

Н.Л. Прохоров¹, Д.А. Баловнев¹, А.А. Рублев¹, В.Е. Красовский¹

¹ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука»

N. Prokhorov, D. Balovnev, A. Rublev, V. Krasovsky

МЕТОДЫ РЕАЛИЗАЦИИ НЕИНВАЗИВНОГО ИНТЕРФЕЙСА МОЗГ-МОЗГ

REVIEW OF THE IMPLEMENTATION NON-INVASIVE BRAIN-TO-BRAIN INTERFACE

В настоящее время интерфейс мозг-мозг находится на стадии интенсивных исследований и разработки. В данной статье приведен обзор методов реализации неинвазивного интерфейса мозг-мозг. Рассмотрены проблемы, с которыми сталкивается разработчик данных интерфейсов, а также текущие и перспективные области их применения.

Nowadays brain-to-brain interface is at the stage of development. This article provides an overview of the implementation of non-invasive methods of brain-to-brain interface. Are considered problems faced by the developer of these interfaces, as well as the current and future scope of brain-to-brain interface.

Ключевые слова: интерфейс мозг-мозг, зрительные вызванные потенциалы, медленные корковые потенциалы, компонент P300, транскраниальная стимуляция сфокусированным ультразвуком.

Keywords: brain-to-brain interface, visual-evoked-potentials, slow cortical potentials, component P300, transcranial focused ultrasound stimulation.

Введение

Анализ взаимодействия, в буквальном смысле, миллиардов нейронов в сложных путях существенно более труден, чем анализ простых рефлексов. Передача информации в мозг при восприятии звука, прикосновения, запаха или зрительного образа требует последовательного вовлечения нейрона за нейроном, так же как и при выполнении простого произвольного движения. Серьезная проблема при анализе взаимодействия

нейронов и структуры сети возникает из-за плотной упаковки нервных клеток, сложности их взаимосвязей и обилия типов клеток.

Несмотря на огромную сложность центральной нервной системы, современные достижения в области нейронаук позволяют приблизиться к возможности создания интерфейса мозг-мозг (ИММ). В данной статье представлен анализ различных подходов к этой проблеме. Проблема создания ИММ исследуется и в ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука».

Рассмотренные в первом и втором разделах методы построения интерфейса мозг-компьютер (ИМК) нашли реализацию как в коммерческих продуктах (например, Emotiv EPOC), так и в различных исследованиях мозга в лабораториях по всему миру. В третьем разделе описаны возможные способы стимуляции нейронов, позволяющие в перспективе передавать информацию в головной мозг, минуя естественные органы чувств. Интерфейс компьютер-мозг (ИКМ) на сегодняшний день находится в стадии разработки, но уже сегодня имеются удачные попытки стимуляции отдельных областей мозга. Объединение этих двух однонаправленных интерфейсов в интерфейс мозг-мозг (ИММ) позволит не только получать информацию от мозга, но и передавать информацию в мозг. Таким образом решится одна из самых важных проблем ИМК – отсутствие «естественной» обратной связи при управлении внешними устройствами.

Интерфейс мозг-мозг является аппаратной и программной средой, которая решает последовательно ряд задач (первые две относятся к ИМК, последние две – к ИКМ):

- 1) съем активности головного мозга;
- 2) обнаружение заданных паттернов и формирование необходимых команд для внешних устройств;
- 3) формирование программы стимуляции мозга для передачи информации в мозг;
- 4) передача информации в головной мозг при помощи возбуждения и модуляции нейронной активности заданных областей головного мозга.

ИММ найдет применение в различных научных и прикладных областях, таких как:

- фундаментальные исследования мозга у человека и некоторых видов животных;
- лечение моторных нарушений, в т.ч. и возвращение двигательной функции парализованным частям тела;
- протезирование областей мозга с целью замены утраченных функций мозга либо для их расширения и улучшения;
- создание инновационных экзопротезов;
- установка коммуникативной связи между людьми, а также между человеком и некоторыми видами животных;
- диагностика состояния проводящих путей и целостности связей между моторной зоной и другими отделами нервной системы, имеющими отношение к двигательным путям;
- переобучение отдельных областей головного мозга для замещения поврежденной зоны головного мозга;
- тренировка мозговой активности (Brain Fitness);
- создание высокотехнологичных устройств (детекторы лжи, дистанционное управление и т.д.);
- создание игровых устройств нового поколения, а также бытовых аксессуаров (элементы «умного» дома, «умный» будильник и т.д.).

Поскольку ИМК и ИКМ – это части ИММ, то большая часть их применений совпадает, но ИММ значительно усовершенствует устройства с ИМК или ИКМ.

В четвертом разделе данной статьи более подробно рассмотрены текущие и перспективные области применения интерфейса мозг-мозг.

1. Регистрация активности головного мозга

Для регистрации активности головного мозга применяют различные методы: электроэнцефалография, магнитоэнцефалография, эхоэнцефалография,

магниторезонансная томография, позитронно-эмиссионная томография, спектроскопия в ближней инфракрасной области. Для реализации ИМК наиболее часто используется электроэнцефалография (ЭЭГ) в связи с компактностью и низкой стоимостью регистрирующего устройства [1].

Существует три способа съема электрической активности мозга:

- 1) с электродов, расположенных на поверхности головы;
- 2) с электродов, расположенных на поверхности коры мозга;
- 3) с электродов, вживленных непосредственно в мозг.

Инвазивные ИМК обладают рядом преимуществ, самый весомый из которых – это съем ЭЭГ с конкретных областей мозга с минимальной интерференцией с другими областями. К минусам инвазивного ИМК можно отнести высокую вероятность инфекционного заражения через трепанационное отверстие для выхода проводов. Также вживленные электроды повреждают мозг, что приводит к локальному рубцеванию ткани мозга и повреждению нейронов. Вживленные электроды достаточно быстро зарастают соединительной тканью, поэтому служат недолго и их приходится менять. Технология инвазивного ИМК в настоящее время носит экспериментальный характер и ограничена стенами лабораторий [2].

Сигналы неинвазивной ЭЭГ представляют собой суммарное поле миллионов нейронов, ориентированных радиально к скальпу. Касательные токи ЭЭГ не детектирует. Кроме того, токи, возникающие в глубине мозга, также не обнаруживаются из-за большого расстояния и слабых потенциалов. Пространственное разрешение ЭЭГ низкое (около 1 см^2), но временное разрешение хорошее (миллисекунды). Измеренные потенциалы ЭЭГ составляют несколько десятков микровольт. Небольшая амплитуда сигнала может быть легко «зашумлена» мышечной деятельностью и электронными устройствами. Например, движения и моргания глаз, разговор, жевание, помехи 50 Гц от электросети и т.д. вызывают большие артефакты в сигнале ЭЭГ. Также шумы вносят электроды из-за

изменяющего импеданса в месте контакта с кожей [3].

Все эти проблемы решаются как аппаратно, так и программно. Среди программного обеспечения для ИМК широко известны бесплатные пакеты программ для ИМК: кроссплатформенная BioSig toolbox, популярная OpenEEG и с большими возможностями VCI2000 [1].

2. Выделение полезного сигнала из полученной активности мозга

После фильтрации и оцифровки электрической активности мозга из ЭЭГ необходимо извлечь полезный сигнал. Сигнал может быть либо представлен в двоичной форме, либо являться командой, которая может быть интерпретирована в последовательность действий исполнительного устройства (например, протеза).

Двоичное кодирование проявляется в использовании двух устойчивых состояний в ЭЭГ, последовательностью которых пользователь составляет команды, что неэффективно. В связи с этим скорость ИМК при использовании двоичного кодирования является низкой, и его невозможно использовать в динамичном управлении. К плюсам данного подхода можно отнести то, что сигнал достаточно надежно выделяется из ЭЭГ.

Если сигнал является командой для интерпретатора, то скорость ИМК значительно возрастает, но при этом возникают проблемы переобучения мозга на управление внешним объектом с отсутствием естественной обратной связи. Это приводит к более длительному обучению пользователя данному типу ИМК.

Изменение ЭЭГ с целью передачи информации может быть проявлением внутренней воли пользователя, либо являться реакцией на внешнее воздействие. Приемы управления ЭЭГ для формирования полезного сигнала:

- волевое изменение медленных корковых потенциалов (Slow Cortical Potentials);
- волевое изменение сенсомоторных ритмов (Sensorimotor Rhythms);
- внешнее воздействие (событийные потенциалы (Event-related potentials)).

Медленные корковые потенциалы (МКП) – одни из самых низкочастотных компонентов ЭЭГ, изменяющиеся с характерным временем от 300 мс до нескольких секунд. Негативный сдвиг МКП обычно ассоциируется с увеличением корковой активности, а позитивный сдвиг - с уменьшением [4]. Человек способен произвольно управлять МКП [5]. ИМК на основе МКП использует двоичное кодирование, он медленный и требует длительной (несколько месяцев) тренировки пользователя.

Сенсомоторные ритмы регистрируют для нескольких типов ментальных задач (представление движения левой рукой, правой ногой и т.д.) [6]. Каждая из таких задач ассоциируется с какой-либо командой управления устройства. Для выполнения выбранной команды пользователь мысленно исполняет соответствующую ментальную задачу.

У людей в состоянии бодрствования часто наблюдается ритм (очень похожий на α -ритм) в диапазоне 8-12 Гц над первичными областями соматосенсорной и двигательной коры в отсутствие сенсорного входа или движения [7]. Этот ритм называется μ -ритмом, и предполагается, что он производится таламо-кортикальными нейронными сетями. Данный μ -ритм часто сопровождается β -ритмом в диапазоне 13-30 Гц. Эти ритмы являются наиболее перспективными для использования в ИМК. Они ассоциируются с областями мозга, которые напрямую связаны с моторным выходом, т. е. с генерацией моторной команды для управления естественными исполнительными органами. Помимо этого, исполнительные области мозга довольно широко распределены по поверхности коры, из-за чего представления движений разных органов создают разное распределение активности по поверхности коры и, соответственно, разные пространственные паттерны ЭЭГ. Известные реализации данного типа ИМК: Graz BCI [8], Berlin BCI [9], Wadsworth BCI [10].

Для реализации Graz BCI вначале выбирались наиболее адекватные типы представляемых движений. Для каждого типа движения анализировался паттерн ЭЭГ в виде набора спектральных плотностей в диапазоне 5-30 Гц от нескольких электродов над

сенсомоторной корой. В состоянии покоя μ -ритм имеет наибольшую амплитуду, и фокусы его активности симметрично расположены над центральными областями мозга. При воображении движения левой или правой конечностью он подавляется над правым или левым полушарием соответственно.

Berlin BCI основан на той же идее, что и Graz BCI. Для испытуемых определялись две ментальные задачи, обеспечивающие наилучшую классификацию соответствующих паттернов ЭЭГ. Далее эти задачи использовались для формирования бинарной команды управления. Оба интерфейса (Graz BCI и Berlin BCI) не требуют длительного обучения пользователей.

В Wadsworth BCI управление осуществляется с помощью линейного преобразования амплитуд μ - и β -ритма от двух электродов. Процедура обучения непрерывному управлению включает два вида обучения: обучение человека и обучение компьютера. Данный ИМК требует длительного обучения – порядка нескольких месяцев. Несмотря на это, Wadsworth BCI является одним из наиболее оптимальных и быстрых ИМК. Производительность Wadsworth BCI находится на уровне инвазивных ИМК.

Событийные потенциалы – электрическая реакция мозга на внешний раздражитель или на выполнение умственной (когнитивной) задачи. Наиболее популярные реализации: P300 и SSVEP (Steady State Visually Evoked Potentials). Другие менее популярные реализации: VEP (Visually Evoked Potentials), AEP (auditory evoked potentials), SSEP (somatosensory evoked potentials).

SSVEP – зрительные вызванные потенциалы устойчивого состояния проявляются при световом воздействии на сетчатку глаза [11]. Пользователь глазами выбирает требуемый объект на экране. Все объекты периодически подсвечиваются с частотой более 5 Гц. При концентрации внимания на необходимом объекте в сигнале ЭЭГ появляется составляющая с частотой мерцания объекта. В данном случае инициатива перехода нейронов в одно из состояний исходит извне. Пользователю не требуется предварительная

тренировка.

Компонент P300 возникает в ответ на значимый стимул, когда он появляется среди часто предъявляемых незначимых стимулов. Продолжительность P300 составляет 300 мс с положительной амплитудой 5-15 мкВ [12]. Чем реже предъявляется значимый стимул, тем больше амплитуда P300. Чаще всего требуется несколько усреднений для его выделения из ЭЭГ. ИМК с P300 не требует предварительной тренировки.

Трудность регистрации полезного сигнала во всех неинвазивных ИМК состоит в следующем:

- неинвазивный съем ЭЭГ – это картина электрической активности огромного числа нейронов, которая изначально не несет в себе никакого полезного сигнала, т.к. это просто «шум» миллионов нейронов из ближайших областей головного мозга, проникающий через кости черепа;

- мозг человека – «сверхпроизводительный суперкомпьютер», который постоянно выполняет множество задач одновременно, и поэтому заданный образ на ЭЭГ дает изменяющийся интерференционный паттерн.

Но, несмотря на все трудности, мозг ввиду своей высокой пластичности способен регулировать то, что не является изначально сигналом, т.е. ЭЭГ. Мозг способен обучаться управлению внешним объектом, от которого нет 100%-ой естественной обратной связи.

3. Передача полезного сигнала в головной мозг

Стимуляция головного мозга осуществляется инвазивными и неинвазивными методами. Инвазивные методы в данной статье не рассматриваются, просто перечислим их:

- deep brain stimulation – стимуляция глубинных структур головного мозга;
- vagus nerve stimulation – электростимуляция блуждающего нерва;
- subdural and epidural cortical stimulation – субдуральная и эпидуральная стимуляция

коры головного мозга;

- optogenetics – оптогенетика.

Неинвазивные методы передачи информации в головной мозг следующие:

- transcranial direct current stimulation – микрополяризация (метод, позволяющий изменять функциональное состояние различных звеньев ЦНС под действием малого постоянного тока (до 1 мА)) [13];

- transcranial magnetic stimulation – транскраниальная магнитная стимуляция [14];

- transcranial focused ultrasound stimulation – транскраниальная стимуляция сфокусированным ультразвуком [15].

Методы транскраниальной магнитной и электрической стимуляции не могут обеспечить точечной локализации воздействия. Так, при транскраниальной электрической стимуляции из-за низкого сопротивления скальпа и высокого сопротивления черепа при близком размещении электродов (менее 5 см) электрический ток протекает в основном по скальпу, не стимулируя мозг. В случае большого расстояния между электродами нельзя обеспечить локальности воздействия. Также не удастся сконструировать индуктор магнитного поля, обеспечивающий точечную стимуляцию магнитным полем высокой интенсивности [16]. Эти методы не позволяют производить глубинную стимуляцию мозга и воздействуют лишь на верхние слои коры головного мозга.

Фокусированный ультразвук может оказывать глубинное локализованное воздействие на подкорковые структуры. Последние исследования, в которых стимуляцию мозга выполняли транскраниальным ультразвуком, показывают возможность его использования для ИКМ. Эта перспективная технология позволит создать безопасное и неинвазивное устройство для организации двунаправленного интерфейса – ИММ.

Точный механизм влияния ультразвука на нейроны пока остается неясным. Но очевидно, что наблюдаемая стимуляция не имеет тепловую природу и не является механическим движением нервной ткани в магнитном поле МРТ, которое используют при

исследованиях для визуализации активности головного мозга [15].

4. Области применения ИММ

ИМК и ИКМ разрабатывались специально для инвалидов, поэтому большинство применений данных интерфейсов на сегодняшний день – в реабилитационной медицине.

Сотни тысяч людей в мире не обладают возможностью как-либо взаимодействовать с внешней средой из-за полного паралича. Интерфейс мозг-компьютер способен вернуть абсолютно обездвиженному человеку способность высказать свои потребности и общаться с внешним миром [17]. Также ИМК можно использовать для тренировки движений у временно парализованных пациентов, чтобы поддерживать моторные программы мозга в действии в самый острый период, когда собственные мышцы еще не в силах выполнять команды мозга [18].

Исследования по регулированию медленных корковых потенциалов и сенсорно моторных ритмов дают различные специфические эффекты на поведение человека. Среди них такие, как уменьшение времени реакции в двигательной задаче после активации центров коры на противоположной стороне от соответствующих периферических нервов [19], более быстрые лексические решения [20] или улучшение производительности памяти в зависимости от дезактивации парагиппокампальной области [21]. Более общие эффекты в обучении, такие как лучшее исполнение музыки у студентов музыкантов (техника и субъективная интерпретация) и лучшее исполнение танцев у студентов танцоров (техничность, колорит, исполнение в целом), обнаруживаются после регуляции α - и θ -активности [22, 23].

С ИМК можно получить прямой доступ к состоянию головного мозга: его нагрузке, бдительности, эмоциональности и концентрации, а также пытаться контролировать его состояние. Но ИММ расширяет эти возможности и может в ближайшем будущем служить в качестве дополнения при разработке новых компьютерных игр для обеспечения более реалистичного процесса игры, а также в роли дополнительного устройства управления

игровым процессом напрямую от головного мозга. Эти игры, в отличие от сегодняшних видеоигр, будут приносить пользу для обычных людей (Brain-Fitness), а также реабилитационный эффект для больных с пораженными областями мозга (например, после инсульта).

Одним из самых успешных ИКМ на сегодняшний день является кохлеарный имплантат – медицинский прибор, протез, позволяющий компенсировать потерю слуха некоторым пациентам с выраженной или тяжелой степенью нейросенсорной (сенсоневральной) тугоухости.

Пример достаточно сложного ИКМ – имплантат для восстановления зрения, который преобразует свет в электрическую стимуляцию нейронов или нервных волокон. Исследования в основном сосредоточены на кортикальных зрительных протезах и протезах сетчатки.

Менее популярные ИКМ – устройства для обоняния и вкуса. Они не пользуются большим спросом у людей и чаще всего применяются в робототехнических приложениях.

Миллионы людей перестают вести нормальный образ жизни по причине потери конечности. Интерфейс мозг-мозг в будущем позволит создать современные протезы с биоуправлением и тем самым благодаря соматосенсорным ИКМ обеспечит мозгу тот поток обратной связи о текущем состоянии элементов двигательной системы, к которому мозг приспособлен в естественных условиях. Такие протезы позволят ампутантам и парализованным людям почувствовать прикосновение к объекту, правильно его схватить, не раздавив и т.п.

Первые ИММ были инвазивными. В [24] описан эксперимент, в котором обезьяна при помощи ИМК загоняла курсор на экране компьютера в требуемую лунку, которую идентифицировал соматосенсорный ИКМ. В 2011 г. был разработан инвазивный ИММ, позволяющий обезьяне благодаря соматосенсорному ИКМ получать тактильные свойства изображенных на экране объектов, которые она выбирала с помощью ИМК [25].

На сегодняшний день имеются удачные попытки использования ИММ в протезировании части головного мозга у крыс. Известный американский исследователь Теодор Бергер создал электронный протез средней части гиппокампа, отвечающей за пространственную память [26]. Крысам предварительно вживили в гиппокамп несколько десятков электродов для регистрации электрической активности мозга. Ученые проследили, как менялась электрическая активность гиппокампа в моменты, когда крыса принимала правильное или неправильное решение в поисках еды. И если гиппокамп немного повредить, такая обученная крыса теряется: она уже не помнит, где ее еда. Но если с помощью вживленных электродов воссоздать картину активации гиппокампа, как во время правильного решения, то крыса тут же вспоминает, куда бежать к кормушке.

Интерфейс мозг-мозг также уже опробован на людях. Например, стимуляция мозга ультразвуком может повысить сенсорное восприятие. Уильям Тайлер, специалист по нейроинженерии, работающий с ультразвуковой стимуляцией мозга в Университете Штата Аризона, пригласил в свою лабораторию группу добровольцев [27]. Первый этап проходил следующим образом: на запястье испытуемого помещали электрод, который воздействовал слабым импульсом на нерв, посылающий сигналы мозгу. В то же время участок мозга, принимающий эти сигналы, стимулировали ультразвуком, после чего считывали реакцию посредством ЭЭГ. В ходе второго и третьего этапов испытания добровольцам провели ультразвуковую стимуляцию, после чего попросили различить, одной или двумя булавками прикасаются к их руке, а также подсчитать, сколько микрофенов подуло на их кожу. Сложность теста состояла в том, что чем ближе головки булавок были друг к другу и чем быстрее двигались потоки воздуха по коже, тем сложнее было определить, сколько источников сенсорной стимуляции действуют на тело. Результаты эксперимента показали, что после ультразвукового воздействия добровольцы значительно лучше определяли количество булавок и микрофенов, чем представители контрольной группы. Таким образом, зона сенсорного восприятия ограничивается возможностью распространения

сигнала, и клетки внутри зоны начинают реагировать лучше.

С помощью фокусированного ультразвука также можно улучшить восприятие человека и даже стимулировать отдельные нервные пути, вызывая соматосенсорные ощущения [28]. Канадские учёные смогли открыть с помощью ультразвука гематоэнцефалический барьер (что важно для доставки лекарств) [29], а австралийские убрали амилоидные бляшки в мозге мышей – моделей с синдромом Альцгеймера [30].

Стоит отметить, что японская компания Sony запатентовала новый метод бесконтактной доставки сенсорной информации в человеческий мозг, используя транскраниальную ультразвуковую стимуляцию головного мозга [31].

На сегодняшний день в продаже имеются коммерческие продукты, связанные с ИМК (например, Emotiv EPOC), и скоро появятся совершенно новые двухнаправленные, значительно более удобные и функциональные интерфейсы, объединяющие мозг и компьютер – интерфейсы мозг-мозг.

Заключение

Интерфейс мозг-мозг состоит из двух технологий – интерфейса мозг-компьютер и интерфейса компьютер-мозг.

Для реализации ИМК наиболее часто используется электроэнцефалография ввиду компактности и низкой стоимости регистрирующего устройства. Изменение ЭЭГ с целью передачи информации может быть проявлением внутренней воли пользователя либо являться реакцией на внешнее воздействие. Сигнал, выделяемый из ЭЭГ, может быть представлен либо в двоичной форме, либо являться командой, которая может быть интерпретирована в последовательность действий исполнительного устройства.

Неинвазивные ИМК уже достаточно широко используются миллионами людей в повседневной жизни, а неинвазивный ИМК пока остается малоизученным.

Технология транскраниальной стимуляции сфокусированным ультразвуком головного мозга, позволяющая точно, на любой глубине и без последствий возбуждать

нейронную активность, приближает нас к возможности создания безопасных ИММ малых размеров с относительно невысокой стоимостью.

В ближайшем будущем ИММ войдет в нашу повседневную жизнь и фантастические рассказы о передаче мысли на расстояния отчасти потеряют свою актуальность.

ЛИТЕРАТУРА

1. Guido Dornhege, José del R. Millán, Thilo Hinterberger, Dennis J. McFarland, Klaus-Robert Müller and Terrence J. Sejnowski. *Toward Brain-Computer Interfacing*. – The MIT Press: A Bradford book, 2007.

2. Tyson Aflalo, Spencer Kellis, Christian Klaes, Brian Lee, Ying Shi, Kelsie Pejsa, Kathleen Shanfield, Stephanie Hayes-Jackson, Mindy Aisen, Christi Heck, Charles Liu, Richard A. Andersen. *Decoding motor imagery from the posterior parietal cortex of a tetraplegic human*. – The American Association for the Advancement of Science: *Science*, 2015.

3. Rajesh P. N. Rao. *Brain-Computer Interfacing*. – Cambridge University Press, 2013.

4. Birbaumer N. *Slow cortical potentials: their origin, meaning, and clinical use*. In: van Boxtel G.J.M., Bocker K.B.E., editors. *Brain and behavior past, present, and future*. – Tilburg: Tilburg University Press, 1997, p. 25-39.

5. Elbert T., Rockstroh B., Lutzenberger W., Birbaumer N. *Biofeedback of slow cortical potentials*. – Elsevier: *Journal of Electroencephalography & Clinical Neurophysiology* 1980, p. 293-301.

6. Roberts S.J., Penny W.D. *Real-time brain-computer interfacing: a preliminary study using Bayesian learning*. – Springer-Verlag: *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2000, p. 56-61.

7. Niedermeyer E. *The normal EEG of the waking adult*. In: Niedermeyer E, Lopes da Silva FH, editors. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields*, 4th ed. – Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1999, p. 149-173.

8. Pfurtscheller G., Neuper C., Müller G.R., Obermaier B., Krausz G., Schlogl A., Scherer

R., Graimann B., Keinrath C., Skliris D., Wortz M., Supp G., Schrank C. *Graz-BCI: state of the art and clinical applications.* – *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2003.

9. Blankertz B., Tangermann M., Vidaurre C., Fazli S., Sannelli C., Haufe S., Maeder C., Ramsey L.E., Sturm I., Curio G., Müller K.R. *The Berlin Brain-Computer Interface: Non-Medical Uses of BCI Technology.* – *Frontiers Research Foundation: Frontiers in Neuroscience*, 2010.

10. Wolpaw J.R., McFarland D.J. *Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans.* – *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 2004.

11. Cheng M., Gao X., Gao S., Xu D. *Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates.* – *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2002.

12. Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. *The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface.* – *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: IEEE transactions on rehabilitation engineering 2000*, p. 174-179.

13. Pais-Vieira M., Lebedev M., Kunicki C., Wang J., Nicolelis M. *A Brain-to-Brain Interface for Real-Time Sharing of Sensorimotor Information.* – *Nature Publishing Group: Scientific Reports*, 2013.

14. Rao R., Stocco A., Bryan M., Sarma D., Youngquist T., Wu J. et al. *A direct brain-to-brain interface in humans.* – *Public Library of Science*, 2014.

15. Yoo SS, Bystritsky A, Lee JH, Zhang Y, Fischer K, et al. *Focused ultrasound modulates region-specific brain activity.* – *Elsevier Science: Neuroimage*, 2011, p. 1267-1275.

16. Шелякин А.М., Пономаренко Г.Н. *Микрополяризация мозга.* – СПб.: Типография ВМедА им.С.М. Кирова, 2006.

17. Blakely T., Miller K.J., Rao R.P.N., Holmes M.D., Ojemann J.G. *Localization and classification of phonemes using high spatial resolution electrocorticography (ECoG) grids.* –

Conference proceedings: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008.

18. Birbaumer N., Cohen L.G. *Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis.* – *The Journal of Physiology*, 2007.

19. B. Rockstroh, T. Elbert, W. Lutzenberger, and N. Birbaumer. *The effects of slow cortical potentials on response speed.* – *Society for Psychophysiological Research: Psychophysiology*, 1982(19), p. 211-217.

20. F. Pulvermuller, B. Mohr, H. Schleichert, and R. Veit. *Operant conditioning of left-hemispheric slow cortical potentials and its effect on word processing.* – *Elsevier: Biological Psychology*, 2000(53), p. 177-125.

21. Weiskopf, N., F. Scharnowski, R. Veit, R. Goebel, N. Birbaumer, and K. Mathiak.. *Self-regulation of local brain activity using real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI).* – *Elsevier: Wiley-Blackwell on behalf of The Physiological Society Journal of Physiology*, 2004(98), p. 357-373.

22. J. Gruzelier and T. Egner. *Critical validation studies of neurofeedback.* *Elsevier: Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America*, 2005(14), p. 83-104.

23. J. Raymond, I. Sajid, L. A. Parkinson and J. H. Gruzelier.. *Biofeedback and dance performance: a preliminary investigation.* – *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 2005(30), p. 64-73.

24. O'Doherty J.E., Lebedev M.A., Hanson T.L., Fitzsimmons N.A., Nicolelis M.A. *A brain-machine interface instructed by direct intracortical microstimulation.* – *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 2009.

25. O'Doherty J.E., Lebedev M.A., Ifft P.J., Zhuang K.Z., Shokur S., Bleuler H., Nicolelis M.A. *Active tactile exploration using a brain-machine-brain interface.* – *Nature Publishing Group: Nature*, 2011.

26. Theodore W. Berger, Robert E. Hampson, Dong Song, Anushka Goonawardena, Vasilis Z. Marmarelis and Sam A. Deadwyler. *A cortical neural prosthesis for restoring and enhancing*

memory. – Institute of Physics Publishing: Journal of neural engineering, 2011.

27. Wynn Legon, Tomokazu F. Sato, Alexander Opitz, Jerel Mueller, Aaron Barbour, Amanda Williams and William J. Tyler. *Transcranial focused ultrasound modulates the activity of primary somatosensory cortex in humans. – Nature Publishing Group: Nature Neuroscience, 2014 (17), p. 322-329.*

28. Wynn Legon, Abby Rowlands, Alexander Opitz, Tomokazu F. Sato, William J. Tyler. *Pulsed Ultrasound Differentially Stimulates Somatosensory Circuits in Humans as Indicated by EEG and fMRI. – Public Library of Science, 2012.*

29. Alison Burgess, PhD Sonam Dubey et al. *Alzheimer Disease in a Mouse Model: MR Imaging-guided Focused Ultrasound Targeted to the Hippocampus Opens the Blood-Brain Barrier and Improves Pathologic Abnormalities and Behavior. – Radiology, 2014 (273).*

30. Gerhard Leinenga and Jürgen Götz. *Scanning ultrasound removes amyloid- β and restores memory in an Alzheimer's disease mouse model. – The American Association for the Advancement of Science: Science Translational Medicine, 2015 (7), p. 278.*

31. *Sony patent takes first step towards real-life Matrix. – Reed Business Information: New Scientist, 2005.*

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ

Прохоров Николай Леонидович, д.т.н., проф., научный руководитель, ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И.С. Брука», 119334, Москва, ул. Вавилова, д. 24, (499)135-33-21, prokhorov_n@ineum.ru.

Баловнев Дмитрий Андреевич, начальник отдела, ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И.С. Брука», 119334, Москва, ул. Вавилова, д. 24, (495)455-57-91, balovnev_d@ineum.ru.

Рублев Андрей Александрович, инженер, аспирант, ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И.С. Брука», 119334, Москва, ул. Вавилова, д. 24, (495)455-57-91, rublev_a@ineum.ru.

Красовский Виктор Евгеньевич, к.т.н., проф., ученый секретарь, ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И.С. Брука», 119334, Москва, ул. Вавилова, д. 24,

(499)135-44-49, krasovsky_v@ineum.ru.