

УДК 612.821

ПРИНЦИПЫ НЕЙРОРЕАБИЛИТАЦИИ, ОСНОВАННЫЕ НА ИСПОЛЬЗОВАНИИ ИНТЕРФЕЙСА “МОЗГ–КОМПЬЮТЕР” И БИОЛОГИЧЕСКИ АДЕКВАТНОГО УПРАВЛЕНИЯ ЭКЗОСКЕЛЕТОНОМ

© 2013 г. А. А. Фролов^{1,4}, Е. В. Бирюкова¹, П. Д. Бобров^{1,4}, О. А. Мокиенко^{1,5}, А. К. Платонов²,
В. Е. Пряничников^{2,3}, Л. А. Черникова⁵

¹ Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва

² Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша РАН, Москва

³ Международная лаборатория “Сенсорика”, Москва

⁴ ФЭИ, Технический университет Остравы, Чешская Республика

⁵ Научный центр неврологии РАМН, Москва

Поступила в редакцию 10.12.2012 г.

Рассматриваются нейрофизиологические предпосылки создания и функционирования интерфейсов “мозг–компьютер” (ИМК), предназначенных для управления внешними техническими устройствами непосредственно электрическими сигналами мозга. Приводятся результаты исследования ИМК, основанного на распознавании паттернов ЭЭГ, соответствующих воображению движений конечностей. Обсуждается возможность реабилитации больных с двигательными нарушениями с помощью ИМК, основанного на воображении движений, и управляемого им экзоскелетона.

Ключевые слова: интерфейс “мозг–компьютер”, воображение движений, нейрореабилитация, экзоскелетон, естественные синергии, управление по обратной связи.

DOI: 10.7868/S0131164613020033

Применение интерфейса “мозг–компьютер” (ИМК), а также роботов (ортезов, экзоскелетон) в нейрореабилитации – новая и бурно развивающаяся область исследований. Одним из импульсов такого развития явилось обнаружение пластических изменений функциональной топографии первичной моторной коры в результате тренировки [1]. Довольно быстро было показано, что движение может восстановиться даже через несколько лет после того, как произошел инсульт [2, 3]. Это открыло новые возможности для нейрореабилитации: были разработаны принципы интенсивной, регулярной и мотивированной тренировки движений [4]. Экзоскелетоны оказались идеальными техническими устройствами, обеспечивающими реализацию этих принципов. Различные виды экзоскелетон уже активно применяются в клинике, а количество их разработок в последние 10 лет экспоненциально растет [5].

Можно привести следующие примеры экзоскелетон, успешно применяющихся для нейрореабилитации: ARM-Guide (Assistant Rehabilitation and Measurement Guide), который может активно способствовать (или препятствовать)

движениям в локте и плече [6]; MIME (Mirror-Image Movement Enabler), с помощью которого можно управлять движением предплечья и кисти по сигналам от здоровой руки [7]; BI Manu Track, стимулирующий сгибание–разгибание кисти и пронацию–супинацию предплечья обеих рук [8]; NeRobot (Neuro Rehabilitation Robot), обеспечивающий движения в трех степенях подвижности в плече и двух – в локте [9]; Haptic Master, не навязывающий “правильное” движение, а лишь исправляющий отклонения от него [10]; T-WREX (Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton), имеющий возможность блокировать “ненужные” (для тех или иных лечебных упражнений) степени подвижности конечности [11].

Экзоскелетоны часто сопрягаются с компьютерной игрой, в которой курсор отражает движение рабочей точки руки (джойстика в руке пациента). Пациент с помощью зрительной обратной связи может решать задачи компьютерных игр. В суставах некоторых экзоскелетон применяется пассивный пружинный механизм, обеспечивающий регулируемую разгрузку тренируемой руки. Это позволяет больному двигать рукой с мини-

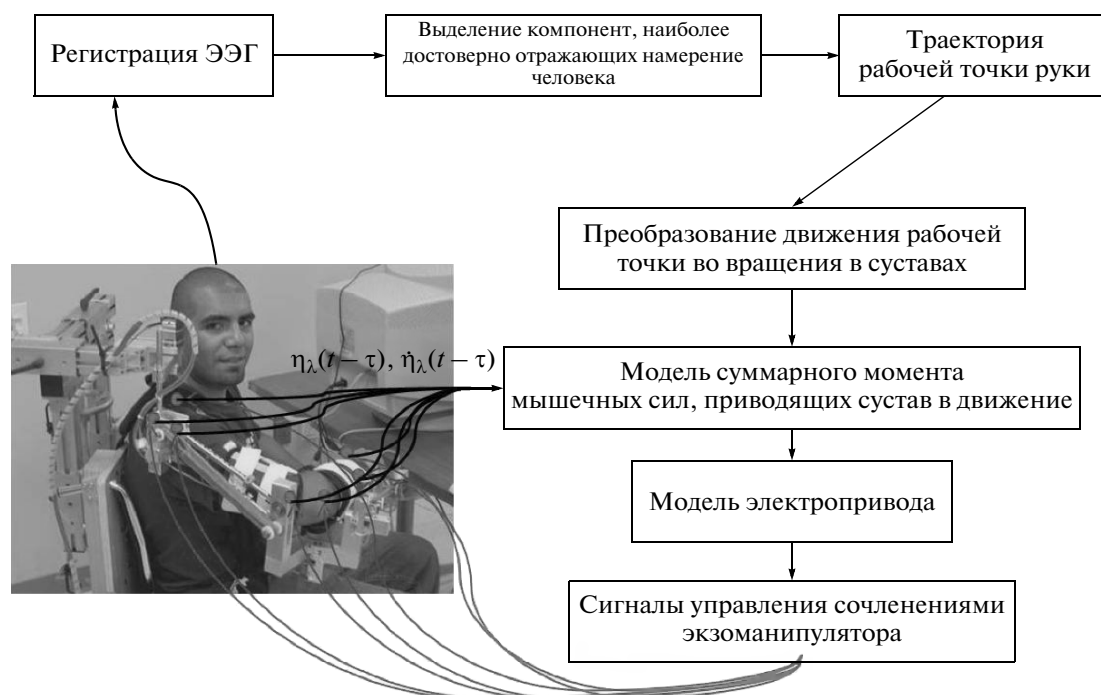


Рис. 1. Общая схема интерфейса “мозг–компьютер”. Сигналы активности мозга передаются в компьютер. С помощью компьютерной обработки в реальном времени из них выделяются компоненты, наиболее достоверно отражающие намерения человека. Эти компоненты используются для формирования команды, передаваемой на внешнее устройство (например, выбор нужного слова, буквы или иконки на экране компьютера; управление движением инвалидной коляски или экзоскелета руки).

мальными усилиями в суставах. В других экзоскелетах применяется активное управление суставами: их приводы реализуют “правильное” движение. Некоторые протоколы реабилитации предусматривают формирование “правильного” движения в ходе компьютерной игры с настраиваемыми параметрами. В других протоколах врач выполняет движения пассивной рукой пациента, эти движения регистрируются, а затем воспроизводятся с помощью экзоскелета.

В обзорах принципов действия экзоскелетов отмечают два аспекта: один, безусловно положительный, состоит в эффективности использования экзоскелетов в практике постинсультной реабилитации; другой состоит в том, что прогресс в разработке более совершенных экзоскелетов упирается в недостаточное понимание принципов управления движением со стороны центральной нервной системы (ЦНС) [12]. Однако даже известные принципы управления движением в живом организме пока мало используются при разработке системы управления экзоскелетом.

В настоящей статье излагаются три таких принципа: 1) управление внешним устройством (в частности, экзоскелетом) с использованием сигналов, непосредственно генерируемых мозгом, минуя естественную активность мышц и пе-

риферических нервов; 2) формирование двигательных синергий — координации суставных углов и моментов сил в суставах при движениях многосуставной конечности; 3) управление моментами мышечных сил в суставах по обратной связи от суставных углов.

ИНТЕРФЕЙС “МОЗГ–КОМПЬЮТЕР”

Общие принципы. Общая схема ИМК показана на рис. 1. Она включает систему получения сигналов активности мозга, ввода их в компьютер, классификацию данных в реальном времени, систему сопряжения с внешним устройством и систему обратной связи (зрительной или проприоцептивной), поставляющую информацию о результатах выполнения команды. Для создания ИМК используются два вида активности мозга: электрофизиологическая и гемодинамическая.

Электрофизиологическая активность обусловлена электрохимическими процессами, связанными с передачей информации между нейронами мозга. Она регистрируется в электро- (ЭЭГ) и магнитоэнцефалографии (МЭГ), когда датчики сигналов расположены вне головы, в электрокортикографии, когда датчики расположены на поверхности, но не в глубине мозга, и при внутрикорковом отведении активности отдельных ней-

ронов. Гемодинамическая активность обусловлена увеличением скорости доставки кислорода к активным областям мозга по сравнению с неактивными. Это приводит к локальным изменениям отношения концентраций оксигемоглобина и деоксигемоглобина. Изменения этого отношения могут регистрироваться с помощью функциональной магниторезонансной томографии или околоинфракрасной спектроскопии. В отличие от методов регистрации электрофизиологической активности, эти методы только косвенно отражают изменения активности нейронов в связи с выполняемой ментальной задачей.

Несмотря на то, что первый ИМК был создан еще в начале 70-х годов прошлого столетия [13, 14], в течение многих лет идея расшифровки мыслей и намерений человека по сигналам мозга казалась невыполнимой или выполнимой только в отдаленном будущем из-за высокой вариабельности и малой разрешающей способности этих сигналов. Кроме того, ИМК требует анализа сигналов мозга в реальном времени, и до недавнего времени соответствующие технологии или отсутствовали, или были слишком дороги. Однако за последние двадцать лет ситуация радикально изменилась. Если двадцать лет назад в исследования ИМК были вовлечены только 3 группы исследователей, а десять лет назад — 8, то в настоящее время их число превосходит 100. Соответственно, экспоненциально растет число публикаций по этой теме, увеличившись от 10 в 1993—1995 гг. до примерно 500 в 2008—2010 гг. [15, 16]. Наибольшее число исследований касается использования электрических сигналов. Для регистрации МЭГ требуются громоздкие и дорогостоящие устройства. То же касается использования гемодинамической активности. Поэтому далее обсуждаются только ИМК, основанные на использовании электрических сигналов мозга.

Многочисленные исследования позволили выделить паттерны активности мозга, характерные для совершения и воображения движений [17—19], а также для выполнения ментальных задач другого типа [20—22]. Таким образом, были выделены показатели электрической активности мозга, потенциально пригодные для ИМК.

Классификация типов ИМК. ИМК различаются по типу регистрируемых сигналов мозга и способам их преобразования в команды управления внешним устройством. ИМК, использующие в качестве сигнала потенциалы мозга, регистрируемые на поверхности головы (ЭЭГ), являются неинвазивными. ИМК, основанные на использовании множественной активности отдельных нейронов, являются инвазивными, так как эта активность регистрируется с помощью системы микроэлектродов, вживляемых в ткань мозга. Следует заметить, что, несмотря на несомненные

обнадеживающие результаты применения инвазивных ИМК, до их массового клинического применения еще довольно далеко. Главными препятствиями для этого являются: 1) недолгое время их эффективного функционирования из-за обрастания регистрирующих электродов соединительной тканью, приводящего к потере их электрического контакта с тканью мозга, и 2) возможность инфекционного заражения через открытое для кабелей трепанационное отверстие. Поэтому следует ожидать, что в ближайшие годы наиболее массово будут применяться неинвазивные ИМК.

ИМК подразделяются также на градуальные и дискретные. В градуальном ИМК выучивается новая сенсомоторная координация, связывающая активность мозга с направлением движения к цели непрерывным преобразованием. Типичный протокол эксперимента с градуальным ИМК, основанным на анализе ЭЭГ, состоит в инструкции испытуемому смещать курсор компьютера к произвольной цели на экране с помощью ментального усилия [23]. После нескольких недель тренировки испытуемые обучаются перемещать курсор из произвольного начального положения к произвольной цели в течение 2—5 с.

В случае использования инвазивного ИМК, основанного на регистрации активности отдельных нейронов, задача управления курсором облегчается, так как имеется исходная связь между активностью нейронов моторных областей коры мозга и желаемым направлением движения [24]. При этом каждый нейрон имеет предпочтительное направление движения, при котором его активность максимальна. При другом направлении движения активность нейрона пропорциональна косинусу угла между этим и предпочтительным направлением. Регистрируя активность нескольких нейронов и определив заранее их предпочтительные направления, легко вычислить по их текущей активности, какое направление движения является желаемым. Использование градуальных инвазивных ИМК, основанных на регистрации активности отдельных нейронов, является типичным в экспериментах на обезьянах [25].

В отличие от градуальных, дискретные ИМК способны посылать внешнему техническому устройству только некоторый ограниченный набор команд. Примером бинарного ИМК является интерфейс, основанный на регистрации компонента вызванного потенциала $P300$, возникающего в ответ на неожиданный, редко предъявляемый (например, предъявляемый с вероятностью 0.2) значимый стимул, когда он появляется среди часто предъявляемых незначимых стимулов [26, 27]. $P300$ возникает примерно на 300-й миллисекунде после предъявления значимого стимула, имеет длительность около 300—400 мс и положи-

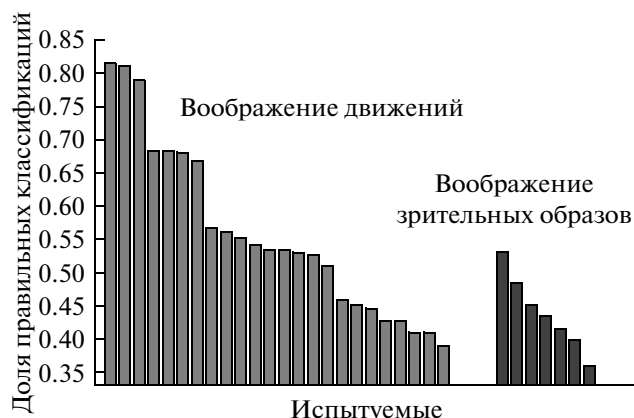


Рис. 2. Доля правильных классификаций трех ментальных состояний при воображении движений и представлении зрительных образов по данным работ [31–34].

тельную амплитуду 5–15 мкВ. Чем реже предъявляется значимый стимул, тем больше амплитуда $P300$. Первый работоспособный ИМК, основанный на выделении компонента $P300$, описан в работе Farwell L.A. и Donchin E. [28], а его некоторая модификация – в работе Donchin E. et al. [29].

Другой тип дискретного ИМК основан на распознавании пространственно-временных паттернов ЭЭГ, соответствующих различным типам ментальной деятельности. Идея подобного ИМК была впервые высказана в работе Millan J. del R. et al. [30]. В большинстве работ в качестве пространственно-временного паттерна ЭЭГ исследуется пространственное распределение амплитуд различных ритмов ЭЭГ по поверхности головы, перестройка которых, как известно, отражает доминирование тех или иных когнитивных процессов.

Логика использования паттернов ЭЭГ, соответствующих выполнению различных ментальных задач, заключается в следующем. Вначале испытуемому предлагается исполнить несколько типов ментальных задач. С помощью адаптивного классификатора определяется, какие типы задач могут быть классифицированы с наибольшей точностью. Затем, по договоренности с испытуемым, каждая из таких задач ассоциируется с какой-либо командой управления внешним техническим устройством. После этого испытуемый для выполнения произвольно выбранной команды мысленно исполняет соответствующую ментальную задачу. Число ментальных задач, а, следовательно, и число команд внешнему устройству в таком ИМК формально не ограничено. Главное, чтобы соответствующие им паттерны ЭЭГ хорошо различались. Если команда внешнему устройству должна вызывать его определенное движение, то психологически удобно связывать коман-

ду с воображением движения. Например, поворот инвалидной коляски влево легко ассоциируется с воображением движения левой руки, а вправо – правой.

В качестве примера на рис. 2 приведены результаты наших экспериментов [31–34] по оценке точности классификации паттернов ЭЭГ, соответствующих выполнению трех ментальных задач при воображении движений и зрительных образов. Для двигательных задач воображались движения левой и правой руки и их состояние покоя. Для зрительных задач воображались образы домика, скамейки и пустого экрана компьютера. Испытуемые на рисунке ранжированы в соответствии с качеством распознавания их паттернов ЭЭГ. Для трех задач уровень случайного распознавания составляет $1/3$. Результаты приведены для пятого дня тренировки испытуемых. Распознавание паттернов ЭЭГ осуществлялось простейшим байесовским классификатором [31–35].

Как показано на рис. 2, для обоих типов задач качество распознавания превышает случайный уровень, однако при выполнении двигательных задач оно в среднем намного выше. Имеется также большая вариабельность качества распознавания между испытуемыми. Примерно для 15% испытуемых доля правильных распознаваний двигательных задач составляет более 80%, а примерно для 20% испытуемых она едва превышает случайный уровень. Однако продолжение тренировки, как правило, позволяет существенно улучшить качество распознавания. Поскольку для двигательной реабилитации в основном используются ИМК, основанные на воображении движений, далее рассматриваются только ИМК этого типа.

Нейрофизиологические предпосылки для создания ИМК, основанного на воображении движений. Движение или подготовка к движению некоторого исполнительного органа обычно сопровождается уменьшением μ - и β -ритмов в корковых представлениях этого органа. Такое уменьшение называется десинхронизацией, связанной с событием (*event-related desynchronization – ERD*) [17, 19]. Увеличение μ -ритма, т.е. синхронизация, связанная с событием (*event-related synchronization – ERS*), наблюдается в областях мозга, которые представляют органы, не связанные с выполнением данного движения [17].

Высокая эффективность ИМК, основанных на воображении движений, обусловлена тем обстоятельством, что реакции *ERD* и *ERS* наблюдаются также и при воображении движений. Разделяют зрительное и кинестетическое воображение движений. В первом случае испытуемый представляет зрительный образ собственного движения, рассматривая его как бы от третьего лица. Во втором случае он создает кинестетические ощу-

щения движения. Показано, что кинестетическое воображение движений активирует те же области мозга, что и реальное движение, в то время, как зрительное воображение — в основном зрительные отделы мозга [36–38], поэтому реакции *ERD* и *ERS* возникают именно в ответ на кинестетическое воображение движений. Представительства исполнительных органов довольно широко распределены по поверхности коры [39]. Поэтому воображение движений разных органов создает разное распределение активности по поверхности коры и, соответственно, разные пространственные паттерны ЭЭГ, что облегчает задачу классификатора ИМК.

Точная локализация источника электрической активности мозга, наиболее значимого для функционирования ИМК, основанного на воображении движений рук, была проведена в работе Frollov A.A. et al. [35]. Эксперименты проводились по стандартному для такого рода исследований протоколу. Каждая экспериментальная серия состояла из четырех последовательных сессий: предварительной, обучающей и двух сессий тестирования. Данные предварительной сессии в дальнейшем использовались для удаления глазодвигательных артефактов и идентификации затылочного α -ритма. Сессии обучения и тестирования служили, соответственно, для первоначальной настройки классификатора ИМК и его тестирования. Испытуемый выполнял одну из трех инструкций: расслабиться, представить движение левой или правой руки. В качестве представления движения руки предлагалось воображать медленное сжатие кисти или сгибание отдельных пальцев. По инструкции расслабиться (покой) испытуемый должен был спокойно сидеть и смотреть в центр экрана. Каждой инструкции на воображение движения длительностью 15 секунд предшествовала 7-секундная инструкция на расслабление. Четыре такие пары “покой–движение”, предъявляемые в случайном порядке, образовывали блок. Сессии обучения состояли из двух, а сессии тестирования — из четырех таких блоков.

Во время тестирования классификатора результаты распознавания выполняемой ментальной задачи предъявлялись испытуемому по зрительной обратной связи: метка в середине экрана, фиксирующая взор, принимала зеленый цвет, если классификатор распознавал задачу, соответствующую предъявляемой инструкции движения, и оставалась белой, если распознавалась другая задача. Во время предъявления инструкции расслабиться, метка принимала белый цвет независимо от результата распознавания.

Регистрация ЭЭГ проводилась с помощью 24 электродов, равномерно распределенных по поверхности головы. Сигналы ЭЭГ фильтровались в полосе частот от 5 до 30 Гц. Во время сессии

тестирования анализ паттернов ЭЭГ проводился в реальном времени. Классификация проводилась уже упомянутым ранее байесовским классификатором по секундному отрезку, перемещаемому с шагом 250 мс. В качестве показателя точности классификации использовался индекс “каппа Коэна” [40], принятый при исследовании ИМК.

Для поиска источников электрической активности, сопровождающей воображение движений, мы использовали метод независимых компонент (ICA — Independent Component Analysis), в последние годы все более широко применяемый при исследовании многоканальных записей ЭЭГ в целом и при анализе экспериментальных данных по ИМК, в частности [41]. Для разложения исходного сигнала на независимые компоненты мы использовали метод RUNICA, представленный в пакете EEGLab в среде MATLAB [42]. RUNICA обеспечивает выделение независимых компонент путем максимизации отличия их распределения от нормального [43].

Для каждого испытуемого в каждый экспериментальный день были выделены три независимые компоненты, обеспечивающие наилучшее распознавание выполняемых ментальных задач по показателю каппа. На рис. 3 представлены выделенные компоненты для одного из испытуемых. Две первые компоненты, обозначенные $\mu 1$ и $\mu 2$, выделялись у этого испытуемого регулярно каждый экспериментальный день. Они демонстрируют реакции *ERD* и *ERS* в ответ на воображение движения рук. Активность компоненты $\mu 1$ в диапазонах 8–13 Гц и 20–25 Гц подавляется при воображении движения левой руки и усиливается при воображении правой. Фокусы этой компоненты расположены в правом полушарии, т.е. там, где представлены сенсомоторные области левой руки. Для компоненты $\mu 2$ реакции *ERD* и *ERS* противоположны. Следует заметить, что для этих компонент реакции *ERD* и *ERS* выражены гораздо сильнее, чем непосредственно при их регистрации отдельными электродами. Например, для испытуемого, данные которого приведены на рис. 3, спектральная плотность сигнала в диапазоне 8–13 Гц во время реакции *ERD* уменьшалась примерно в 5 раз, в то время как при регистрации центральными электродами C_3 и C_4 , где она выражена наиболее сильно, спектральная плотность уменьшалась всего на 30%.

Выделенные источники электрической активности $\mu 1$ и $\mu 2$ были локализованы методом решения обратной задачи электроэнцефалографии [35]. Их фокусы оказались расположенными в областях $3a$ в глубине центральной борозды, где представлена проприоцептивная чувствительность ладоней и пальцев. Следовательно, в состоянии двигательного расслабления фокус источ-

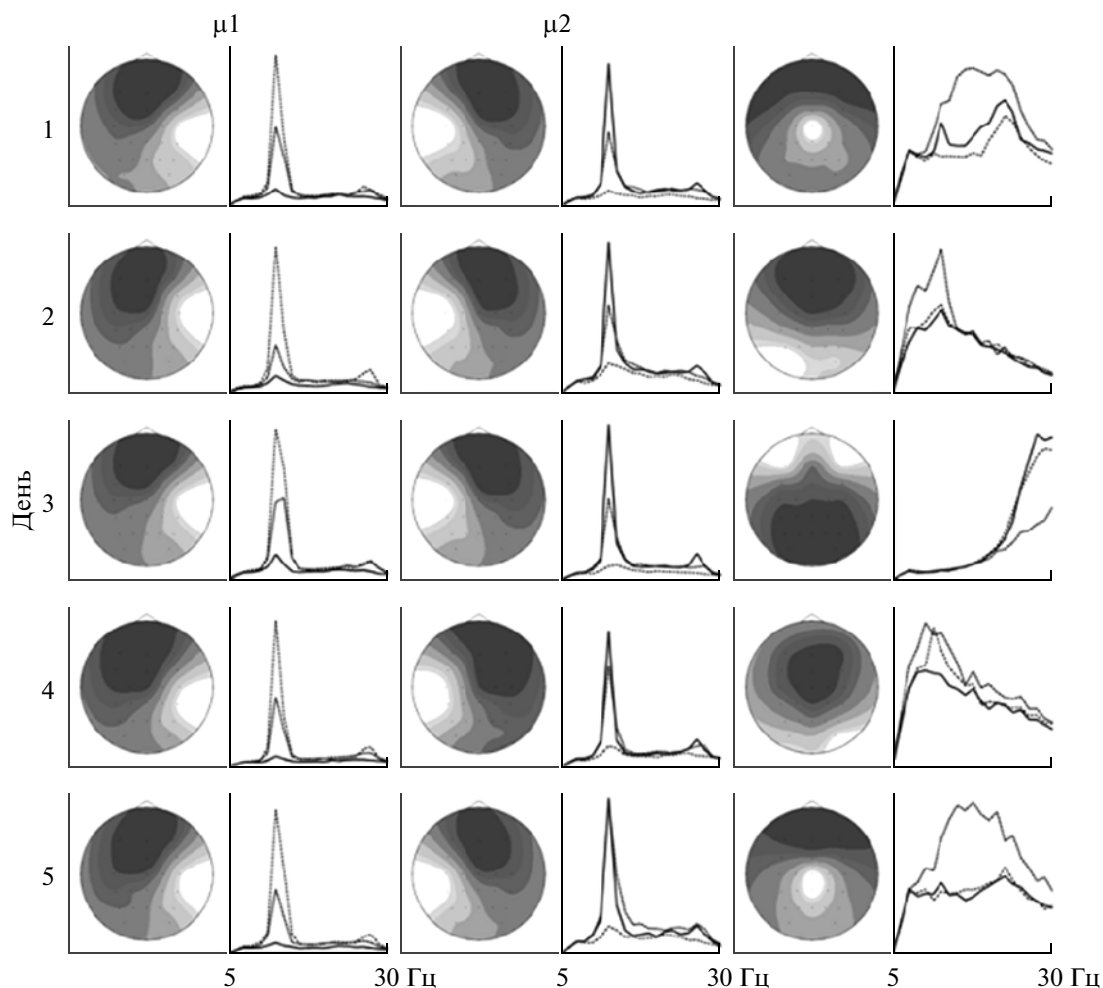


Рис. 3. Тройки оптимальных *ICA* компонент в каждый экспериментальный день для одного из испытуемых. Каждая компонента представлена в виде пространственного распределения ее вклада в электрический потенциал на поверхности головы и спектральной плотности интенсивности каждого источника в различных ментальных состояниях. Спектральные плотности (в условных единицах) представлены в диапазоне 5–30 Гц. Серые линии – состояние покоя, черные линии – воображение движения левой, пунктирные линии – правой руки.

ника μ -ритма у человека расположен не в моторной, а соматосенсорной коре. Это согласуется с данными работы по локализации μ -ритма у кошки [44].

Таким образом, нейрофизиологической предпосылкой высокого качества работы ИМК, основанного на воображении движений, являются реакции *ERD* и *ERS*, т.е. подавление μ -ритма покоя в области представительства проприоцептивной чувствительности руки, движение которой воображается, и его усиление в области представительства противоположной руки.

УПРАВЛЕНИЕ МОМЕНТОМ МЫШЕЧНЫХ СИЛ В СУСТАВЕ

В рамках парадигмы ИМК сигналы активности мозга, связанные с воображением движений, обрабатываются в реальном времени с целью вы-

деления компонент, наиболее достоверно отражающих намерения человека. Для целенаправленных движений руки это намерение можно формализовать в виде траектории рабочей точки конечности, например, траектории кисти для взятия некоторого предмета или траектории кончика пальца для попадания в некоторую точку (рис. 4, А).

Задача преобразования траектории рабочей точки во вращения в суставах не имеет единственного решения в силу кинематической избыточности руки человека. Это преобразование формируется в процессе двигательного обучения; одна из возможных нейросетевых моделей такого обучения приведена в работе Frolov A.A. et al. [45]. Результат преобразования траектории рабочей точки в желаемые изменения суставных углов строго индивидуален и связан, скорее, с индивидуальными биомеханическими особенностями,

чем с различиями в управлении [46]. В настоящем разделе излагаются экспериментальные и модельные данные, позволяющие предложить биологически адекватную модель управления суммарным моментом мышечных сил в суставе.

В экспериментальных физиологических исследованиях показано, что такой моделью является *PD*-контроллер (*Proportional-Derivative Controller*), эквивалентный вязкоупругой пружине с регулируемыми параметрами: равновесной длиной, жесткостью и вязкостью [47–49]. Равновесная длина пружины, моделирующей суставной момент, соответствует желаемому значению суставного угла и задается супраспинальными уровнями ЦНС. Жесткость и вязкость пружины определяют взаимодействием трех различных физиологических механизмов: вязкоупругих свойств мышечных волокон и сухожилий, спинальной петли рефлекса на растяжение и петель обратных связей, проходящих через головной мозг [50]. В отличие от первого механизма, второй и третий имеют существенные задержки действия. Для петли рефлекса на растяжение эта задержка составляет ~50 мс, а для второй петли — до 150 мс [50–52]. Эффективная задержка, используемая в модели *PD*-контроллера, определяется относительными вкладами трех перечисленных механизмов. Именно наличие временной задержки накладывает ограничения на параметры обратной связи, обеспечивающие устойчивое управление. Эти ограничения выражаются в том, что значения жесткости и вязкости должны быть ограничены как сверху, так и снизу [53].

Вязкоупругая природа суставного момента в сочетании с низкими значениями жесткости суставов была сформулирована Н.А. Бернштейном как одна из основных трудностей управления движением со стороны ЦНС. Эта трудность преодолевается управлением по обратной связи и многократным повторением движения в процессе двигательного обучения [54]. Именно в силу того, что жесткости суставов руки невелики (по разным литературным данным — от 2 до 100 Н · м в локтевом суставе и от 10 до 70 Н · м — в плечевом), жесткое управление суставом при реализации заданной кинематики, часто используемое в современных экзоскелетах, воспринимается пациентом как некомфортное. Для биологически адекватного управления суставным моментом необходима обратная связь от суставного угла и привычные для пациента низкие значения жесткости сочленений экзоскелетона.

Жесткость и вязкость суставов при целенаправленных движениях экспериментально определяются с помощью коротких случайных механических возмущений движений конечности. Разумно предполагать, что ЦНС не успевает отреагировать на эти возмущения, и поэтому

жесткость и вязкость могут быть вычислены с помощью линейной регрессионной модели зависимости суставных силовых моментов от суставных углов и угловых скоростей, вызванных возмущением [52, 55].

Для применения этого метода необходимо зарегистрировать кинематику движения и рассчитать суммарные моменты мышечных сил в суставах. Для регистрации движений используются гониометры [46], оптические [56] или электромагнитные [57] системы. В наших исследованиях движения регистрируются с помощью электромагнитных систем Spatial Tracking System (Fast-track Polhemus), Flock of Birds, MiniBirds, TrakSTAR (Ascension Technology Corp.). При регистрации движений датчики прикрепляются к звеньям конечности или корпуса человека. Эти звенья при анализе данных считаются твердыми телами, соединенными идеальными шарнирами. В процессе движения регистрируются координаты и ориентация каждого датчика относительно неподвижной системы координат, связанной с излучателем электромагнитного поля (базой) (рис. 4, А). Таким образом, движение каждого звена описывается 6-ю параметрами как движение свободного твердого тела. Такое описание является избыточным: например, для описания семи степеней свободы руки человека (по две в лучезапястном и локтевом суставах и три в плечевом суставе) имеется 24 параметра 4-х датчиков, установленных на звеньях руки — кисти, предплечье, плече и лопатке (рис. 4, А). Это дает возможность применять различные методы оптимизации для вычисления положения осей и центров вращения суставов, а также для вычисления суставных углов в процессе движений руки [58, 59].

Суммарные моменты мышечных сил рассчитываются на основе кинематики движения (изменений во времени суставных углов, угловых скоростей и угловых ускорений) с помощью решения обратной задачи динамики [60].

Управляющие силы задаются *PD*-контроллером с временной задержкой, действие которого в наших работах описывается уравнением:

$$\begin{aligned} \Pi_{\lambda}(t) = & \Pi_{\lambda}(t - \tau) + S_{\lambda\mu}[(\eta_{\lambda}^{\mu}(t) - \eta^{\mu}(t - \tau))] + \\ & + V_{\lambda\mu}[\dot{\eta}_{\lambda}^{\mu}(t) - \dot{\eta}^{\mu}(t - \tau)], \end{aligned} \quad (1)$$

где $\lambda, \mu = 1, 2, \dots, 7$ (число степеней свободы руки), по повторяющемуся индексу подразумевается суммирование, $S_{\lambda\mu}$ — матрица жесткости, $V_{\lambda\mu}$ — матрица вязкости, $\eta^{\mu}(t)$ и $\dot{\eta}^{\mu}(t)$ — суставные углы и угловые скорости в момент t , $\eta_{\lambda}^{\mu}(t)$ и $\dot{\eta}_{\lambda}^{\mu}(t)$ — желаемые значения суставного угла и угловой скорости, τ — задержка по времени. Суставные углы

Собственные векторы линеаризованных уравнений динамики модели руки

		Компоненты собственных векторов						
		w_1^u	w_2^u	w_3^u	w_4^u	w_5^u	w_6^u	w_7^u
Плечевой сустав	Вращение <i>Rots</i>	0.09	0.13	−0.01	−0.68	−0.01	0.27	−0.03
	Отведение—приведение <i>Ab—Ads</i>	0.02	0.04	−0.01	0.00	0.00	−0.05	−0.90
	Сгибание—разгибание <i>F—Es</i>	−0.02	−0.03	0.01	−0.08	0.02	−0.27	0.07
Локтевой сустав	Пронация—супинация <i>P—Se</i>	0.25	−0.14	0.02	−0.13	−0.53	−0.36	0.26
	Сгибание—разгибание <i>F—Ee</i>	−0.05	−0.02	0.04	−0.70	−0.05	0.39	0.10
Лучезапястный сустав	Отведение—приведение <i>Ab—Adw</i>	0.71	0.31	0.88	−0.11	0.45	0.67	−0.21
	Сгибание—разгибание <i>F—Ew</i>	0.64	−0.93	−0.47	0.08	0.72	0.35	−0.26

$\eta^u(t)$, угловые скорости $\dot{\eta}^u(t)$ и угловые ускорения $\ddot{\eta}^u(t)$ вычисляются по данным регистрации движения [58, 59]. Суставные моменты Π_λ рассчитываются по заданной кинематике движения (т.е. по $\eta^u(t)$, $\dot{\eta}^u(t)$ и $\ddot{\eta}^u(t)$) путем решения обратной задачи динамики. Внешние силы считаются заданными. Массы и моменты инерции звеньев определяются для каждого испытуемого индивидуально с помощью антропометрических таблиц [61]. Вязкоупругие свойства суставов — матрицы жесткости и вязкости $S_{\lambda\mu}$ и $V_{\lambda\mu}$ — определяются с помощью линейной регрессионной модели, примененной для уравнения (1).

Адекватность описанной выше модели управления суммарным моментом мышечных сил в суставе была показана для управления локтевым суставом при неожиданной и управляемой разгрузке предплечья [62], суставами руки человека при ее целенаправленных движениях [52], тазобедренным, коленным и голеностопным суставами при наклонах человека в сагиттальной плоскости [53, 63]. Модель *PD*-контроллера (1) также была успешно применена при разработке метода ранней диагностики заболеваний тазобедренного сустава [64].

ФОРМИРОВАНИЕ ДВИГАТЕЛЬНЫХ СИНЕРГИЙ

В процессе двигательного обучения формируются так называемые синергии — согласованные движения в суставах конечности, управляемые единой командой [54]. Двигательные синергии проявляются в согласованных изменениях суставных углов $\eta^u(t)$ (кинематические синергии) и суставных моментов $\Pi_\lambda(t)$ (динамические синергии). Связь между кинематическими и динамическими синергиями определяется сложным динамическим взаимодействием звеньев биомеханической цепи. Движение каждого сегмента

оказывает воздействие на движение всех остальных, а активация любой мышцы вовлекает в движение все сегменты, а не только те, к которым эта мышца прикреплена. Как следствие, простота кинематического паттерна не свидетельствует о простоте паттерна динамического или простоте управляющей команды. Тот факт, что синхронные изменения суставных углов не сопровождаются синхронным же изменением моментов мышечных сил в суставах, показан, например, для движений большого и указательного пальцев при выполнении точностного хватательного движения [46].

Управление многозвенной биомеханической системой было бы существенно проще, если бы существовали такие классы движений, для которых кинематическая синергия имела бы место одновременно с динамической. Такие движения могли бы составлять репертуар модулей двигательного управления. Как было показано в работах Александрова А.В. и др. [53, 63, 65] для наклонов корпуса при различных возмущениях, движения, соответствующие собственным векторам линеаризованных уравнений динамики многозвенной системы, удовлетворяют этим условиям: для них динамическая синергия суставных моментов влечет за собой кинематическую синергию суставных углов. Для этих движений взаимосвязанные уравнения динамики становятся независимыми, что значительно облегчает управление движением многозвенной системы.

Расчет таких движений был выполнен для модели руки человека, включающей все основные ее степени подвижности: три — в плечевом суставе (сгибание—разгибание, отведение—приведение и вращение относительно продольной оси плеча), две — в локтевом суставе (сгибание—разгибание предплечья относительно плеча и пронацию—супинацию предплечья относительно его продольной оси) и две — в лучезапястном суставе (сгиба-

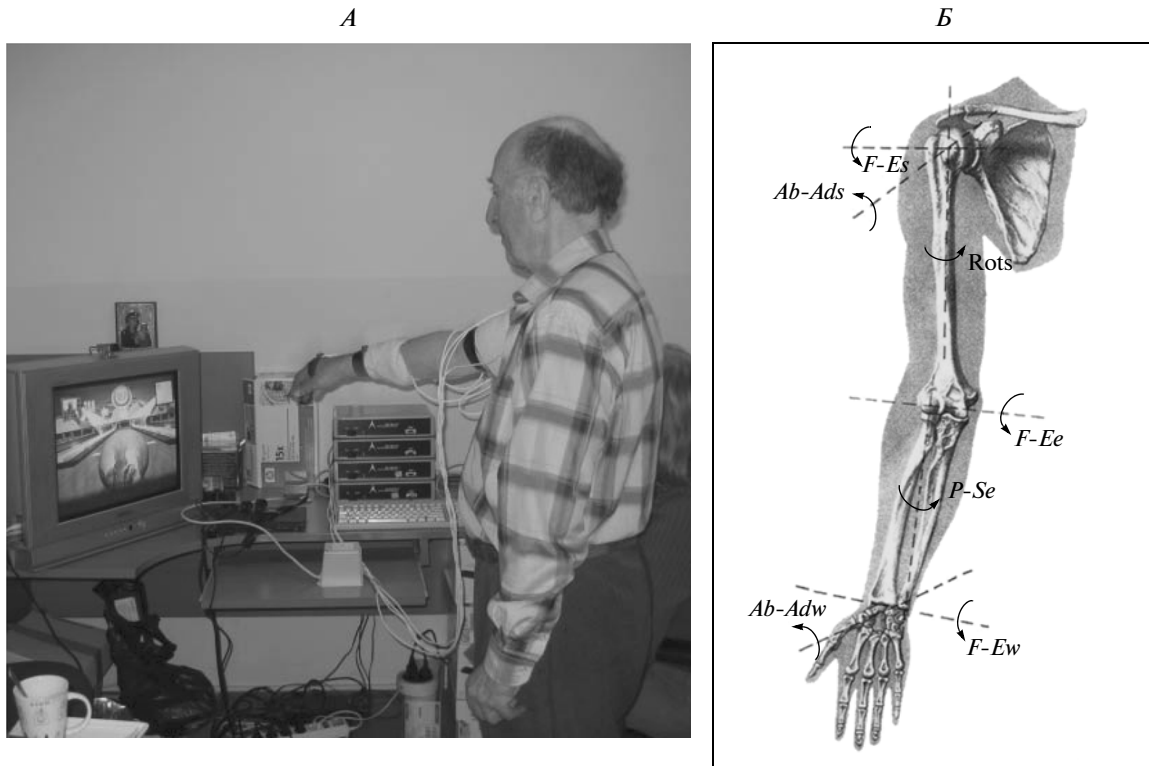


Рис. 4. На *А* — регистрация движений руки испытуемого в процессе игры в “виртуальный боулинг”, использующейся как процедура реабилитации постинсультных больных. Датчики электромагнитной системы MiniBirds установлены на кисти, предплечье, плече и лопатке (этот датчик не виден) испытуемого. Кубик на столе задает неподвижную систему координат (базу), относительно которой система выдает координаты начала и ориентацию осей систем координат, связанных с датчиками. На *Б* — степени свободы модели руки человека: *F-Es* — сгибание–разгибание, *Ab-Ads* — отведение–приведение, *Rots* — вращение в плечевом суставе; *F-Ee* — сгибание–разгибание, *P-Se* — пронация–супинация в локтевом суставе; *F-Ew* — сгибание–разгибание, *Ab-Adw* — отведение–приведение в лучезапястном суставе.

ние–разгибание и отведение–приведение (рис. 4, *Б*).

Собственные векторы линеаризованных уравнений динамики модели руки приведены в таблице. Эти векторы определяют вклады степеней свободы руки в собственные движения. Так, в первые три собственных движения основной вклад вносят степени свободы лучезапястного сустава; в пятом собственном движении к ним добавляется пронация предплечья, в шестом — степени свободы локтевого и плечевого (кроме отведения–приведения) суставов; четвертое собственное движение в основном определяется вращением плеча относительно его продольной оси и сгибанием в локтевом суставе, а седьмое — отведением в плечевом суставе (таблица).

Для того, чтобы определить собственные движения, соответствующие собственным векторам, приведенным в таблице, необходимо решить прямую задачу динамики, т.е. проинтегрировать уравнения динамики, правые части которых представляют собой *PD*-контроллер, описываемый уравнениями (1). Параметры *PD*-контролле-

ра — матрицы жесткости и вязкости — вычисляются из условий устойчивости исходного положения руки: значения их элементов должны обеспечивать наибольшую скорость возвращения в положение равновесия после возмущения [66]. Вычисленные значения находятся в диапазоне результатов, приводимых в литературе по вязкоупругим свойствам суставов руки.

В качестве желаемого задается периодическое движение в суставах с амплитудами, пропорциональными элементам собственного вектора:

$$\eta_{k\mu}^d(t) = Aw_k^\mu \sin \omega t,$$

где $k = 1, 2, \dots, 7$ — номер собственного вектора, $\mu = 1, 2, \dots, 7$ — номер суставного угла, $A = 0.1$ рад, $\omega = 1$ Гц.

Собственные движения, полученные в результате интегрирования уравнений динамики, близки к желаемым движениям (рис. 5). Таким образом, *PD*-контроллер обеспечивает устойчивое управление моделью руки.

Движение вдоль собственного вектора в пространстве суставных углов — собственное движе-

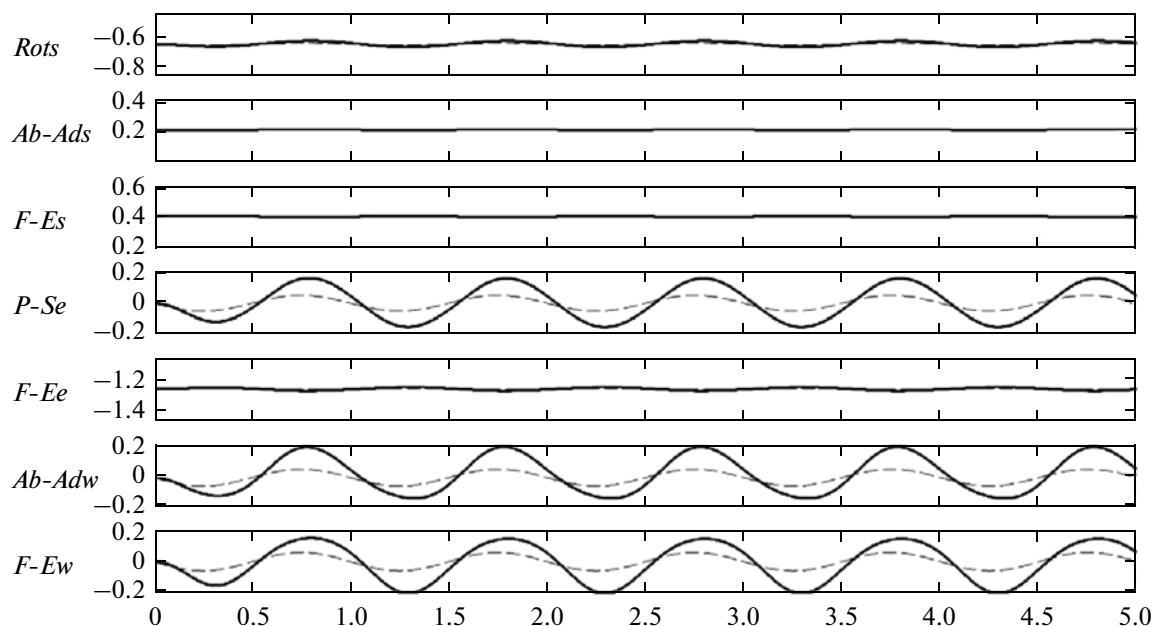


Рис. 5. Собственные движения в степенях подвижности руки, соответствующие собственному вектору w_1^H (см. таблицу). Желаемое движение показано пунктирными линиями; движение, полученное интегрированием уравнений динамики, — сплошными линиями. *Rots* — вращение в плечевом суставе, *Ab-Ads* — отведение—приведение в плечевом суставе, *F-Es* — сгибание—разгибание в плечевом суставе, *P-Se* — пронация—супинация в локтевом суставе, *F-Ee* — сгибание—разгибание в локтевом суставе, *Ab-Adw* — отведение—приведение в лучезапястном суставе, *F-Ew* — сгибание—разгибание в лучезапястном суставе.

ние — получило название “естественной синергии” [67]. В работах по исследованию управления наклонами в сагиттальной плоскости [53, 63, 65] была выдвинута гипотеза, согласно которой естественные синергии являются не просто формальным инструментом для удобного описания движения, но играют роль независимых единиц двигательного управления, служащих для решения функционально разных поведенческих задач. В основе этой гипотезы лежат следующие аргументы.

1) Разделение связанной системы динамических уравнений на независимые уравнения для каждого из собственных движений находится в соответствии с основополагающим принципом организации двигательных синергий — принципом минимального взаимовлияния [68]. Наличие независимого уравнения для каждого из собственных движений указывает на возможность независимого контроля этих движений как целостных единиц двигательного управления.

2) В каждом из собственных движений суставные углы и моменты сил в суставах изменяются синхронно. Таким образом, кинематика и динамика этих движений имеют относительно простую кинематическую и динамическую организацию в виде одномерной временной развертки с определенной инерцией. Любое другое движение руки может быть представлено в виде суперпози-

ции собственных движений с разными инерциями. Как следствие, его реализация требует более сложных управляющих сигналов с существенно разными временными характеристиками.

3) Анализ адаптации движений к изменению условий их выполнения показал, что модификация временных характеристик собственных движений является гораздо более сложной задачей для испытуемого, чем модификация амплитудных характеристик этих движений [67]. Если же паттерн движения остается инвариантным несмотря на то, что его реорганизация была бы функционально полезной, тогда данное движение представляет собой “базовую нейроповеденческую единицу” [69], т.е. целостную единицу двигательного управления.

Необходимо отметить, что решение проблемы избыточности за счет выделения “естественных” синергий не является общепринятым. Некоторые авторы полагают, что для преодоления избыточности скелетного и нервно-мышечного аппаратов нервная система решает некоторую задачу оптимизации [49]. Для живой системы это предположение, вполне логичное при проектировании робота, представляется достаточно искусственным. В биологически адекватной системе управления экзоскелетом руки человека должна быть предусмотрена возможность управления “естественными” синергиями по обратной связи.

КЛИНИЧЕСКИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ЭКЗОСКЕЛЕТОНА, УПРАВЛЯЕМОГО ПО СИГНАЛАМ ИМК

Современные методы восстановления двигательных функций направлены на стимулирование естественных механизмов пластичности мозга, компенсирующих его повреждения [70–73]. Показано, что повторяющиеся активные целенаправленные движения способствуют восстановлению двигательных функций. Практически этот подход в течение последних 10 лет реализован в таких методах, как тренировка в условиях виртуальной реальности, когда пациенты обучаются движениям по обратной связи [74, 75], и тренировка в условиях, когда движения облегчаются роботом [76, 77]. Этот подход основан на способности пациента совершать активные движения большой рукой или ногой и, следовательно, требует частичного сохранения двигательных функций. Если эти функции не сохранились, то перспективным методом стимулирования пластичности мозга остается только воображение движений. Как показано во многих работах [37, 78, 79], воображение движений подчиняется тем же принципам, что и управление реальными движениями, и поэтому может стимулировать те же пластические механизмы [80].

Однако это касается только кинестетического воображения движения. Таким образом, важно стимулировать у пациента именно это воображение, которое может контролироваться, как было описано выше, по динамике сенсомоторного ритма. Именно поэтому технология ИМК, позволяющая пациенту контролировать по обратной связи сенсомоторный ритм и тем самым направленно стимулировать в мозге именно те пластические перестройки, которые связаны с исполнением движения, представляется перспективной для нейрореабилитации.

В литературе обсуждаются две стратегии использования ИМК для восстановления двигательных функций [81]. Первая стратегия позволяет обучить пациента производить более стабильный паттерн активности мозга, соответствующий намерению совершить определенное движение. Предполагается, что многократное повторение этого паттерна закрепит связь между намерением и соответствующей активностью мозга, улучшив моторный контроль. Вторая стратегия предполагает дополнительно с идентификацией специфической активности мозга стимулировать соответствующее ей движение. Это осуществляется с помощью механического манипулятора (экзоскелетона) или электрической стимуляции мышц. Такое движение обеспечивает проприоцептивную стимуляцию сенсомоторных областей мозга, которая дополнительно активизирует их пластичность.

Результаты экспериментов в рамках первой стратегии являются достаточно обнадеживающими [82–84]. В этих работах показано, что восстановление нормальной ЭЭГ происходит параллельно с восстановлением двигательных функций. Такой же результат получен нами в экспериментах по реабилитации постинсультных больных. Надежда на эффективность второй стратегии поддерживается тем фактом, что исполнение или даже наблюдение движения, которое максимально приближено к нормальному, может улучшить двигательную функцию [85–87] и способствует прорастанию новых аксонов к заинтересованным областям мозга [88]. Если после инсульта нормальное движение невозможно, то его воспроизведение требуется произвести искусственно. Показано, что при его воспроизведении с помощью электрической стимуляции соответствующих мышц можно значительно улучшить двигательную функцию у больных с умеренным или сильным ее повреждением после инсульта [89, 90]. То же самое наблюдается в случае, когда совершению нормального движения помогает экзоскелетон [91]. В приведенных работах воспроизведение движения осуществлялось без использования ИМК, что требует очень аккуратной и трудоемкой работы персонала. Технология ИМК позволяет автоматизировать воспроизведение движений.

Для исследования реабилитационного эффекта от применения экзоскелетона, управляемого ИМК, мы предлагаем начать с простейшего экзоскелетона кисти руки с одной степенью свободы (сжать/разжать кулак, рис. 6, А).

Движения кисти труднее всего восстанавливаются после инсульта и травмы мозга, и использование ИМК в этом случае может быть особенно полезным. Для управления таким экзоскелетонном достаточно использовать дискретный ИМК, основанный на воображении движений, описанный в предыдущих разделах.

Для дальнейшего продвижения в исследованиях потенциала реабилитационных процедур, использующих управление внешним устройством по сигналам ИМК, в рамках проектов РФФИ №№ 11-04-12025 офи-м-2011 и 11-04-12067 офи-м-2011 разрабатывается экзоскелетон руки человека с семью степенями свободы. Прототип такого экзоскелетона с четырьмя степенями подвижности — сгибание—разгибание в плече, сгибание—разгибание и пронация—супинация в локте и кистевое хватательное движение (приведение пальцев к ладони) уже разработан (рис. 6, Б) и проходит модельные испытания. Данный экзоскелетон будет управляться как сигналами от инвазивного, так и неинвазивного ИМК с помощью биологически адекватных методов, описанных выше. Его использование не ограничивается реабилитацией

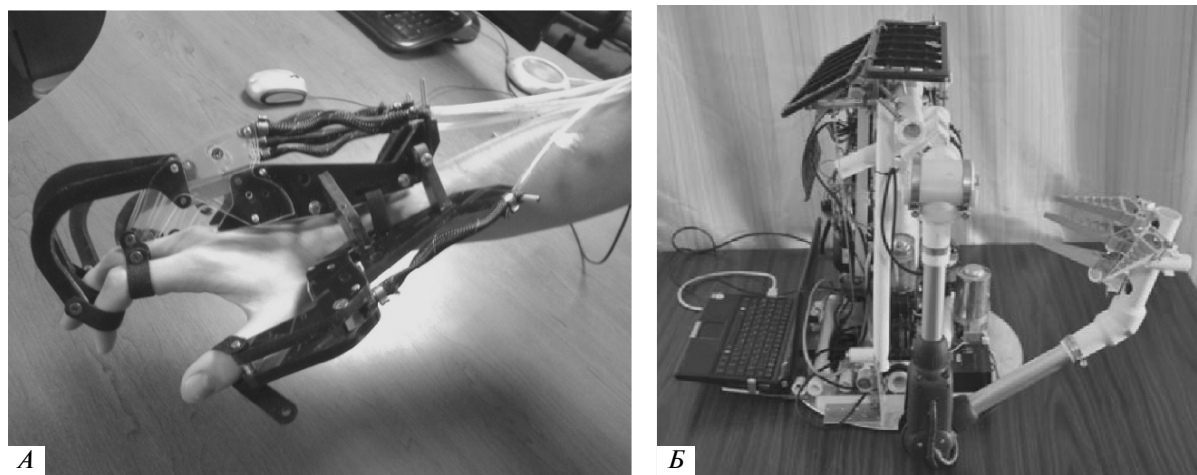


Рис. 6. Экзоскелетон кисти руки человека, разработанный ООО “Нейроботикс” (А), и экзоскелетон руки человека с четырьмя степенями свободы, разработанный ООО “Сенсорика” (Б), в рамках проектов РФФИ №№ 11-04-12025 офи-м-2011 и 11-04-12067 офи-м-2011.

после инсульта, он может применяться для восстановления двигательных функций у больных с нарушениями различной этиологии, не только центральной, но и периферической.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Применение ИМК представляется наиболее перспективным для создания нового канала связи с окружающим миром у полностью парализованных больных вместо потерянного ими естественного канала, требующего активации мышц. Данные об успешном применении ИМК для решения такой задачи стимулируют, кроме разработки самих ИМК, еще и разработку антропоморфных протезов и экзоскелетов, при управлении которыми использовались бы биологически адекватные принципы — управление “естественными” синергиями по обратной связи от суставного угла.

Использование этих принципов при разработке экзоскелетона руки, а также сопряжение системы управления экзоскелетона с интерфейсом “мозг-компьютер” является перспективным направлением исследований и находится на переднем крае разработок робототехнических систем нейрореабилитации.

Благодарности. Авторы выражают глубокую признательность Инесе Бенедиктовне Козловской за плодотворное обсуждение междисциплинарных аспектов исследования.

Работа поддержана грантами РФФИ №№ 11-04-12025 офи-м-2011, 11-04-12067 офи-м-2011 и №10-04-00191-а, а также проектами AV0Z10300504 и IT4 Innovations Centre of Excellence project CZ.1.05/1.1.00/02.0070.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Nudo R.J., Milliken G.W., Jenkins W.M., Merzenich M.M. Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys // J. Neurosci. 1996. V. 16. № 2. P. 785.
2. Bach-Y-Rita P. Theoretical and practical considerations in the restoration of function after stroke // Top Stroke Rehabilitation. 2001. V. 8. P. 1.
3. Taub E., Uswatte G., Elbert T. New treatments in neurorehabilitation founded on basic research // Nat. Rev. Neurosci. 2002. V. 3. № 3. P. 228.
4. Kwakkel G., Wagenaar R.C., Twisk J.W. et al. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomised trial // Lancet. 1999. V. 354. P. 191.
5. Marchal-Crespo L., Reinkensmeyer D.J. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury // J. NeuroEngineering and Rehabilitation. 2009. V. 6. № 20, <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/20>.
6. Reinkensmeyer D.J., Kahn L.E., Averbuch M. et al. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide // J. Rehabil. Res. Develop. 2000. V. 37. № 6. P. 653.
7. Lum P.S., Burgar C.G., Shor P.C. et al. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke // Arch. Physical Med. Rehabil. 2002. V. 83. № 7. P. 952.
8. Hingtgen B., McGuire J.R., Wang M., Harris G.F. An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke // J. Biomechanics. 2006. V. 39. № 4. P. 681.
9. Masiero S., Celia A., Rosati G., Armani M. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke // Arch. Physical Med. Rehabil. 2007. V. 88. № 2. P. 142.
10. Amirabdollahian F., Loureiro R., Gradwell E. et al. Multivariate analysis of the Fugl-Meyer outcome measures

- assessing the effectiveness of the GENTLE/S robot mediated stroke therapy // *J. Neuroengineering and Rehabilitation*. 2007. V. 4. P. 4. doi:10.1186/1743-0003-4-4.
11. *Iwamuro B.T., Cruz E.G., Connelly L.L. et al.* Effect of a gravity-compensating orthosis on reaching after stroke: evaluation of the therapy assistant WREX // *Arch. Physical Med. Rehabil.* 2008. V. 89. P. 2121.
12. *Ferris D.P.* The exoskeletons are here // *J. NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009. V. 6. № 17. <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/17>.
13. *Vidal J.J.* Towards direct brain-computer communication // *Ann. Rev. Biophysics and Bioengineering*. 1973. V. 2. P. 157.
14. *Vidal J.J.* Real-time detection of brain events in EEG // *IEEE Proceedings. Special issue on Biological Signal Processing and Analysis*. 1977. V. 65. P. 633.
15. *Konrad P., Shanks T.* Implantable brain computer interface: challenges to neurotechnology translation // *Neurobiol. Disord.* 2010. V. 38. P. 369.
16. *Wolpaw J.R.* Brain-computer interfaces as new brain output pathways // *J. Physiol.* 2007. V. 579. P. 613.
17. *Pfurtscheller G.* EEG event-related desynchronization (ERD) and event related synchronization (ERS) // *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields* / Eds. Niedermeyer E., Lopes da Silva F.H. 4th ed. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1999. P. 958.
18. *Pfurtscheller G., Berghold A.* Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1989. V. 72. P. 250.
19. *Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H.* Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles // *Clin. Neurophysiol.* 1999. V. 110. P. 1842.
20. *Иваницкий Г.А.* Распознавание типа решаемой в уме задачи по нескольким секундам ЭЭГ с помощью обучаемого классификатора // *Журн. высш. нерв. деятельности*. 1997. Т. 47. С. 743.
21. *Иваницкий Г.А., Николаев А.Р., Иваницкий А.М.* Использование искусственных нейросетей для распознавания типа мыслительных операций по ЭЭГ // *Журн. авиакосмич. и экологич. медицины*. 1993. Т. 31. С. 23.
22. *Николаев А.Р., Иваницкий Г.А., Иваницкий А.М.* Воспроизводящиеся паттерны альфа-ритма ЭЭГ при решении психологических задач // *Физиология человека*. 1998. Т. 24. № 3. С. 5.
23. *Wolpaw J.R., McFarland D.J.* Control of two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans // *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*. 2004. V. 101. № 51. P. 17849.
24. *Georgopoulos A.P., Kalaska J.F., Crutcher M.D. et al.* On the relations between the direction of two-dimensional (2D) arm movements and cell discharge in primate motor cortex // *J. Neurosci.* 1982. V. 2. P. 1527.
25. *Lebedev M.A., Nicolelis M.A.L.* Brain-machine interfaces: past, present and future // *Trends in Neurosciences*. 2006. V. 29. № 9. P. 536.
26. *Sutton S., Braren M., Zubin J., John E.R.* Evoked correlates of stimulus uncertainty // *Science*. 1965. V. 150. P. 1187.
27. *Donchin E., Smith D.B.* The contingent negative variation and the late positive wave of the average evoked potential // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1970. V. 29. P. 201.
28. *Farwell L.A., Donchin E.* Talking off the top of your head: A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1988. V. 70. P. 510.
29. *Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R.* The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface // *IEEE Transactions on Rehabilitation*. 2000. V. 8. № 2. P. 174.
30. *Millan J.del R., Mourino J., Marciani M.G. et al.* Adaptive brain interfaces for physically-disabled people // 2nd Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Science. Hong Kong, 1998. P. 2008.
31. *Бобров П.Д., Гусек Д., Коршаков А.В., Фролов А.А.* Источники активности мозга, значимые и незначимые для классификации паттернов ЭЭГ, соответствующих воображению движений // *Нейрокомпьютеры: разработка, применение*. 2011. № 12. С. 1.
32. *Бобров П.Д., Коршаков А.В., Роцин В.Ю., Фролов А.А.* Байесовский подход к реализации интерфейса мозг-компьютер, основанного на представлении движений // *Журн. высш. нерв. деятельности*. 2012. Т. 62. С. 89.
33. *Frolov A., Husek D., Bobrov P.* Comparison of four classification methods for brain computer interface // *Neural Network World*. 2011. V. 21. № 2. P. 101.
34. *Bobrov P., Frolov A., Cantor C. et al.* Brain-Computer Interface Based on Generation of Visual Images // *PLoS ONE*. 2011. V. 6. № 6. e20674. doi:10.1371/journal.pone.0020674.
35. *Frolov A., Husek D., Bobrov P. et al.* Sources of EEG activity the most relevant to performance of brain-computer interface based on motor imagery // *Neural Network World*. 2012. V. 22. № 1. P. 21.
36. *Jeannerod M.* Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition // *Neuroimage*. 2001. V. 14. P. 103.
37. *Jeannerod M., Frak V.* Mental imaging of motor activity in humans // *Curr. Opin. Neurobiol.* 1999. V. 9. P. 735.
38. *Neuper C., Scherer R., Reiner M., Pfurtscheller G.* Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG // *Cogn. Brain Res.* 2005. V. 25. № 3. P. 668.
39. *Блум Ф., Лейзерсон А., Хофстедтер Л.* Мозг, разум и поведение. М.: Мир, 1988. 246 с.
40. *Kohavi R., Provost F.* Glossary of terms. Machine Learning // *Special Issue of Applications of Machine Learning and the Knowledge Discovery Process*. 1998. V. 30. P. 271.
41. *Kachenoura A., Albera L., Senhadji L., Comon P.* ICA: a potential tool for BCI systems // *IEEE Signal Processing Magazine*. 2008. V. 25. № 1. P. 57.
42. *Delorme A., Makeig S.* EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics // *J. Neurosci. Methods*. 2004. V. 134. P. 9.
43. *Hyvarinen A., Karhunen J., Oja E.* Independent component analysis. New-York: Wiley, 2001. 504 p.

44. *Rougeul-Buser A., Buser P.* Rhythms in the alpha band in cats and their behavioural correlates // *Int. J. Psychophysiol.* 1997. V. 26. P. 191.
45. *Frolov A.A., Roschin V.Y., Biryukova E.V.* Adaptive neural network model of multijoint movement control by working point velocity // *Neural Network World.* 1994. V. 4. № 2. P. 141.
46. *Grinyagin I.V., Biryukova E.V., Maier M.A.* Kinematic and dynamic synergies of human precision grip movement // *J. Neurophysiol.* 2005. V. 94. P. 2284.
47. *Фельдман А.Г.* Центральные и рефлекторные механизмы управления движением. М.: Наука, 1979. 184 с.
48. *Bizzi E., Acconero N., Chapple W., Hogan N.* Arm trajectory formation // *Experim. Brain Res.* 1982. V. 46. P. 139.
49. *Gomi H., Kawato M.* Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multijoint movement // *Science.* 1996. V. 272. P. 117.
50. *Peterka R.J.* Sensorimotor integration in human postural control // *J. Neurophysiol.* 2002. V. 88. P. 1097.
51. *Frolov A.A., Dufosse M., Rizek S., Kaladjian A.* On the possibility of linear modeling of the human arm neuromuscular apparatus // *Biol. Cybern.* 2000. V. 82. № 6. P. 499.
52. *Frolov A.A., Prokopenko R.A., Dufosse M., Ouezdou F.B.* Adjustment of the human arm viscoelastic properties to the direction of reaching // *Biol. Cybern.* 2006. V. 94. P. 97.
53. *Alexandrov A.V., Frolov A.A., Horak F.B. et al.* Feedback equilibrium control during human standing // *Biol. Cybern.* 2005. V. 93. P. 309.
54. *Бернштейн Н.А.* О ловкости и ее развитии. М.: Физкультура и спорт, 1947/1991. 288 с.
55. *Gomi H., Kawato M.* Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement // *Biol. Cybern.* 1998. V. 76. P. 163.
56. *Hingten B., McGuire J.R., Wang M., Harris G.F.* An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke // *J. Biomechanics.* 2006. V. 39. № 4. P. 681.
57. *An K.N., Jacobsen M.C., Berglund L.J., Chao E.Y.S.* Application of a magnetic tracking device to kinesiology studies // *J. Biomechanics.* 1988. V. 21. P. 613.
58. *Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M.* Kinematics of human arm reconstructed from Spatial Tracking System recordings // *J. Biomechanics.* 2000. V. 33. № 8. P. 985.
59. *Prokopenko R.A., Frolov A.A., Biryukova E.V., Roby-Brami A.* Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom // *J. Biomechanics.* 2001. V. 34. № 2. P. 177.
60. *Корнев Г.В.* Целенаправленная механика управляемых манипуляторов. М.: Наука, 1979. 448 с.
61. *Winter D.A.* Biomechanics and motor control in human movement / Second ed. New York: John Wiley and Sons, 1990. 344 p.
62. *Biryukova E.V., Roschin V.Y., Frolov A.A. et al.* Forearm postural control during unloading: anticipatory changes in elbow stiffness // *Experim. Brain Res.* 1999. V. 124. № 1. P. 107.
63. *Alexandrov A.V., Frolov A.A.* Closed-loop and open-loop control of posture and movement during human upper trunk bending // *Biol. Cybern.* 2011. V. 104. № 6. P. 425.
64. *Гурьев В.В., Зоря В.И., Бирюкова Е.В. и др.* Биомеханический анализ показателей движений в суставах нижней конечности у больных с коксартрозом как метод функциональной диагностики // *Вестник эксперим. и клинич. хирургии.* 2011. Т. 4. № 1. С. 94.
65. *Александров А.В., Фролов А.А.* Организация прямого двигательного управления при наклонах корпуса человека // *Росс. журн. биомеханики.* 2010. Т. 14. С. 19.
66. *Hettich G., Mergner T., Gollhofer A. et al.* Human-inspired robot as a platform for comparing between human stance control models // *Proc. of the Conference "BC11: Computational Neuroscience & Neurotechnology Bernstein Conference & Neurex Annual Meeting 2011".* 2011. P. 21.
67. *Alexandrov A.V., Frolov A.A., Massion J.* Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. I. Modeling // *Biol. Cybern.* 2001. V. 84. P. 425.
68. *Гельфанд И.М., Цетлин М.Л.* О математическом моделировании механизмов центральной нервной системы // *Модели структурно-функциональной организации некоторых биологических систем / Под ред. Гельфанда И.М., Гурфинкеля В.С., Фомина С.В., Цетлина М.Л. М.: Наука, 1966. С. 9.*
69. *Weiss P.* Self differentiation of basic patterns of coordination // *Comparative Psychological Monograph.* 1961. V. 17. P. 1.
70. *Netz J., Lammers T., Homberg V.* Reorganization of motor output in the non-affected hemisphere after stroke // *Brain.* 1997. V. 120. P. 1579.
71. *Platz T., Kim I.H., Pintschovius H. et al.* Multimodal EEG analysis in man suggests impairment-specific changes in movement-related electric brain activity after stroke // *Brain.* 2000. V. 123. P. 2475.
72. *Cramer S.C.* Functional imaging in stroke recovery // *Stroke.* 2004. V. 35. P. 2695.
73. *Ward N.S., Cohen L.G.* Mechanisms underlying recovery of motor function after stroke // *Arch. Neurol.* 2004. V. 61. P. 1844.
74. *Jack D., Boian R., Merians A.S. et al.* Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation // *IEEE Transactions of Neural Systems Rehabilitation Engineering.* 2001. V. 9. P. 308.
75. *Holden M.K., Dyar T.A., Schwamm L., Bizzi E.* Virtual-environment-based telerehabilitation in patients with stroke // *Presence: Teleoperations and Virtual Environments.* 2005. V. 14. P. 214.
76. *Takahashi C.D., Der-Yeghianian L., Le V. et al.* Robot-based hand motor therapy after stroke // *Brain.* 2008. V. 131. P. 425.
77. *Volpe B.T., Huerta P.T., Zipse J.L. et al.* Robotic devices as therapeutic and diagnostic tools for stroke recovery // *Arch. Neurol.* 2009. V. 66. P. 1086.
78. *Decety J., Jeannerod M.* Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitts's law hold in motor imagery? // *Behav. Brain Res.* 1995. V. 72. P. 127.

79. *Berthoz A.* The role of inhibition in the hierarchical gating of executed and imagined movements // *Cogn. Brain Res.* 1996. V. 3. P. 101.
80. *Lotze M., Halsband U.* Motor imagery // *J. Physiol.* 2006. V. 99. P. 386.
81. *Daly J.J., Wolpaw J.R.* Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation // *The Lancet Neurology.* 2008. V. 7. № 11. P. 1032.
82. *Birbaumer N., Cohen L.G.* Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis // *J. Physiology. Special Issue on Brain Computer Interfaces.* 2007. V. 579. P. 621.
83. *Buch E., Weber C., Cohen L.G. et al.* Think to move: a neuromagnetic Brain-Computer Interface (BCI) system for chronic stroke // *Stroke.* 2008. V. 39. P. 910.
84. *Daly J.J., Fang Y., Perepezko E.M. et al.* Prolonged cognitive planning time, elevated cognitive effort, and relationship to coordination and motor control following stroke // *IEEE Transactions on Neural Systems Rehabilitation Engineering.* 2006. V. 14. P. 168.
85. *Nudo R.J., Wise B.M., SiFuentes F., Milliken G.W.* Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct // *Science.* 1996. V. 272. P. 1791.
86. *Rizzolatti G., Fogassi L., Gallese V.* Neurophysiological mechanisms underlying the understanding and imitation of action // *Nat. Rev. Neurosci.* 2001. V. 2. P. 661.
87. *Jacoboni M., Koski L.M., Brass M.* Reafferent copies of imitated actions in the right superior temporal cortex // *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 2001. V. 98. P. 13995.
88. *Carmichael S.T., Chesselet M.F.* Synchronous neuronal activity is a signal for axonal sprouting after cortical lesions in the adult // *J. Neurosci.* 2002. V. 22. P. 6062.
89. *Ring H., Rosenthal N.* Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation // *J. Rehabil. Med.* 2005. V. 37. P. 32.
90. *Alon G., Sunnerhagen K.S., Geurts A.C., Ohry A.* A home-based, self-administered stimulation program to improve selected hand functions of chronic stroke // *Neuro Rehabilitation.* 2003. V. 18. P. 215.
91. *Daly J.J., Hogan N., Perepezko E.M.* Response to upper-limb robotics and functional neuromuscular stimulation following stroke // *J. Rehabil. Res. Develop.* 2005. V. 42. P. 723.

Principles of Neurorehabilitation Based on Brain-Computer Interface and Biologically Plausible Control of the Exoskeleton

A. A. Frolov, E. V. Biryukova, P. D. Bobrov, O. A. Mokienko, A. K. Platonov,
V. E. Pryanichnikov, L. A. Chernikova

The paper examines neurophysiological basis for development and performance of brain-computer interface (BCI) that permits cerebral activity alone to control computers or other external technical devices. BCI based on the discrimination of EEG patterns related to an imagery of extremity movements is considered. The problem of BCI application to restoring of motor functions in patients with motor disabilities is discussed.

Keywords: brain-computer interface, motor imagery, motor control, neurorehabilitation, human arm exoskeleton.