМК в сочетании с физическими тренировками в течение 12 месяцев. До тренинга у пациента не было активных движений пальцами, в быту он зависел от помощи окружающих и передвигался в инвалидной коляске на расстоянии не больше, чем полмили. Каждый реабилитационный блок состоял из ежедневных 30-дневных тренингов с применением интерфейса, основанного на регистрации СМР. Для первого блока было использовано 275 МЭГ-датчиков, во втором и третьем блоках регистрировались ЭЭГ-сигналы. Целенаправленная физическая терапия продолжалась 12 месяцев. В ходе исследования неоднократно оценивали двигательную функцию руки, походку (используя шкалы Fugl-Meyer, FMA, Wolf Motor Function Test, WMFT, и Ashworth) и реорганизацию мозга. Через год показатели по FMA, WMFT и Ashworth улучшились в среднем на 46,6%. Пациент уже мог разжимать кисть парализованной руки и самостоятельно проходить расстояния более половины мили. Анализ спектральных амплитуд данных МЭГ, отражающих активность коры головного мозга, показал значительно более выраженную

десинхронизацию СМР пораженного полушария во время представления движения и его выполнения. Для оценки нейропластических изменений параллельно с клинической оценкой применялся метод мультимодальной нейровизуализации на основе фМРТ и диффузионно-тензорной методики визуализации [13]. Анализ психофизиологического взаимодействия показал, что активность премоторной коры коррелировала с активностью первичной и вторичной сенсомоторной области на стороне повреждения. На основе результатов обследования спинного мозга было предложено, что передние волокна кортико-спинального тракта, начинающиеся в передней части первичной моторной коры (M1) или в премоторной коре, могли играть роль в наблюдаемом клиническом улучшении. Выявлена повышенная активность в дорсальной премоторной области и дополнительных моторных областях на стороне повреждения в конце последнего блока терапии. На основании полученных данных, авторы предположили, что тренинг с ИМК на основе регистрации СМР в сочетании с целенаправленной физиотерапией мог вызывать полезные нейропластические изменения в прилегающих к зоне повреждения областях, что могло способствовать восстановлению двигательной функции.

В другом исследовании участвовали пациенты в подостром и хроническом периодах инсульта (1–35 месяцев после инсульта) с преимущественно подкорковым поражением головного мозга (80%), которые получали реабилитацию либо с роботизированными устройствами (N = 10) либо с ИМК (N = 8), 12 сеансов в течение 4 недель [1]. У пациентов первой группы к парализованной руке прикреплялось роботизированное устройство (MIT-Manus). Участникам было поручено двигать паретичной рукой в соответствии с целью, визуально представленной на экране перед ними. Если пациент не мог выполнять движения сам, робот оказывал помощь и активно направлял руку пациента к цели. В группе ИМК движения производились, только если во время исследования можно было выявить десинхронизацию сенсомоторного ритма над пораженным полушарием. Обе группы оценивались клинически с помощью шкалы FMA до и после тренировки. До начала тренинга показатели FMA варьировали от 4 до 61 баллов (в среднем $29,7 \pm 17,7$). У группы ИМК было большее улучшение, и результат через 2 месяца после реабилитации был лучше, по сравнению с группой, которая получила реабилитацию с роботизированными устройствами.

С целью проверить возможность применения реабилитационной программы, включающей физическую тренировку и тренировку с применением восстановительного ИМК, учеными из Ирландии было проведено исследование, в котором приняли участие 5 пациентов с постинсультным гемипарезом [44]. У больных было до двенадцати 30-минутных сеансов тренировки с применением ИМК по 2 дня в неделю в течение 6 недель (в сочетании с сеансами физической тренировки аналогичной продолжительности). Задание заключалось в воображении сжатия руки, обратная связь предоставлялась визуально, в виде движущейся точки на экране. Об эффективности биологической обратной связи при использовании ИМК судили по показателю точности классификации. Для оценки восстановления функции верхней конечности использовали набор выходных параметров, включая балл по тесту ARAT и силу захвата, регулярно оценивался уровень усталости и настроение. У всех пациентов наблюдалось улучшение хотя бы одного из учитываемых выходных параметров. Авторы сделали вывод, что применение ИМК для воображения движения является методом, пригодным для

включения в протокол постинсультной реабилитации, который сочетает и физические упражнения, и тренировку воображения движения под контролем ИМК.

В последнее время также разрабатываются ИМК на основе регистрации BOLD-сигнала с помощью функциональной магнитно-резонансной томографии [12, 16, 56, 60]. В 2003 Weiskopf, Birbaumer и др. [56] предположили, что система фМРТ-ИМК могла бы быть действенным средством для лечения различных заболеваний. Было показано, что внутрикорковая активность тесно связана с локальным изменением кровотока и BOLD-сигналом [30] и что сознательная регуляция BOLD активности в корковых и подкорковых областях, таких как миндалина, передний отдел поясной извилины, островок и парагиппокампальная извилина, влечет за собой перестройку связей между этими областями [12]. Также было показано, что использование в режиме реального времени фМРТ-ИМК может повлиять на восприятие боли [16].

Спектроскопия в ближней инфракрасной области является неинвазивным методом, основанным на оценке изменения метаболизма головного мозга. Используя несколько пар или каналов источников и детекторов излучения, работающих на двух или более дискретных длинах волн в ближнем инфракрасном диапазоне (700–1000 нм), можно определить церебральную оксигенацию и кровотоков в отдельных районах поверхности коры. Степень увеличения регионального мозгового кровотока превосходит увеличение регионального церебрального метаболизма кислорода, в результате чего во время повышенной потребности в кислороде уменьшается уровень дезоксигемоглобина в венозной крови. Таким образом, в активированных областях мозга можно определить увеличение общего гемоглобина и оксигемоглобина, сопровождающееся снижением дезоксигемоглобина. Последние разработки портативных систем делают спектроскопию в ближней инфракрасной области перспективным методом для разработок и исследований неинвазивного ИМК [37, 48].

Заключение

Результаты исследований применения ИМК в клинике дают основания полагать, что данной технологией могут овладеть пациенты с неврологическими нарушениями. Для дальнейшей оценки потенциальной роли вспомогательной и восстановительной технологии ИМК в реабилитации пациентов с неврологическими заболеваниями необходимы более крупные контролируемые клинические исследования, необходимо определить и хорошо описать анатомические и функциональные предпосылки для успешного обучения контролю ИМК и механизмы, лежащие в основе клинических улучшений. Поскольку не всем людям удается обучение управлению внешними техническими устройствами с помощью ИМК, стратегии улучшения обучения ИМК представляли бы особый интерес. Таким образом, чтобы ИМК стали более совершенными и нашли признание в клинической практике, необходимы совместные усилия разработчиков и деятелей фундаментальной науки. Дальнейшие разработки систем ИМК будут вестись на основе более глубокого изучения нейрофизиологических свойств и особенностей "поведения" соответствующих зон головного мозга. Это позволит значительно расширить диапазон команд управления. Также необходима разработка новых, более простых и удобных для пациентов сенсорных технологий снятия электроэнцефалограмм и с этой целью создают беспроводные электроды.

Список литературы

1. Ang K.K., Guan C., Chua K.S. et al. Clinical study of neurorehabilitation in stroke using EEG-based motor imagery brain-computer interface with robotic feedback. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2010; 2010: 5549–5552.
2. Ang K.K., Guan C., Chua K.S. et al. A clinical evaluation of non-invasive motor imagery-based brain-computer interface in stroke. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2008; 2008: 4178–4181.
3. Ball T., Kern M., Mutschler I. et al. Signal quality of simultaneously recorded invasive and non-invasive EEG. *Neuroimage.* 2009 Jul. 1; 46 (3): 708–716.
4. Birbaumer N., Ghanayim N., Hinterberger T. et al. A spelling device for the paralysed. *Nature* 1999 Mar. 25; 398 (6725): 297–298.
5. Birbaumer N., Hinterberger T., Kubler A., Neumann N. The thought-translation device (TTD): neurobehavioral mechanisms and clinical outcome. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2003 Jun.; 11 (2): 120–123.
6. Birbaumer N., Ramos Murguialday A., Weber C., Montoya P. Neurofeedback and brain-computer interface clinical applications. *Int. Rev. Neurobiol.* 2009; 86: 107–117.
7. Blankertz B., Dornhege G., Krauledat M. et al. The non-invasive Berlin Brain-Computer Interface: fast acquisition of effective performance in untrained subjects. *Neuroimage* 2007 Aug. 15; 37 (2): 539–550.
8. Bradberry T.J., Gentili R.J., Contreras-Vidal J.L. Reconstructing three-dimensional hand movements from noninvasive electroencephalographic signals. *J. Neurosci.* 2010 Mar. 3; 30 (9): 3432–3437.
9. Broetz D., Braun C., Weber C. et al. Combination of brain-computer interface training and goal-directed physical therapy in chronic stroke: a case report. *Neurorehabil. Neural. Repair.* 2010 Sep.; 24 (7): 674–679.
10. Buch E., Weber C., Cohen L.G. et al. Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke. *Stroke* 2008 Mar.; 39 (3): 910–917.
11. Calautti C., Naccarato M., Jones P.S. et al. The relationship between motor deficit and hemisphere activation balance after stroke: A 3T fMRI study. *Neuroimage* 2007 Jan. 1; 34 (1): 322–331.
12. Caria A., Veit R., Sitaram R. et al. Regulation of anterior insular cortex activity using real-time fMRI. *Neuroimage* 2007 Apr. 15; 35 (3): 1238–1246.
13. Caria A., Weber C., Broetz D. et al. Chronic stroke recovery after combined BCI training and physiotherapy: A case report. *Psychophysiology* 2011 Apr.; 48 (4): 578–582.
14. Carmena J.M., Lebedev M.A., Crist R.E. et al. Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates. *PLoS Biol.* 2003 Nov.; 1 (2): E42.
15. Daly J.J., Cheng R., Rogers J. et al. Feasibility of a new application of noninvasive Brain Computer Interface (BCI): a case study of training for recovery of volitional motor control after stroke. *J. Neurol. Phys. Ther.* 2009 Dec.; 33 (4): 203–211.
16. deCharms R.C., Maeda F., Glover G.H. et al. Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 2005 Dec. 20; 102 (51): 18626–18631.
17. Donoghue J.P., Nurmikko A., Black M., Hochberg L.R. Assistive technology and robotic control using motor cortex ensemble-based neural interface systems in humans with tetraplegia. *J. Physiol.* 2007 Mar. 15; 579 (3): 603–611.
18. Fabiano G.A., Chacko A., Pelham W.E. et al. A comparison of behavioral parent training programs for fathers of children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Behav. Ther.* 2009 Jun.; 40 (2): 190–204.
19. Farwell L.A., Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1988 Dec.; 70 (6): 510–523.
20. Freeman W.J., Rogers L.J., Holmes M.D., Silbergeld D.L. Spatial spectral analysis of human electrocorticograms including the alpha and gamma bands. *J. Neurosci. Methods.* 2000 Feb. 15; 95 (2): 111–121.
21. Gastaut H., Terzian H., Gastaut Y. [Study of a little electroencephalographic activity: rolandic arched rhythm]. *Mars Med.* 1952; 89 (6): 296–310.
22. Hochberg L.R., Serruya M.D., Friehs G.M. et al. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature* 2006 Jul. 13; 442 (7099): 164–171.
23. Kennedy P.R., Bakay R.A. Restoration of neural output from a paralyzed patient by a direct brain connection. *Neuroreport.* 1998 Jun. 1; 9 (8): 1707–1711.
24. Kotchoubey B., Strehl U., Uhlmann C. et al. Modification of slow cortical potentials in patients with refractory epilepsy: a controlled outcome study. *Epilepsia* 2001 Mar.; 42 (3): 406–416.
25. Kubler A., Kotchoubey B., Kaiser J. et al. Brain-computer communication: unlocking the locked in. *Psychol. Bull.* 2001 May; 127 (3): 358–375.
26. Kubler A., Nijboer F., Mellinger J. et al. Patients with ALS can use sensorimotor rhythms to operate a brain-computer interface. *Neurology* 2005 May 24; 64 (10): 1775–1777.
27. Lebedev M.A., Nicolelis M.A. Brain-machine interfaces: past, present and future. *Trends Neurosci.* 2006 Sep.; 29 (9): 536–546.
28. Lenhardt A., Kaper M., Ritter H.J. An adaptive P300-based online brain-computer interface. *IEEE Trans Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2008 Apr.; 16 (2): 121–130.
29. Leuthardt E.C., Schalk G., Wolpaw J.R. et al. A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans. *J. Neural. Eng.* 2004 Jun.; 1 (2): 63–71.
30. Logothetis N.K., Pauls J., Augath M. et al. Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal. *Nature* 2001 Jul. 12; 412 (6843): 150–157.
31. Lotze M., Grodd W., Birbaumer N. et al. Does use of a myoelectric prosthesis prevent cortical reorganization and phantom limb pain? *Nat. Neurosci.* 1999 Jun.; 2 (6): 501–502.
32. McFarland D.J., Krusienski D.J., Sarnacki W.A. et al. Emulation of computer mouse control with a noninvasive brain-computer interface. *J. Neural. Eng.* 2008 Jun.; 5 (2): 101–110.
33. McFarland D.J., Miner L.A., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements. *Brain Topogr.* 2000 Spring; 12 (3): 177–186.
34. Mellinger J., Schalk G., Braun C. et al. An MEG-based brain-computer interface (BCI). *Neuroimage.* 2007 Jul. 1; 36 (3): 581–593.
35. Meng F., Tong K-yR., Chan S-tP. et al. BCI-FES training system design and implementation for rehabilitation of stroke patients. Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks; June; Hong Kong, China; IEEE World Congress on Computational Intelligence; 2008: 4103–4106.
36. Mohapp A., Scherer R., Keinrath C. et al. Single-trial EEG classification of executed and imagined hand movements in hemiparetic stroke patients. 3rd International BCI Workshop and Training Course; Graz 2006: 80–81.
37. Nagaoka T., Sakatani K., Awano T. et al. Development of a new rehabilitation system based on a brain-computer interface using near-infrared spectroscopy. *Adv. Exp. Med. Biol.* 2010; 662: 497–503.
38. Perelmouter J., Birbaumer N. A binary spelling interface with random errors. *IEEE Trans Rehabil. Eng.* 2000 Jun.; 8(2): 227–232.
39. Pfurtscheller G., Aranibar A. Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movement. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1979 Feb.; 46 (2): 138–146.
40. Pfurtscheller G., Graimann B., Huggins J.E., Levine S.P. Brain-computer communication based on the dynamics of brain oscillations. (Suppl.: *Clin Neurophysiol.*) 2004; 57: 583–591.
41. Pfurtscheller G., Guger C., Müller G. et al. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. *Neurosci. Lett.* 2000 Oct. 13; 292 (3): 211–214.
42. Pfurtscheller G., Müller G.R., Pfurtscheller J. et al. 'Thought'—control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neurosci. Lett.* 2003 Nov. 6; 351 (1): 33–36.
43. Platz T., Kim I.H., Engel U. et al. Brain activation pattern as assessed with multi-modal EEG analysis predict motor recovery among stroke patients with mild arm paresis who receive the Arm Ability Training. *Restor Neurol. Neurosci.* 2002; 20 (1–2): 21–35.

44. Prasad G., Herman P., Coyle D. et al. Applying a brain-computer interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery: a feasibility study. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2010; 7 (1): 60.
45. Rockstroh B., Birbaumer N., Elbert T., Lutzenberger W. Operant control of EEG and event-related and slow brain potentials. *Biofeedback Self Regul.* 1984 Jun.; 9 (2): 139–160.
46. Seifert A.R., Lubar J.F. Reduction of epileptic seizures through EEG biofeedback training. *Biol Psychol.* 1975 Nov.; 3 (3): 157–184.
47. Serruya M.D., Hatsopoulos N.G., Paninski L., Fellows M.R. et al. Instant neural control of a movement signal. *Nature* 2002 Mar. 14; 416 (6877): 141–142.
48. Sitaram R., Caria A., Birbaumer N. Hemodynamic brain-computer interfaces for communication and rehabilitation. *Neural. Netw.* 2009 Nov.; 22 (9): 1320–1328.
49. Staba R.J., Wilson C.L., Bragin A., Fried I., Engel J., Jr. Quantitative analysis of high-frequency oscillations (80–500 Hz) recorded in human epileptic hippocampus and entorhinal cortex. *J. Neurophysiol.* 2002 Oct.; 88 (4): 1743–1752.
50. Strehl U., Leins U., Goth G., Klinger C., Hinterberger T., Birbaumer N. Self-regulation of slow cortical potentials: a new treatment for children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Pediatrics* 2006 Nov.; 118 (5): 1530–1540.
51. Taylor D.M., Tillery S.I., Schwartz A.B. Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices. *Science* 2002 Jun. 7; 296 (5574): 1829–1832.
52. Velliste M., Perel S., Spalding M.C. et al. Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature* 2008 Jun. 19; 453 (7198): 1098–1101.
53. Vidal J.J. Toward direct brain-computer communication. *Annu Rev. Biophys. Bioeng.* 1973; 2: 157–180.
54. Waldert S., Preissl H., Demandt E. et al. Hand movement direction decoded from MEG and EEG. *J. Neurosci.* 2008 Jan. 23; 28 (4): 1000–1008.
55. Ward N.S., Cohen L.G. Mechanisms underlying recovery of motor function after stroke. *Arch. Neurol* 2004 Dec.; 61 (12): 1844–1848.
56. Weiskopf N., Veit R., Erb M. et al. Physiological self-regulation of regional brain activity using real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI): methodology and exemplary data. *Neuroimage* 2003 Jul.; 19 (3): 577–586.
57. Wolpaw J.R. Brain-computer interfaces as new brain output pathways. *J. Physiol.* 2007 Mar. 15; 579 (Pt 3): 613–619.
58. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J. et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin. Neurophysiol.* 2002 Jun.; 113 (6): 767–791.
59. Wolpaw J.R., McFarland D.J. Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 2004 Dec. 21; 101 (51): 17849–17854.
60. Yoo S.S., Fairney T., Chen N.K. et al. Brain-computer interface using fMRI: spatial navigation by thoughts. *Neuroreport.* 2004 Jul. 19; 15 (10): 1591–1595.

Brain-computer interface as a novel tool of neurorehabilitation

O.A. Mokienko, L.A. Chernikova, A.A. Frolov

Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS

Key words: brain-computer interface, post-stroke hemiparesis, neurorehabilitation

Brain-computer interfaces (BCIs) are invasive or non-invasive technologies allowing brain signals to be translated into commands of the external devices. Nowadays this technology is actively developing for the use in rehabilitation of patients with neurological diseases. Such interfaces can serve as a means of interaction with the outside world for patients with the «locked-in» syndrome. Using BCI patients with movement disorders

could control robotic prostheses, wheelchairs and other external technical devices. Interfaces with biofeedback can facilitate the reorganization of the damaged cortex. Patients with neurological disorders were found to be able to use brain-computer interface. Nevertheless, it is necessary to perform larger controlled clinical studies for the evaluation of BCI effectiveness in neurorehabilitation.

Контактный адрес: Мокиенко Олеся Александровна – асп. лаб. математической нейробиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН. 117485, Москва, ул. Бутлерова, д. 5а. Тел.: +7(495)334-42-31, +7(926)870-86-47; e-mail: Lesya.md@yandex.ru

Черникова Л.А. – докт. мед. наук, проф., зав. отделением нейрореабилитации и физиотерапии Научного центра неврологии РАМН;

Фролов А.А. – докт. биол. наук, проф., зав. лаб. математической нейробиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (Москва).