

УДК 612.821-027.44:681.5

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВАНИЯ И ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕАЛИЗАЦИИ ТЕХНОЛОГИИ «ИНТЕРФЕЙС МОЗГ – КОМПЬЮТЕР»

Каплан А.Я.¹, Кочетова А.Г.¹, Шишкин С.Л.², Басюл И.А.³, Ганин И.П.¹, Васильев А.Н.¹, Либуркина С.П.¹

¹ *Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, г. Москва*

² *НИЦ Курчатовский институт, НБИКС Центр, г. Москва*

³ *Институт психологии РАН, г. Москва*

РЕЗЮМЕ

Технология интерфейсов мозг – компьютер (ИМК) позволяет человеку научиться управлять внешними исполнительными устройствами посредством произвольной модификации собственной ЭЭГ напрямую от мозга без привлечения в этот процесс нервов и мышц. В начале основной целью разработки ИМК было замещение или восстановление моторных функций человека, страдающего нейромышечными расстройствами. В настоящее время задачи разработки ИМК значительно расширились, все более захватывая различные сферы жизни здорового человека. В статье рассматриваются теоретические, экспериментальные и технологические основания разработки ИМК, а также актуальные сферы реализации этих технологий.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: электроэнцефалограмма, интерфейс мозг-компьютер, человек-оператор.

Введение

Наука о мозге в XXI в. обогатилась совершенно новой методологической и технологической парадигмой, в рамках которой человек-оператор может научиться транслировать свои психические усилия в специфические паттерны электроэнцефалограммы (ЭЭГ), которые затем в регламентах оперантного обусловливания становятся кодами управления или коммуникации с внешней средой напрямую от мозга без участия периферических нервов и мышц [32, 43]. Именно в последние 10–15 лет эта парадигма стала рабочим инструментом психофизиологического исследования в десятках лабораторий мира. В практическом отношении она породила так называемые интерфейсы мозг – компьютер (ИМК), или программно-аппаратные системы распознавания и декодирования командных паттернов ЭЭГ, доступных для произвольного контроля самим пользователем.

Однако до настоящего времени появление различных прототипов ИМК определялось, скорее, последовательно открывавшимися научными перспективами и техническими возможностями в разработке ИМК, чем

системными социальными заказами. В этой связи сегодня необходима некоторая систематизация экспериментально-теоретических оснований и практических разработок в области построения ИМК для того, чтобы определиться с возможными сферами их реализации и приложений в медицине, индустрии и бытовой сфере человека.

Экспериментально-теоретические основания ИМК

Возможность построения ИМК была обусловлена, в первую очередь, наличием природной связи между пространственно-временными паттернами ЭЭГ и произвольными умственными актами человека, такими как удержание произвольного образа или функционального состояния мозга; выполнение конкретной умственной задачи; фокусирование внимания на определенном внешнем или внутреннем объекте. Получается, что эти по сути чисто ментальные действия человек может использовать для более или менее осознанного отображения своих внутренних намерений в коде ЭЭГ-паттернов, которые, в свою очередь, могут быть подкреплены инструментальными средствами для внешней коммуникации.

✉ *Каплан Александр Яковлевич*, тел. 8-915-069-2127, e-mail: akaplan@mail.ru; Web: <http://brain.bio.msu.ru>

Вторым немаловажным основанием ИМК является высокая пластичность мозга, точнее, пластичность механизмов генерации корковой электрической активности, позволяющая посредством соответствующих процедур инструментального обусловливания придавать сигнальное значение подходящим паттернам ЭЭГ и, таким образом, превращать их в команды для внешних исполнительных устройств различного назначения. При этом управляющими паттернами могут быть не только спектральные композиции фоновой ЭЭГ [21, 30], но и, например, компоненты связанных с событиями потенциалов типа Р300 [12, 13, 34], медленные корковые потенциалы [15]. В этих процедурах подкреплением волевых усилий человека, замыкающим контур ИМК, является успешность его попыток «силой намерения» управлять этими устройствами, например, для набора текста или для управления курсором, манипулятором или любым другим внешним устройством без мышечных усилий.

В настоящее время известны несколько подходов к разработке интерфейсов мозг – компьютер. Основанием для первого такого подхода было открытие Д. Камиа возможности человека произвольным образом изменять выраженность спектральных компонентов собственной ЭЭГ [17]. Первоначально на этой основе были созданы технологии так называемого БОС-тренинга, наиболее разработанного в том числе и отечественными исследователями, например в школе академика М.Б. Штарка [1, 2, 6, 7]. Методология БОС-тренинга позволяет человеку удерживать выведенные на экран те или иные показатели ЭЭГ в пределах некоторого коридора допустимых значений и тем самым поддерживать определенное доктором целевое состояние функциональных систем организма.

С появлением БОС-тренинга была выдвинута идея о том, что произвольное управление показателями собственной ЭЭГ можно использовать для передачи сообщений или для кодирования команд внешним исполнительным устройствам [38]. Однако качество коммуникации или управления посредством технологии БОС по показателям скорости и точности выполнения команд не соответствовало целевым установкам подобного рода задач для человека-оператора. За долгое время применения БОС не было найдено регламентов для выработки навыка быстрого и детерминированного изменения спектра собственной ЭЭГ по волевому усилию. Как правило, для произвольного изменения ЭЭГ, например увеличения мощности альфа-активности, испытуемому требуется некоторый предварительный опыт, значительное время для «настройки», что оказалось доступным далеко не каждому пользователю.

Тем не менее, несмотря на проблемную эффективность техники саморегуляции ритмов мозга для коммуникационных технологий как таковых, опыт БОС-тренинга для человека-оператора, безусловно, должен способствовать увеличению эффективности его работы в контурах ИМК, поскольку располагает человека к фокусированию внимания на своих внутренних состояниях. Последнее особенно важно при работе человека в контурах так называемых независимых или активируемых только волевым усилием (self-passed) ИМК. Принцип работы независимых ИМК заключается в том, что детектируемые в качестве команд для управления или коммуникации изменения ритмов ЭЭГ вызываются произвольными усилиями человека-оператора вне какой-либо их связи с внешней сенсорной стимуляцией.

Стабильность и воспроизводимость этих ментальных образов может быть существенно повышена, если человек-оператор представляет себе образы естественных моторных актов, таких как сжатие кисти, перебор пальцами руки и т.д. Как известно, десинхронизация сенсомоторных ритмов в моторной зоне контралатерального моторному акту большого полушария головного мозга происходит не только при реальных движениях, но и при их мысленном представлении [14, 16]. Таким образом, в ИМК независимого типа оператор может в любой момент по своему желанию представить моторный образ, заранее обусловленный логикой конкретного ИМК, чтобы классифицирующие спонтанную ЭЭГ алгоритмы зафиксировали появление в заданном корковом регионе паттерна десинхронизации и трансформировали его в команду для соответствующих исполнительных устройств [22, 40]. Одним из существенных недостатков ИМК независимого типа является практическая невозможность удерживать в уме более трех-четырёх моторных образов, эффективно кодирующих намерения человека на уровне командных ЭЭГ [16]. В то же время преимуществом этого подхода является независимая природа конструируемых на его основе ИМК: оператор может высказать свое намерение через интерфейс в любое время независимо от внешних обстоятельств.

Совсем другие возможности в кодировании намерений человека предоставляют технологии зависимых ИМК. В основе этих ИМК лежит регистрация реакций ЭЭГ на внешнюю стимульную среду, организованную таким образом, чтобы в специфике ответов ЭЭГ можно было определить текущий фокус внимания человека к одному из этих объектов, например к кнопке с соответствующими пиктограммами. Таким образом, кодирующими намерения человека становятся внешние стимульные объекты, а фокус внимания человека

к тому или иному объекту лишь выдает его намерение. Наиболее удачной практической реализацией зависимых ИМК является спеллер для набора текстов Фарвела и Дончина [13], впервые разработанный в конце 1980-х гг. и до настоящего времени совершенствуемый в различных модификациях от применения цветowych меток целевых стимулов [34] и гибридизации Р300-регламентов с независимыми ИМК [26] до использования подвижных стимульных элементов [3, 19, 37].

В ИМК подобного рода используется известное свойство связанных с событиями потенциалов, когда выходящий из ряда (odd-ball) стимул провоцирует появление повышенной позитивности в вызванных потенциалах примерно через 300 мс после предъявления стимула. Эти Р300-потенциалы и служат маркерами фокуса внимания оператора зависимых ИМК к одному из многих, до 30–40, объектов зрительного поля. Каждый такой объект в стимульной матрице выделяется в случайном порядке подсветкой и таким образом вызывает реакции ЭЭГ. Однако только один объект будет отличаться реакцией ЭЭГ с увеличенным компонентом Р300 – именно тот, на котором оператор фокусирует свое внимание. Таким образом, организуется стимульно-реактивная среда, в которой алгоритмы зависимого ИМК могут детектировать последовательные «ходы» фокуса внимания оператора от одного объекта к другому, как нажатия кнопок виртуальной клавиатуры или пульта управления. Точность детектирования команд в таком ИМК достигает 95–97% при скорости выбора символов до 12–15 в минуту [3], но при этом, очевидно, оператор должен быть все время привязан к матричной стимульной среде.

Некоторым промежуточным вариантом между зависимыми и независимыми ИМК является подход, основанный на известном свойстве ритмов спонтанной ЭЭГ резонансно подстраиваться по частоте к внешним источникам ритмической стимуляции [20, 25]. В рамках этого подхода стимульная среда ИМК представляет некоторый набор объектов-источников ритмической зрительной стимуляции (до пяти-девяти), непрерывно работающих в пределах зрительного поля каждый на своей частоте, подобранной в пределах естественного спектрального диапазона ЭЭГ. Фокусирование внимания оператора на одном из этих источников приводит к перестройке спектрального состава ЭЭГ в пользу частоты миганий целевого источника, что может достаточно быстро детектироваться алгоритмами распознавания спектральных паттернов и передаваться далее как команда для исполнительного устройства, заранее ассоциированного с конкретным

паттерном ЭЭГ [27]. Например, оператор ИМК может управлять движущимся объектом на плоскости, если четыре ортогональных направления движения объекта будут определяться командами от расположенных по этому направлению разночастотных источников световой ритмической стимуляции. Оператору достаточно будет сфокусировать внимание на конкретном источнике световой ритмики, расположенном, например, слева от подвижного объекта, чтобы соответствующая спектральная перестройка ЭЭГ была детектирована как специфический паттерн и трансформирована в команду движителю этого объекта для поворота налево. Таким образом, в отличие от работы с ИМК на волне Р300 в частотно-резонансных ИМК оператор не привязан к циклу начала и окончания стимуляции от того или иного объекта, так как они работают непрерывно, но все же его фокус внимания определяется по резонансу ЭЭГ к тому или иному внешнему объекту.

В последнее время становится все более перспективным создание гибридных ИМК, построенных не только на совместных зависимых-независимых протоколах [26], но и с использованием наряду с ЭЭГ дополнительных физиологических показателей, таких как активность заинтересованных в выполнении целевого действия мышц [24], окулограммы [8], траектории взора [29] и других. Предлагаются и так называемые кооперативные ИМК, классифицирующие алгоритмы которых построены на обобщении паттернов ЭЭГ многих пользователей [33], что делает ИМК-машины более универсальными в отношении индивидуальных особенностей человека-оператора.

На основе перечисленных подходов к дизайну ИМК созданы реально действующие макеты. В частности, к таковым относятся различные варианты спеллинговых систем, позволяющих фокусированием внимания на объектах экрана «нажимать» кнопки виртуальной клавиатуры для набора текста или команд управления внешними устройствами [44]; построены ИМК для реализации намерений человека в трансформации экранных зрительных сцен, в переключении ссылок навигаторов Интернета и виртуальной реальности, в управлении инвалидными колясками, протезами, персонажами компьютерных игр [44] и даже сборкой стационарных и подвижных пазлов [4]. Показана даже возможность работы контура ИМК без осознанных (волевых) усилий человека [18].

Основные сферы практической реализации ИМК

В настоящее время можно выделить сферы реализации ИМК в том виде, в каком они представляются на этапе, когда еще являются, скорее, демонстрацией самых смелых фантазий исследователей, чем реально применяемыми на практике технологиями.

ИМК в системах коммуникации

Ментальное управление экранными символами – это одна из самых успешных и надежных сфер реализации технологии ИМК. Как уже отмечалось, открытая работой Фарвела и Дончина в 1988 г. [13] технология ИМК на основе волны Р300 позволяет детектировать выбранный фокусированием внимания символ на экране при наборе текста или при вводе команды для пульта управления. В настоящее время эта технология по ряду параметров значительно усовершенствована, что позволяет ее использовать для коммуникации даже с тяжелыми пациентами, например страдающими амиотрофическим боковым склерозом [36].

В дальнейшем спеллинг-технологии для набора текста были существенно расширены применением методов спектрального анализа ЭЭГ (Thought-Translation-Device) [11], а также интеллектуальными регламентами работы с экраном, такими как технология Hex-o-Spell [41], DASHER [42] и др.

Однако, несмотря на то что спеллинг-технологии являются одними из первых и наиболее разработанных приложений ИМК, они при достаточно высокой надежности и точности реализации ментального выбора символа, не более 5% ошибок, дают время набора одного символа не менее 6–9 с. В основном время надежного ввода одного символа определяется числом его повторных предъявлений для накопления статистики, прежде чем будет выдано статистическое решение алгоритма. При однократном предъявлении скорость набора возросла бы многократно, не менее одного символа в секунду, но недостаточная статистика усреднения в таком случае приводит к неприемлемому уровню ошибок, до 40%.

Тем не менее коммуникативные технологии ИМК могут использоваться там, где не требуется достаточно большой скорости биотехнической коммуникации, например при работе с пациентами, которые лишены других естественных возможностей общения посредством мышечных действий, а также для здорового человека в системах SMS-коммуникаций и игровых приложений.

ИМК в контроле и управлении

По-видимому, в будущем функция контроля и управления ИМК определит одну из самых широких областей приложений этих технологий. Здесь можно

выделить сразу несколько направлений развития ИМК-проектов, не требующих высокой скорости и абсолютной надежности управления.

Первое направление – это прежде всего управление навигаторами в интернет-поиске и виртуальных средах, управление гипертекстовыми справочными системами и пространственной локализацией на картах. К настоящему времени уже известны успешные попытки освоить ИМК-управление интернет-навигаторами; примером является система Nessi [10] и ей подобные. В лаборатории нейрокомпьютерных интерфейсов в МГУ в настоящее время разработан и проходит тестирование управляемый волной Р300 гипертекстовый справочник матричного типа, позволяющий испытуемому интерактивно «путешествовать» по всему древу справочной инфраструктуры.

Второе направление – это контроль отображения компьютерной информации на носимых устройствах, когда помощь рук и голосовое сопровождение затруднены или дискомфортны. Речь идет о еще только начинающих разрабатываться в настоящее время интерактивных очках в стиле GoogleProjectGlass, шлемах хирурга или оператора микросистем, информационно активных лобовых стеклах транспортных средств, других носимых или подвижных средствах отображения компьютерной информации.

Третье направление в области ИМК-управления – это включение-выключение сервисных устройств и подвижных средств для создания большего комфорта человека в его трудовой деятельности, в быту и в медицинской сфере, в частности в управлении бытовой техникой, сегментами конвейера, инвалидной коляской [9, 35]. Одной из версий этой технологии может быть минимальный двухпозиционный ИМК-переключатель, рассчитанный на подачу только одной команды, например включение тревожного сигнала, ключевого устройства, фиксатора протеза и т.д.

Наконец, четвертое направление в реализации функции ИМК контроля состоит в управлении робототехническими системами, т.е. устройствами, способными расширить манипуляторные возможности человека. ИМК-технологии привнесут в мир манипуляторов и роботов совершенно новое качество: при всей процессорной насыщенности этих устройств, например мобильных роботов, целевые установки действий ИМК-роботов в отличие от их традиционных версий будут определяться командами непосредственно от головного мозга управляющего этими устройствами человека. В обиходе человека появятся настольные манипуляторы и прикроватные (в медицине) сервисные манипуляторы, ИМК-роботы, позволяющие человеку одним наме-

рением дать задание на выполнение этими устройствами тех или иных манипуляций в широкой оперативной зоне его жизнедеятельности и даже вне этой зоны.

ИМК контроллеры для управления электростимуляцией мышц

Функциональная электростимуляция мышц (ФЭС) – один из наиболее перспективных подходов для частичного восстановления двигательных функций человека при нетерминальных парезах конечностей. В этой технологии адекватное позиционирование стимулирующих электродов и оптимальный подбор параметров стимуляции позволяет добиться фазического повышения тонуса, например, соответствующих мышц кисти, достаточного для выполнения захвата и удержания предмета даже у пациентов с тетраплегией. Однако при том, что в настоящее время хорошо разработаны различные системы миостимуляции для восстановления отдельных движений, у таких пациентов остается нерешенной проблема самостоятельного включения стимуляции мышц в нужный для пациента момент. Даже для пациентов с ограниченными парезами, способными включать миостимуляцию мимикой, движением челюстей или языка, такое управление миостимулятором, очевидно, некомфортно и неэстетично. Поэтому вполне естественной была идея объединения ФЭС с ИМК, посредством которого предполагалось произвольным образом включать миостимуляцию по одному намерению пациента [28]. Группа Фуртшеллера [31] первой построила гибридные системы ИМК-ФЭС, основанные на детекции паттернов ЭЭГ, произвольно генерируемых пациентом при представлении движения конечности.

Дальнейшее развитие этих технологий привело к интеграции гибрида ИМК-ФЭС с управляемым ортезом, механически стабилизирующим и усиливающим движение атоничной конечности [23]. Возможно, гибриды ИМК-ФЭС или ИМК-ортез могут быть использованы более широко, например в протезировании конечностей у инвалидов, которые в силу неполной инвалидности хотя и могли бы управлять электромеханическим протезом, например, сохранной конечностью, но, очевидно, более естественным для них было бы управление непосредственно «силой намерения» посредством ИМК.

ИМК в игровой индустрии и тренинге

Игровые симуляторы, стратегии, тренажеры и даже «стрелялки» – это естественное приложение ИМК-технологий, так как они напрямую реализуют «игры разума» в виртуальной реальности [9], когда персона-

жи и объекты виртуальной среды становятся чувствительными не к мышечным действиям, а к одному лишь намерению игрока. Действительно, в игровых парадигмах можно использовать различные типы ИМК, работающие на параметрах спонтанной ЭЭГ, на вызванных потенциалах, учитывающие оценку аффективной составляющей деятельности игрока по ЭЭГ и т.д. Все это позволит игроку не только собственно управлять игрой, но и даст возможность самой игровой среде модифицироваться, например, адекватно эмоциональному настрою игрока. Таким образом, успешность и в конечном итоге удовольствие от игры в технологиях ИМК будут зависеть уже не от скорости и автоматизма двигательных реакций, но в большей мере от умения игрока фокусировать внимание на внутренних намерениях, на навыке умственной оперативной готовности. На этой волне игровые технологии ИМК могут совмещать в себе приятное с полезным, воплощая в себе ненавязчивые тренажеры внимания, оперативной памяти, способности владеть своим состоянием. Возможно, именно игровые ИМК-тренажеры станут основой профилактики проблем дефицита внимания и гиперактивности.

В настоящее время существуют не только лабораторные варианты игр, как, например, в лаборатории авторов статьи в МГУ [4, 19, 37], но и коммерческие версии игровых ИМК, выведенные на широкий рынок специализированными компаниями (NeuroSky, Emotive и др.). Представляется, что при всей кажущейся второстепенности этой стороны ИМК-приложений именно игровая индустрия является тем полигоном, где ИМК-технологии могут быть отработаны до практических воплощений во всех сферах деятельности человека. В частности, в медицине и в фитнесе будут востребованы различные активаторы внимания, умственной производительности, образности представлений и т.д. Планируются для разработки даже тренажеры деятельности дефицитных мозговых областей, например, для постинсультных пациентов, у которых съемные электроды для ЭЭГ могут устанавливаться на голове над соответствующими областями коры больших полушарий мозга. Регистрируемая от этих областей ЭЭГ будет управлять мотивационно высокоактивными игровыми приложениями, одновременно вовлекая в тренинговую активность нейрологические и биохимические механизмы мозга.

Этические аспекты ИМК

Социальные запросы в построении технологий ИМК и их внедрения в реальную жизнь человека, как и многие другие новые технологии, не свободны от

морально-этических проблем [5, 39]. В первую очередь это касается опасности миниатюризации ИМК до размеров микросхемы для подкожного внедрения в организм здорового человека с благовидной целью расширения его возможностей по коммуникации с заранее настроенными на ИМК-контакт внешними исполнительными устройствами: бытовыми приборами, кодовыми замками, трансляторами коротких сообщений, настольными манипуляторами [35]. Несмотря на возможный высокий социальный спрос на подобные устройства, их свободная установка и распространение могут привести к тому, что человек станет механически зависимым от техногенного сервиса и автоматизированного внешнего контроля, будучи не в силах освободиться от подобных устройств самостоятельно. Не исключено также, что ИМК-технологии могут получить широкое внедрение в специализированной индустрии и военных областях, там, где требуются тесное совмещение человека и техники, где человек по собственной воле может стать компонентом биотехнического агрегата. Наконец, ИМК-технологии, в основе которых лежит расшифровка намерений человека, могут привести к созданию весьма эффективных «детекторов правды», которые в условиях неправового поля будут явно нарушать права человека на тайну личности. Все это свидетельствует о том, что сфера разработки ИМК-технологий должна уже в настоящее время находиться под контролем комиссий по биоэтике в научно-исследовательских организациях и не выходить за рамки общечеловеческих ценностей.

Работа выполнена при поддержке фонда «Сколково», грант № 1110034.

Литература

1. Базанова О.М., Штарк М.Б. Оптимизации психомоторной реактивности. Сообщение I. Сравнительный анализ биоуправления и обычной исполнительской практики // Физиология человека. 2007. Т. 33 (4). С. 24–32.
2. Джафарова О.А., Донская О.Г., Зубков А.А., Штарк М.Б. Игровое биоуправление как технология профилактики стрессзависимых состояний // Биоуправление-4. Теория и практика. Новосибирск, 2002. С. 86–96.
3. Ганин И.П., Шишкин С.Л., Кочетова А.Г., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер «на волне P300»: исследование эффекта номера стимулов в последовательности их предъявления // Физиология человека. 2012. Т. 38, № 2. С. 5–13.
4. Каплан А.Я., Логачев С.А. Игра и способ ее ведения: пат. на изобретение № 2406554. От 14.07.2009.
5. Кочетова А.Г., Каплан А.Я. How far should we go in augmented humans: ethical aspects of BCI // Материалы 2-го междунар. симп. «Интерфейс „мозг-компьютер“». Ростов н/Д: Изд-во ЮФУ, 2012. Т. 2. С. 61–64.
6. Штарк М.Б. Биоуправление: бег на месте или движение вперед? // Бюл. сиб. медицины. 2010. Т. 9, № 1.

7. Штарк М.Б., Скок А.Б. Применение электроэнцефалографического биоуправления в клинической практике (обзор литературы) // Биоуправление-3: теория и практика / ред. М. Штарк, Р. Колл. Новосибирск, 1998. С. 130–141.
8. Allison B.Z., R Leeb R., Brunner C. et al. Toward smarter BCIs: extending BCIs through hybridization and intelligent control // J. Neural. Eng. 2012. V. 9. P. 1–7.
9. Bayliss J.D., Ballard D.H. A virtual reality testbed for brain-computer interface research // IEEE Trans. Rehabil. Eng. 2000. V. 8. P. 188–190.
10. Bensch M. et al. Nessi: an EEG controlled web browser for severely paralyzed patients // Comput. Intell. Neurosci. 2007. V. 5. Article ID 71863.
11. Birbaumer N., Murguialday A.R., Cohen L. Brain-computer interface in paralysis // Curr. Opin. Neurol. 2008. V. 21. P. 634–638.
12. Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface // IEEE Trans Rehabil. Eng. 2000. V. 8 (2). P. 174–179.
13. Farwell L.A., Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials // Electroenceph Clin. Neurophysiol. 1988. V. 70. P. 510–23.
14. Jeannerod M., Frak V. Mental imaging of motor activity in humans Current Opinion // Neurobiology. 1999. V. 9 (6). P. 735–739.
15. Hinterberger T., Veit R., Wilhelm B., Weiskopf N., Vatine J.J., Birbaumer N. Neuronal mechanisms underlying control of a brain-computer interface // Eur. J. Neurosci. 2005. V. 21 (11). P. 3169–3181.
16. Höller Y., Bergmann J., Kronbichler M., et al. E. Real movement vs. motor imagery in healthy subjects // Int. J. Psychophysiol. 2012. P. S0167–8760.
17. Kamiya J. Conscious control of brain wave // Psychol. Today. 1968. V. 1. P. 56–60.
18. Kaplan A.Ya., Lim J.J., Jin K.S. et al. Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain-computer interface based on color perception // Intern. J. Neuroscience. 2005. V. 115. P. 781–802.
19. Kaplan A., Shishkin S., Ganin I., Basul I. The prospects of the P300-based brain-computer interface in game control // IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games 2013 (in press).
20. Kelly S.P., Lalor E.C., Finucane C., McDarby G., Reilly R.B. Visual spatial attention control in an independent brain-computer interface // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2005. V. 52 (9). P. 1588–1596.
21. Krusienski D., Sellers E., Cabestaing F. et al. A comparison of classification techniques for the P300 speller // J. of Neural Engineering. 2006. V. 6. P. 299–305.
22. Krusienski D.J., Schalk G., McFarland D.J., Wolpaw J.R. A mu-rhythm matched filter for continuous control of a brain-computer interface // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2007. V. 54 (2). P. 273–280.
23. Leeb R., Gubler M., Tavella M., Miller H., Del Millan J.R. On the road to a neuroprosthetic hand: a novel hand grasp orthosis based on functional electrical stimulation // ConfProc IEEE Eng Med Biol Society 2010. 2010. P. 146–149.
24. Leeb R., Sagha H., Chavarriaga R., Del Millan J.R. A hybrid brain-computer interface based on the fusion of electroencephalographic and electromyographic activities // J. Neural Eng. 2011. V. 8. P. 1–5.
25. Lin Z., Zhang C., Wu W., Gao X. Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based

- BCIs // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2006. V. 53 (12). P. 2610–2614.
26. Long J., Li Y., Wang H., Yu T., Pan J., Li F.. A hybrid brain computer interface to control the direction and speed of a simulated or real wheelchair // IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng. 2012. V. 20 (5). P. 720–729.
27. Lopez Miguel A., Pelayo Francisco, Madrid Eduardo, Prieto Alberto. Statistical characterization of steady-state visual evoked potentials and their use in brain-computer interfaces // Neural. Process. Lett. 2009. V. 29. P. 179–187.
28. Müller-Putz G.R. et al. Brain-computer interfaces for control of neuroprostheses // Biomed. Tech., 2006. V. 51, P. 57–63.
29. Müller-Putz G.R., Breitwieser C., Tangermann M. et al. Tobi hybrid BCI: principle of a new assistive method // International Journal of Bioelectromagnetism. 2011. V. 13. № 3. P. 144–145.
30. Nicolas-Alonso L.F., Gomez-Gil J. Brain computer interfaces, a review // Sensors (Basel). 2012. V. 12 (2). P. 1211–1279.
31. Pfurtscheller G. et al. Thought-control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia // Neurosci. Lett. 2003. V. 351. P. 33–36.
32. Rak R.R.J., Kolodziej M., Majkowski A. Brain-computer interface as measurement and control system: the review paper // Metrol. Meas. Syst. 2012. V. 19. P. 427–444.
33. Wang Y., Jung T-P. A Collaborative brain-computer interface for improving human performance // PLoS ONE. 2011. V. 6 (5). P. 1–4.
34. Salvaris M., Cinel C., Citi L., Poli R. Novel protocols for P300-based brain-computer interfaces // IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng. 2012. V. 20 (1). P. 8–17.
35. Sellers E.W., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. A brain-computer interface for long-term independent home use // Amyotroph. Lateral Scler. 2010. V. 11. P. 455.
36. Silvoni S. et al. P300-based brain-computer interface communication: evaluation and follow-up in amyotrophic lateral sclerosis // Front. Neurosci. 2009. V. 3. P. 60.
37. Shishkin S.L., Ganin I.P., Kaplan A.Y. Event-related potentials in a moving matrix modification of the P300 brain-computer interface paradigm // Neuroscience Letters. 2011. V. 496 (2). P. 95–99.
38. Vidal J.J. Toward direct brain-computer communication // Annu. Rev. Biophys. Bioeng. 1973. V. 2. P. 157–180.
39. Vlek R.J., Steines D., Szibbo D., Kübler A., Schneider M.J., Haselager P., Nijboer F. Ethical issues in brain-computer interface research, development, and dissemination // J. Neurol. Phys. Ther. 2012. V. 36 (2). P. 94–99.
40. Wang D., Miao D., Blohm G. Multi-class motor imagery EEG decoding for brain-computer interfaces // Front Neurosci. 2012. V. 6. P. 151.
41. Williamson J. et al. Designing for uncertain, asymmetric control: interaction design for brain-computer interfaces // Int. J. Hum. Comput. Stud. 2009. V. 67. P. 827–841.
42. Wills S., and MacKay D. DASHER-an efficient writing system for brain-computer interfaces? // IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 2006. V. 14. P. 244–246.
43. Wolpaw J., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T. Brain-computer interfaces for communication and control // Clin. Neurophysiol., 2002. V. 113, P. 767–791.
44. Wolpaw J.R. Brain-computer interfaces as new brain output pathways // The Journal of Physiology. 2007. V. 579 (3). P. 613–619.

Поступила в редакцию 22.11.2012 г.

Утверждена к печати 07.12.2012 г.

Каплан Александр Яковлевич (✉) – д-р биол. наук, профессор, зав. лабораторией нейрофизиологии и нейрокомпьютерных интерфейсов биологического факультета МГУ им. М.В.Ломоносова (г. Москва).

Кочетова Арина Германовна – канд. биол. наук, ст. науч. сотрудник лаборатории нейрофизиологии и нейрокомпьютерных интерфейсов биологического факультета МГУ им. М.В.Ломоносова (г. Москва).

Шишкин Сергей Львович – канд. биол. наук, ст. науч. сотрудник НИЦ Курчатовский институт, НБИКС Центр (г. Москва).

Басюл Иван Андреевич – аспирант Института психологии РАН (г. Москва).

Ганин Илья Петрович – аспирант биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова (г. Москва).

Васильев Анатолий Николаевич – аспирант биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова (г. Москва).

Либуркина Софья Павловна – аспирант биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова (г. Москва).

✉ Каплан Александр Яковлевич, тел. 8-915-069-2127, e-mail: akaplan@mail.ru; web: http://brain.bio.msu.ru

EXPERIMENTAL AND THEORETICAL FOUNDATIONS AND PRACTICAL IMPLEMENTATION OF TECHNOLOGY BRAIN-COMPUTER INTERFACE

Kaplan A.Ya.¹, Kochetova A.G.¹, Shishkin S.L.², Basyul I.A.³, Ganin I.P.¹, Vasilev A.N.¹, Liburkina S.P.¹

¹ *Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow, Russian Federation*

² *Research Center Kurchatov Institute, NBIKS Center, Moscow, Russian Federation*

³ *Institute of Psychology, Russian Academy of Sciences, Moscow, Russian Federation*

ABSTRACT

Technology brain-computer interface (BCI) allow saperson to learn how to control external devices via thevoluntary regulation of own EEG directly from the brain without the involvement in the process of nerves and muscles. At the beginning the main goal of BCI was to replace or restore motor function to people disabled by neuromuscular disorders. Currently, the task of designing the BCI increased significantly, more capturing different aspects of life a healthy person. This article discusses the theoretical, experimental and technological base of BCI development and systematized critical fields of real implementation of these technologies.

KEY WORDS: EEG, brain-computer interface, human operator.

Bulletin of Siberian Medicine, 2013, vol. 12, no. 2, pp. 21–29

References

1. Bazanova O.M., Shtark M.B. *Human Physiology*, 2007, vol. 33 (4), pp. 24–32 (in Russian).
2. Dzhafarova O.A., Donskaya O.G., Zubkov A.A., Shtark M.B. *Biofeedback-4. Theory and practice*. Novosibirsk, 2002. Pp. 86–96 (in Russian).
3. Ganin I.P., Shishkin S.L., Kochetova A.G., Kaplan A.Ya. *Human Physiology*, 2012, vol. 38, no 2, pp. 5–13 (in Russian).
4. Kaplan A.Ya, Logachev S.A. *The game and the way to fight it: patent for invention* № 2406554. (14.07.2009) (in Russian).
5. Kochetova A.G., Kaplan A.Ya. How far should we go in augmented humans: ethical aspects of BCI. *Materials of the 2nd international Symposium «Interface „brain-computer“»*. Rostov/D: South federal University Publ., 2012, vol. 2, pp. 61–64 (in Russian).
6. Shtark M.B. *Bulletin of Siberian Medicine*, 2010, vol. 9, no 1, pp. 5–6(in Russian).
7. Shtark M.B., Skok A.B. *Biofeedback-3: Theory and practice*. Novosibirsk, 1998. Pp. 130–141 (in Russian).
8. Allison1 B.Z., R Leeb R., Brunner C. et al. Toward smarter BCIs: extending BCIs through hybridization and intelligent control. *J. Neural. Eng.*, 2012, vol. 9, pp. 1–7.
9. Bayliss J.D., Ballard D.H. A virtual reality testbed for brain-computer interface research. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, 2000, vol. 8, pp. 188–190.
10. Bensch M. et al. Nessi: an EEG controlled web browser for severely paralyzed patients. *Comput. Intell. Neurosci.*, 2007. V. 5. Article ID 71863.
11. Birbaumer N., Murguialday A.R., Cohen L. Brain-computer interface in paralysis. *Curr. Opin. Neurol.*, 2008, vol. 21, pp. 634–638.
12. Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Trans Rehabil. Eng.*, 2000, vol. 8 (2), pp. 174–179.
13. Farwell L.A., Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1988, vol. 70, pp. 510–23.
14. Jeannerod M., Frak V. Mental imaging of motor activity in humans Current Opinion. *Neurobiology*, 1999, vol. 9 (6), pp. 735–739.
15. Hinterberger T., Veit R., Wilhelm B., Weiskopf N., Vatine J.J., Birbaumer N. Neuronal mechanisms underlying control of a brain-computer interface. *Eur. J. Neurosci.*, 2005, vol. 21 (11), pp. 3169–3181.
16. Höller Y., Bergmann J., Kronbichler M., et al. E. Real movement vs. motor imagery in healthy subjects. *Int. J. Psychophysiol.* 2012. pp. S0167–8760.
17. Kamiya J. Conscious control of brain wave. *Psychol. Today*, 1968, vol. 1, pp. 56–60.
18. Kaplan A.Ya., Lim J.J., Jin K.S. et al. Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain-computer interface based on color perception. *Intern. J. Neuroscience*, 2005, vol. 115, pp. 781–802.
19. Kaplan A., Shishkin S., Ganin I., Basul I. The prospects of the P300-based brain-computer interface in game control. *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games*, 2013 (in press).
20. Kelly S.P., Lalor E.C., Finucane C., McDarby G., Reilly R.B. Visual spatial attention control in an independent brain-computer interface. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2005, vol. 52 (9), pp. 1588–1596.

21. Krusienski D., Sellers E., Cabestaing F. et al. A comparison of classification techniques for the P300 speller. *J. of Neural Engineering*, 2006, vol. 6, pp. 299–305.
22. Krusienski D.J., Schalk G., McFarland D.J., Wolpaw J.R. A mu-rhythm matched filter for continuous control of a brain-computer interface. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2007, vol. 54 (2), pp. 273–280.
23. Leeb R., Gubler M., Tavella M., Miller H., Del Millan J.R. On the road to a neuroprosthetic hand: a novel hand grasp orthosis based on functional electrical stimulation. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Society*, 2010. P. 146–149.
24. Leeb R., Sagha H., Chavarriaga R., Del Millan J.R. A hybrid brain-computer interface based on the fusion of electroencephalographic and electromyographic activities. *J. Neural Eng.*, 2011, vol. 8, pp. 1–5.
25. Lin Z., Zhang C., Wu W., Gao X. Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2006, vol. 53 (12), pp. 2610–2614.
26. Long J., Li Y., Wang H., Yu T., Pan J., Li F.. A hybrid brain computer interface to control the direction and speed of a simulated or real wheelchair. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 2012, vol. 20 (5), pp. 720–729.
27. Lopez Miguel A., Pelayo Francisco, Madrid Eduardo, Prieto Alberto. Statistical characterization of steady-state visual evoked potentials and their use in brain-computer interfaces. *Neural. Process. Lett.*, 2009, vol. 29, pp. 179–187.
28. Müller-Putz G.R. et al. Brain-computer interfaces for control of neuroprostheses. *Biomed. Tech.*, 2006, vol. 51, pp. 57–63.
29. Müller-Putz G.R., Breitwieser C., Tangermann M. et al. Tobi hybrid BCI: principle of a new assistive method. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 2011, vol. 13, no. 3, pp. 144–145.
30. Nicolas-Alonso L.F., Gomez-Gil J. Brain computer interfaces, a review. *Sensors (Basel)*, 2012, vol. 12 (2), pp. 1211–1279.
31. Pfurtscheller G. et al. Thought-control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neurosci. Lett.*, 2003, vol. 351, pp. 33–36.
32. Rak R.R.J., Kołodziej M., Majkowski A. Brain-computer interface as measurement and control system: the review paper. *Metrol. Meas. Syst.*, 2012, vol. 19, pp. 427–444.
33. Wang Y., Jung T-P. A Collaborative brain-computer interface for improving human performance. *PLoS ONE*, 2011, vol. 6 (5), pp. 1–4.
34. Salvaris M., Cinel C., Citi L., Poli R. Novel protocols for P300-based brain-computer interfaces. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 2012, vol. 20 (1), pp. 8–17.
35. Sellers E.W., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotroph. Lateral Scler.*, 2010, vol. 11, pp. 455.
36. Silvoni S. et al. P300-based brain-computer interface communication: evaluation and follow-up in amyotrophic lateral sclerosis. *Front. Neurosci.*, 2009, vol. 3, pp. 60.
37. Shishkin S.L., Ganin I.P., Kaplan A.Y. Event-related potentials in a moving matrix modification of the P300 brain-computer interface paradigm. *Neuroscience Letters*, 2011, vol. 496 (2), P. 95–99.
38. Vidal J.J. Toward direct brain-computer communication. *Annu. Rev. Biophys. Bioeng.*, 1973, vol. 2, pp. 157–180.
39. Vlek R.J., Steines D., Szibbo D., Kübler A., Schneider M.J., Haselager P., Nijboer F. Ethical issues in brain-computer interface research, development, and dissemination. *J. Neurol. Phys. Ther.*, 2012, vol. 36 (2), pp. 94–99
40. Wang D., Miao D., Blohm G. Multi-class motor imagery EEG decoding for brain-computer interfaces. *Front. Neurosci.*, 2012, vol. 6, pp. 151.
41. Williamson J. et al. Designing for uncertain, asymmetric control: interaction design for brain-computer interfaces. *Int. J. Hum. Comput. Stud.*, 2009, vol. 67, pp. 827–841.
42. Wills S., and MacKay D. DASHER – an efficient writing system for brain-computer interfaces?. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2006, vol. 14, pp. 244–246.
43. Wolpaw J., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin. Neurophysiol.*, 2002, vol. 113, pp. 767–791.
44. Wolpaw J.R. Brain-computer interfaces as new brain output pathways. *The Journal of Physiology*, 2007, vol. 579 (3), pp. 613–619.

Kaplan Alexander Ya. (✉), Laboratory of Neurophysiology and Neurocomputing Interfaces Faculty of Biology, Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow, Russian Federation.

Kochetova Arina G., Laboratory of Neurophysiology and Neurocomputing Interfaces Faculty of Biology, Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow, Russian Federation.

Shishkin Sergey L., Research Center Kurchatov Institute, NBIKS Center, Moscow, Russian Federation.

Basyul Ivan A., a graduate student Postgraduate Institute of Psychology, Russian Academy of Sciences, Moscow, Russian Federation.

Ganin Ilya P., a graduate student of Biological Faculty of Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow, Russian Federation.

Vasilyev Anatoly N., a graduate student of Biological Faculty Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow, Russian Federation.

Liburkina Sofia P., a graduate student of Biological Faculty Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow, Russian Federation.

✉ **Kaplan Alexander Ya.**, Ph.: +7-9150692127; e-mail: akaplan@mail.ru; web: <http://brain.bio.msu.ru>