

А. А. ФРОЛОВ, В. Ю. РОЩИН

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН,
Москва,

E-mail: aafrolov@mail.ru

**ИНТЕРФЕЙС МОЗГ-КОМПЬЮТЕР.
РЕАЛЬНОСТЬ И ПЕРСПЕКТИВЫ**

Аннотация

Описаны литературные данные и собственные исследования по проблеме создания и испытания интерфейсов мозг-компьютер (ИМК). ИМК являются новой системой коммуникации человека с машиной, основанной на непосредственном преобразовании намерений человека, отраженных в регистрируемых сигналах мозга, в управляющие команды. Литературные данные и собственные предварительные результаты привели к заключению, что с точки зрения потенциально достижимых уровней информационной производительности для разработки ИМК следует рассматривать три основные парадигмы:

- (а) Неинвазивный ИМК, основанный на распознавании ментальных состояний, вызванных воображаемым выполнением движений. Он обеспечивает формирование дискретных управляющих команд и требует минимального времени обучения оператора при достаточно высокой производительности.
- (б) Неинвазивный ИМК, использующий принцип непрерывного управления. После выработки навыка управления, такой ИМК позволяет управлять внешним устройством как собственным (виртуальным) исполнительным органом, не требуя ментального кодирования дискретного набора команд.
- (с) Инвазивный ИМК, основанный на двусторонней связи мозг-компьютер посредством имплантируемых электродов и позволяющий полностью инкорпорировать внешние технические устройства во внутреннюю нейронную модель схемы тела и, соответственно, оперировать с ними так же, как и с естественными исполнительными органами.

ИМК первого типа уже сейчас достигают информационной производительности 35 бит в минуту и требуют для обучения всего 20 минут. В свою очередь, ИМК второго типа, хотя и требуют длительного обучения испытуемых по биологической обратной связи, могут иметь и значительно более высокую производительность. В частности, информационная производительность так называемого водсвортского ИМК уже сейчас может достигать до 100 бит в минуту. К тому же, они могут обеспечивать возможность одновременного управления несколькими степенями свободы.

A. A. FROLOV, V. Yu. ROSCHIN

Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology
of the Russian Academy of Sciences, Moscow

E-mail: aafrolov@mail.ru

BRAIN-COMPUTER INTERFACE. REALITY AND FUTURE

Abstract

The present paper is based on a review on literature data and own research on implementation and application of Brain-Computer Interfaces (BCI). BCI is a new way for interaction of a man with a machine based on direct transformation of a man's will, reflected in biosignals registered from the brain, into control commands. The literature data and own preliminary investigations let suppose that the following three paradigms can be considered as potentially good to achieve reasonable level of informational performance:

- (a) A noninvasive BCI, based on recognition of particular mental states, induced by imaginary movement performance. Such BCI allows to operate with a fixed set of discrete commands requiring very simple operator training and have quite good informational performance.
- (b) A noninvasive BCI for gradual multidimensional control. This type of BCI, after training, allows natural controlling of an external technical system as an own (virtual) execution organ, in contrast to control by a set of discrete commands.
- (c) An invasive BCI, based on bi-directional brain-computer data exchange through the implanted electrodes, that allows to incorporate an external technical system into internal neuronal scheme of the body in process of training and, hence, to operate the external system as an own executable organ.

The up to date implementations of BCI of the first type achieve informational performance of up to 35 bits per minute after training during as low as 20 minutes. Since the second type BCI requires longer training by biological feedback, potentially they can have much higher performance (100 bits per minute had achieved), allowing at the same time to independently control several degrees of freedom.

Введение

Интерфейс мозг-компьютер (ИМК) или по-английски — Brain-Computer Interface (BCI) является новой системой коммуникации человека с машиной (например, с компьютером или протезом), основанной на непосредственном преобразовании намерений человека, отраженных в регистрируемых сигналах мозга, в управляющие команды. В течение многих лет делаются попытки создания систем для непосредственного взаимодействия мозга и внешних технических устройств, минуя естественную для такого общения мышечную активность. Для таких систем могут использоваться различные сигналы, отражающие активность мозга: электроэнцефалограмма (ЭЭГ), магнитоэнцефалограмма (МЭГ), электрокортикограмма (ЭКоГ), импульсная активность нейронов, распределение и интенсивность кровотока в мозге и т. д. Однако наибольшее число исследований касается использования электрических сигналов. Для регистрации МЭГ требуются громоздкие и дорогостоящие устройства. То же касается использования кровотока, который измеряется с помощью функционального магниторезонансного томографа. Поэтому далее обсуждается только использование электрических сигналов мозга.

Первый ИМК был создан еще в 60-е годы в университете Беркли в Калифорнии. Он был основан на способности человека произвольно управлять мощностью альфа-ритма ЭЭГ. Этот ИМК мог использоваться для управления устройством одной бинарной командой (например, включить/выключить свет). Однако существенный рост исследований и приложений ИМК произошел в последнее десятилетие. Для этого имеются научные, технологические и социальные предпосылки. Последние лабораторные и клинические исследования расширили знания о природе сигналов мозга, используемых для ИМК. Многочисленные исследования позволили выделить в активности мозга характерные показатели, коррелирующие с выполнением движений, а также с типами выполняемой ментальной задачи. Таким образом, были выделены типы показателей активности мозга, потенциально пригодные для построения ИМК. Технологической предпосылкой является создание дешевых и мощных компьютеров и их математического обеспечения. Это позволило обрабатывать многоканальные записи сигналов мозга в реальном времени и, соответственно, использовать результаты обработки для управления техническими устройствами. Другой, не менее важной, технологической предпосылкой является создание технологичных компактных систем для многоэлектродной регистрации актив-

ности мозга. Социальной предпосылкой явилось осознание потребности в реабилитации больных с различными двигательными и неврологическими нарушениями. Для больных, у которых нарушена возможность управления мышцами, ИМК может оказаться единственным каналом их общения с окружающим миром.

Привлекательность ИМК значительно возросла, когда в конце девяностых их эффективность была реально продемонстрирована на больных, у которых с их помощью были восстановлены слух, зрение или двигательные функции. При этом для восстановления зрительной или слуховой функции использовались ИМК, обеспечивающие одностороннюю передачу информации от компьютера к мозгу, а для восстановления двигательной функции - от мозга к компьютеру. Восстановление зрительной функции основано на явлении электрофосфенов, которое заключается в том, что электрическое возбуждение зрительной коры создает ощущение вспышки света в определенной точке зрительного пространства.



Рис. 1. Е. Науман — пациент которому была имплантирована матрица электродов, создающих электрофосфены (из www.wikipedia.com).

На рис. 1 показан первый из них. В очки пациента помещается телевизионная камера, различные участки экрана которой проецируются на поверхность коры мозга с помощью набора вживлённых стимулирующих электродов. Если яркость какого-либо участка превышает заданный порог,

то соответствующий электрод выдает импульс тока, создающий фосфен.

Первая операция по восстановлению двигательных функций полностью парализованному больному (с так называемым locked-in синдромом) была сделана в 1998 году [45]. В результате операции больной научился двигать курсор на экране компьютера. В 2005 году парализованному больному был вживлен нейрочип BrainGate, разработанный фирмой Cyberkinetics Neurotechnology, под руководством Донохью [39] (рис. 2).



Рис. 2. Дизайн ИМК, использованного группой Донохью в клинике (из [39]).

В ходе этой операции больному был вживлен нейрочип, содержащий 96 микроэлектродов. Он был вживлен в область моторной коры, управляющей движением правой руки. В результате операции больной научился двигать искусственной рукой или выбирать команды управления на экране компьютера, например, для управления освещением и телевизором, в зависимости от того, с какой внешней системой был связан интерфейс. Десятки тысяч больных уже сейчас нуждаются в подобном ИМК. В первую очередь — это полностью парализованные люди с locked-in синдромом, общее количество которых только в США достигает 30 тысяч человек, пациенты с тяжелыми формами церебрального паралича, пациенты с тяжелыми инсультами и

травмами. Успехи в микроэлектронике и нейрофизиологии позволяют надеяться, что ИМК не только помогут человеку в восстановлении потерянных функций, но и позволят значительно расширить ему свои возможности.

Общая схема ИМК, предназначенного для управления внешними техническими устройствами, показана на рис. 3. Далее будут рассматриваться только ИМК такого назначения. Он включает систему получения сигналов активности мозга (signal acquisition), ввода их в компьютер, обработку сигналов, включая выделение показателей активности, значимых для управления (feature extraction), и преобразования сигналов мозга в команду управления (translation algorithm), систему сопряжения с внешним устройством и систему, поставляющую мозгу информацию о результатах выполнения команды (обычно она поставляется с помощью зрения).

Скорость передачи информации (или пропускная способность) этого нового коммуникационного канала пока невелика. Однако постоянный прогресс в области техники регистрации активности мозга, алгоритмов обработки сигналов, более глубокое понимание физиологических механизмов управления движениями и вовлечение все большего числа ученых в эти работы обеспечивают неуклонное увеличение этой скорости, рост числа приложений и динамичный прогресс всего направления в целом.

Если в 1994 году было всего 6 исследовательских групп, занимавшихся ИМК, то на первый международный съезд по ИМК в 1999 году приехали исследователи из 20 лабораторий. На втором съезде в 2002 году были исследователи, представлявшие 38 исследовательских групп, включая США, Германию, Китай, Финляндию, Швейцарию, Англию, Канаду и др.

Растет и финансирование этих разработок:

- в 1999–2001 годах Европейский Союз профинансировал международный проект по созданию адаптивной ИМК системы, способной к дальнейшему обучению в ходе ее использования — Adaptive Brain Interface (ABI);
- Национальный институт здоровья США в 2002 году выделил 3.3 млн. долл. на дальнейшую разработку клинических ИМК;
- американское Агентство передовых исследовательских проектов (DARPA), выделило 26 млн. долл. на улучшении технологии ИМК.

ИМК различаются по типу регистрируемых сигналов мозга и способам их преобразования в команду управления внешним устройством. ИМК, использующие в качестве сигнала потенциалы мозга, регистрируемые на поверхности головы (ЭЭГ), являются неинвазивными. ИМК, основанные

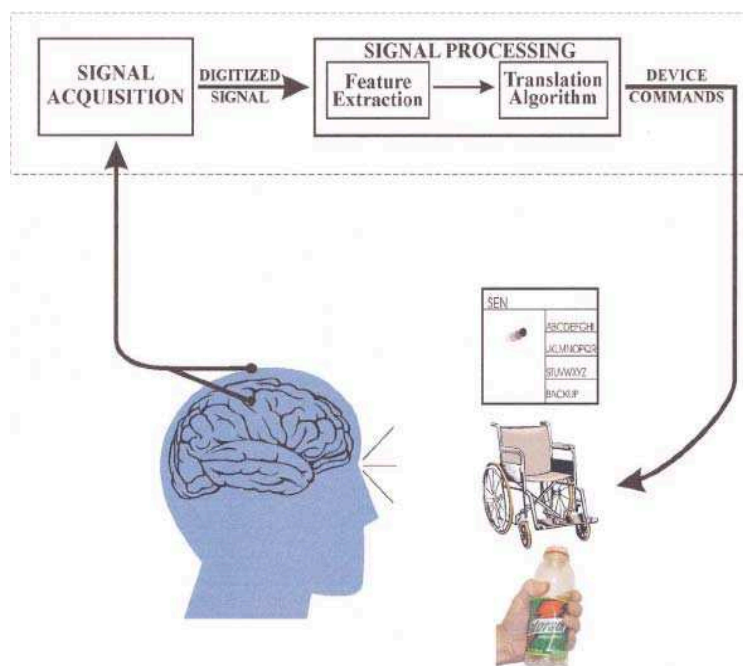


Рис. 3. Общая схема ИМК, предназначенного для управления внешними техническими устройствами. Сигналы активности мозга регистрируются электродами, расположенными на поверхности или внутри головы. С помощью компьютерной обработки из них выделяются компоненты, наиболее достоверно отражающие намерение человека. Эти компоненты используются для формирования команды, передаваемой на внешнее устройство (например, монитор компьютера, обеспечивающий выбор нужного слова, буквы или иконки; колесо или манипулятор инвалидной коляски или протез руки)(из [113]).

на использовании множественной активности отдельных нейронов, являются инвазивными, т. к. эта активность регистрируется с помощью системы микроэлектродов, вживляемых в ткань мозга. ИМК, основанные на ЭКоГ, часто называют полуинвазивными, т. к. в качестве сигнала они используют потенциал на поверхности мозга, т. е. они вживляются под череп, но не проникают в ткань мозга. Далее ИМК будут обсуждаться в соответствии с этой классификацией.

Инвазивные ИМК

Инвазивные ИМК основаны на регистрации импульсной активности нейронов. Предпосылкой для их разработки являются эксперименты, проводимые Фетцем еще в 60-е и 70-е годы на животных [28–33]. В этих экспериментах обезьяны учились произвольно управлять активностью отдельных корковых нейронов. Обучение производилось с помощью инструментального обуславливания, когда обезьяна получала подкрепление только после того, как она устанавливала такое состояние активности мозга, которое обеспечивало заданную экспериментатором скорость разряда выбранного нейрона. Поскольку произвольное намерение может проявляться в изменении активности определенных нейронов, вскоре возникла идея [95], что оно может распознаваться по этой активности и использоваться для управления техническими устройствами, в частности, протезами у больных с серьезными двигательными нарушениями.

Другой предпосылкой для разработки инвазивных ИМК явились эксперименты, в которых проводилась многоэлектродная регистрация импульсной активности нейронов моторной коры обезьян и крыс во время движений [34, 35, 36, 96 и др.]. В этих экспериментах было показано, что направление d движения руки обезьяны кодируется линейной суперпозицией активностей большой популяции (ансамбля) нейронов

$$d = S a_i d_i^{pr},$$

где d_i^{pr} — предпочтительное направление для некоторого нейрона ансамбля, т. е. то направление при котором его активность максимальна, а a_i — его текущая активность. Это уравнение можно переписать в матричном виде

$$d = DA, \tag{1}$$

где D — матрица, столбцами которой являются векторы предпочтительных направлений, а A — вектор, компонентами которого являются активности отдельных нейронов. Таким образом, регистрируя активность большой популяции нейронов можно предсказать желаемое направление движения руки, а используя это предсказание можно обеспечить движение манипулятора в том же направлении. Однако практически можно зарегистрировать активность только небольшой части от общего ансамбля нейронов, управляющих движением (несколько сотен из примерно ста тысяч). Поэтому расчет желаемого направления движения по формуле (1), в которой учитывается только малая часть нейронов ансамбля, будет заведомо неточным, и для точного управления манипулятором требуется модификация их активности, которая обеспечивается обучением по обратной связи, как в экспериментах Фетца [28–33].

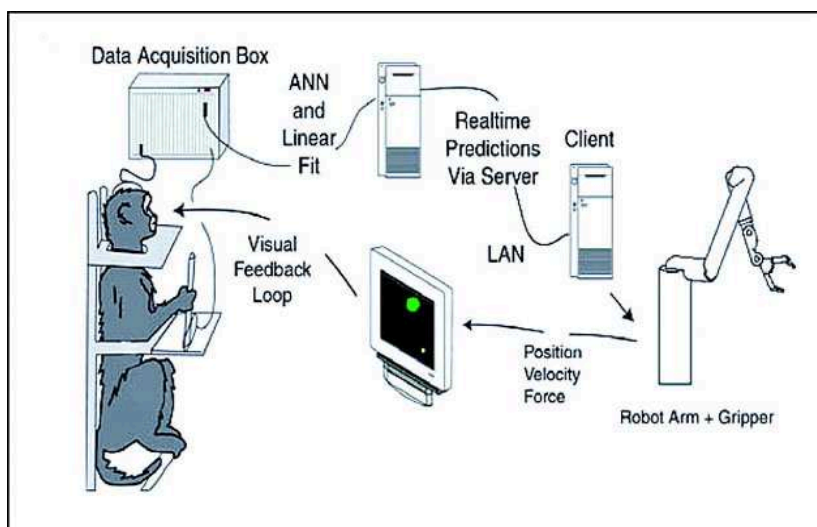


Рис. 4. Схема эксперимента группы Николелиса по управлению манипулятором активностью ансамбля нейронов, отводимой от моторной коры обезьяны (из [18]).

Соединение идеи управления по активности большого числа нейронов и идеи модификации их активности по обратной связи привело вначале к разработке ИМК, управляющего устройством с одной степенью свобо-

ды [19], а вскоре и к ИМК, управляющему устройством с несколькими степенями свободы [111, 105, 94, 18]. Схема эксперимента, в котором обезьяна обучалась управлять манипулятором, показана на рис. 4. В этом эксперименте вначале обезьяну учили управлять перемещением курсора на экране с помощью джойстика. Достижение цели курсором сопровождалось подкреплением (подачей в рот обезьяны фруктового сока). Манипулятор управлялся активностью популяции нейронов первичной моторной коры согласно уравнению (1). Вначале манипулятор был невидим для обезьяны. В этой стадии эксперимента происходила адаптация матрицы преобразования D к активности нейронов, она модифицировалась таким образом, чтобы достигалось максимальное соответствие между направлениями движения курсора на экране и манипулятора. Во второй стадии эксперимента обезьяна видела манипулятор, но не видела экран, и подкрепление обеспечивалось достижением цели манипулятором. Таким образом, включалась биологическая обратная связь, позволяющая видеть, в какое движение манипулятора преобразуется активность нейронов. На этой стадии обезьяна доучивалась воспроизводить такое состояние активности выбранных нейронов ансамбля, которое обеспечивало максимальную скорость и точность движения манипулятора. Хотя обезьяна и продолжала двигать джойстиком, но его движения никак не влияли на движения манипулятора. На последней стадии джойстик вообще отбирался у обезьяны, и управление манипулятором не сопровождалось никакой двигательной активностью животного. Группа Донохью [94] показала, что обезьяна может научиться управлять манипулятором и без промежуточной фазы, в которой активность нейронов провоцируется необходимостью двигать джойстик. В их экспериментах обезьяна сразу училась управлять манипулятором по обратной связи.

В приведенных работах ИМК отличаются по количеству электродов в матрице, по числу вживленных электродных матриц (одна или несколько), по областям мозга, куда они были вживлены (фронтальная или теменная кора или обе), типу регистрируемой активности (локальный потенциал, активность отдельных нейронов или мультинейронную активность) и по числу нейронов используемых для управления. Для большинства инвазивных ИМК микроэлектроды вживлялись только в одну область мозга (первичную моторную кору, [94, 105] или заднюю теменную кору [117]), с их помощью регистрировался либо локальный потенциал [58, 88, 76, 100], либо активность относительно небольшого числа нейронов (менее 30), либо мультинейронная активность [94, 105, 106].

Следует заметить, что активность отдельного нейрона является очень

вариабельной, и только статистически удается связать его активность с выполняемым движением. Поэтому чем большая популяция нейронов используется для управления внешним устройством, тем меньше вариабельность управляющей команды. Тем не менее, в некоторых работах декларируется возможность управления компьютером малым количеством (порядка десяти) нейронов [94, 105, 106]. Это действительно возможно для специально отобранной группы нейронов с малой вариабельностью [92]. Однако при хроническом вживлении матрицы электродов трудно надеяться наткнуться на такие хорошо настроенные нейроны, поэтому предпочтительно использовать как можно больше нейронов.

В общем случае, применение инвазивных ИМК в клинической практике требует решения следующих проблем:

- Обеспечить стабильную и длительную (несколько лет) регистрацию активности большой популяции нейронов (сотни и тысячи) от нескольких областей мозга. Для этого необходимо разработать новое поколение электродных матриц, которые обеспечат регистрацию активности тысяч нейронов при небольшом повреждении ткани мозга и предотвращении ее рубцевания.
- Разработать технологию телеметрической передачи данных и бесконтактного питания для обеспечения полной автономности вживленных электродных систем, которая позволит обойтись без соединительных проводов, исключив таким образом риск инфекционного заражения через открытое трепанационное отверстие.
- Разработать эффективные вычислительные алгоритмы для преобразования нейронной активности в команду, которая может точно управлять устройством со многими степенями свободы.
- Разработать технологии, которые бы позволили инкорпорировать технические устройства во внутреннюю нейронную модель схемы тела так, чтобы они ощущались, как собственные органы. Это подразумевает «очувствление» управляемых объектов, разработку способов передачи этой искусственной сенсорной информации в мозг, создание алгоритмов адаптации и обучения для ИМК и разработку соответствующих методик тренировки.
- Разработать новое поколение антропоморфных протезов с большим числом управляемых степеней свободы и управляемой суставной жесткостью.

Далее рассмотрены некоторые пути решения указанных проблем.

Многоэлектродные матрицы

Конструктивно матрицы электродов представляют собой наборы миниатюрных металлических или стеклянных игольчатых электродов, закрепленных на общей подложке, как используется в группе Николеллиса и Кеннеди, либо матрицу кремниевых игольчатых микроэлектродов, выращенных на общей подложке по кремниевой микромашинной технологии, как используется в группе Донохью. На рис. 5 показана матрица кремниевых микроэлектродов, разработанная университетом Юта (Utah) [91].

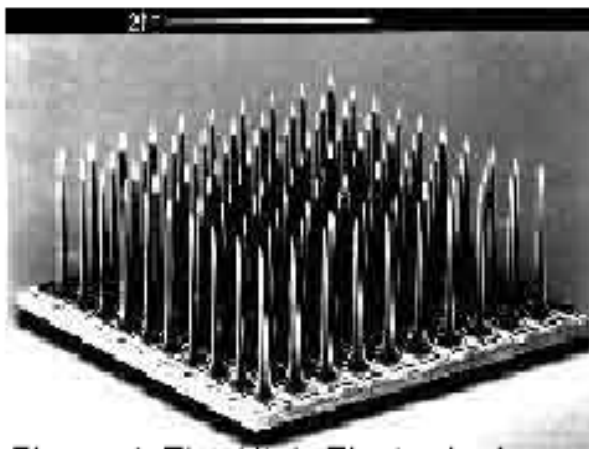


Рис. 5. Матрица микроэлектродов, разработанная в университете Юта [91] (из [26])

Проблема биологической совместимости и безопасности

Одна из основных проблем, связанных с использованием многоэлектродных матриц - это постепенное зарастание электродов соединительными тканями, что приводит со временем к значительному ухудшению электрического контакта с мозгом, с полным его нарушением впоследствии [23, 97, 107, 9, 50].

Другая проблема — это возможность инфекционного заражения через незакрытое трепанационное отверстие для выхода электрического кабеля.

Для решения последней проблемы необходимо разработать телекоммуникационную систему связи от матрицы электродов к внешним приемникам, чтобы вживленная матрица микроэлектродов была полностью изолирована от окружающей среды.

Современная техника вживления микроэлектродов обеспечивает возможность их использования в течение нескольких месяцев, а в некоторых случаях и в течение нескольких лет [93]. Однако со временем качество их работы уменьшается из-за покрытия их соединительной тканью и повреждения близлежащих нейронов. Для замедления покрытия электродов соединительной тканью предлагается покрывать электроды веществами, стимулирующими рост нервной ткани или предотвращающими развитие воспалительного процесса [86, 22, 87, 41, 43, 10], или делать электроды специальной сложной конструкции с расположением контактов в микрополостях, заполненных нейротрофическими присадками, стимулирующими вращание в них нервных окончаний [44–47]. Однако удовлетворительного способа полного предотвращения зарастания вживленных электродов соединительной тканью еще не разработано.

Параллельно с решением проблемы биологической совместимости необходимо совершенствовать и конструкцию электродной матрицы, в частности, с целью получения более сложной пространственной конфигурации электродов. Это позволило бы увеличить число нейронов, регистрируемых одной матрицей, до нескольких тысяч. Коммерчески доступная матрица из микроэлектродов, укрепленных на плоской основе (University of Utah array) [91], используемая группой Донохью (рис. 5), должна еще пройти дополнительные проверки прежде, чем она будет рутинно использоваться в клинике, несмотря на имеющийся пример ее экспериментального клинического применения [39]. По имеющимся сообщениям матрица Университета Юты удовлетворительно контактирует с мозгом животных, у которых он имеет плоскую поверхность, но хуже подходит для человека, у которого поверхность мозга покрыта бороздами и извилинами. Кроме того, она не позволяет регистрировать активность нейронов от глубоких слоев мозга. Об успешности ее применения в клинике пока судить рано, т. к. сообщений о результатах сделанной операции еще не опубликовано.

Таким образом, критическими для возможности применения инвазивных ИМК в клинике является не только улучшение их работы (регистрация большего числа нейронов и увеличение длительности их функционирования), но и уменьшение риска навредить пациентам, т. е. возможность их беспроводного вживления вместе с усилителями и телеметрическими

передатчиками, чтобы исключить инфекционное заражение через соединительный кабель. Разработка систем телеметрической передачи сигналов для инвазивных ИМК уже началась [63, 20, 17, 65]. В последнее время высказывается много новых идей усовершенствования как самих ИМК, так и способов их вживления: от усовершенствования силиконовой микромашинной технологии их изготовления [66] до введения их в мозг через кровеносную систему [53].

Алгоритмы преобразования активности мозга в команду внешнему устройству

В настоящее время еще нет полного понимания того, как кодируется и перерабатывается информация в мозге. Наиболее общепринятым является предположение о кодировании скоростью разрядов нейронов или временными и пространственными паттернами распределения разрядов. Однако для создания ИМК полного понимания и не требуется. Более того, ИМК могут существенно способствовать такому пониманию. В устройстве ИМК обычно предусматривается способность выделения в регистрируемой активности мозга тех параметров, которые наиболее полно коррелируют с параметрами выполняемой моторной задачи, и использовать их для генерации команды внешним техническим устройствам. Как уже ранее указывалось, одним из показателей корреляции между нейронной активностью и параметрами движения является дирекциональная настройка нейронов [34, 35]. Имеется также много данных о корреляции нейронной активности с кинематическими [4, 118, 5] и динамическими параметрами движения [98, 99].

Наиболее эффективными и практически приемлемыми алгоритмами преобразования нейронной активности в команду управления оказались простейшие линейные регрессионные модели [111, 94, 18, 51, 74]. В этих регрессионных моделях команда вычисляется как взвешенная сумма частот разрядов отдельных нейронов в несколько предшествующих интервалов времени. Число нейронов и интервалов времени может быть оптимизировано для каждого конкретного приложения ИМК [111, 92]. Параметры линейного преобразования (коэффициенты, учитывающие вклад каждого нейрона) могут непрерывно адаптироваться во время тренировки испытуемых [105], т. е. преобразование может быть адаптивным.

Фундаментальным результатом экспериментов с помощью инвазивных ИМК явилось доказательство того, что различные параметры движения

кодируются пересекающимися ансамблями нейронов, и каждый нейрон дает вклад в различные параметры движения. Таким образом, регрессионные модели, отличающиеся только коэффициентами, учитывающими вклад разных нейронов, и примененные к активности одних и тех же нейронов могут декодировать различные параметры движения, такие, как положение руки, ее скорость и ускорение, а также силу сжатия пальцев [18].

Для управления внешними устройствами могут использоваться активности не только тех областей мозга, которые задают непосредственно моторную команду, но и те области мозга, активность которых предшествует формированию моторной команды, например, областей, соответствующих определению направления к цели, выбору исполнительного органа или распознаванию параметров объекта манипулирования. Такие ИМК могут оперировать информацией о последовательности движений [40, 55], об используемой системе координат [73, 7, 8, 38], о движении цели [51] и т.д. Хотя такая активность может обеспечить только дискретное управление (в то время как активность моторных областей - непрерывное), они могут значительно сократить время реакции за счет ранней посылки команды манипулятору. Возможно также комбинированное использование многих областей мозга для управления внешними устройствами [48]. В таком интерфейсе могут сочетаться команды высокого уровня, сообщающие намерения субъекта, с командами низкого уровня, обеспечивающими точность движения манипулятора с помощью управления по обратной связи.

Обучение навыку управления внешними объектами

Успех применения ИМК обусловлен наличием значительной корковой пластичности, которая позволяет мозгу адаптироваться к ИМК, таким образом, что управляемое им внешнее устройство (например, протез руки) воспринимается как естественный исполнительный орган человеческого тела. При этом ИМК не просто улавливает электрическую активность мозга, сопровождающую естественный процесс переработки информации, а сама эта активность становится конечным продуктом работы мозга. Подобно мышечной активности при естественном взаимодействии человека с внешним миром, именно электрическая активность мозга становится той посылкой внешнему исполнительному органу, которая обеспечивает выполнение произвольного поведенческого акта. И подобно тому, как выучиваются естественные движения, для выработки навыка использования ИМК требуется постоянный контроль результатов управления по обратной связи.

Навык управления внешними устройствами с помощью ИМК, по-видимому, сходен с навыком использования рабочих инструментов. Известно, что выработка такого навыка сопровождается включением инструментов в схему тела [42, 56]. Можно ожидать, что при управлении внешним устройством с помощью непосредственно сигналов мозга, иллюзия того, что это устройство является продолжением тела, становится еще больше. В пользу этого говорят данные об активации премоторной коры человека, наблюдаемой при управлении миоэлектрическим протезом руки [57], а также данные об активности нейронов первичной моторной коры при воображении фантомных движений ампутированной руки [119]. Но наиболее прямые доказательства обращения с внешними устройствами как с частями собственного тела были получены в уже упоминавшихся экспериментах с ИМК на животных [19, 105, 18, 51] и др. В этих экспериментах движение манипулятора осуществлялось вначале нейронной активностью, возникающей во время реальных движений лапы, но со временем оно начинало осуществляться сигналами мозга уже безо всяких движений. При этом паттерн активности нейронов модифицировался по сравнению с тем, который наблюдался при естественных движениях, т. е. формировалась способность управлять как бы новой рабочей точкой собственного тела с использованием тех же нейронов, которые используются для управления рабочей точкой естественного исполнительного органа. Интересно, что на начальном этапе обучения вариабельность нейронной активности резко возрастает, происходит как бы поиск нового паттерна активности, адекватного управлению манипулятором. Затем, когда новый паттерн найден, вариабельность активности возвращается к прежнему уровню. Для того, чтобы облегчить и сделать более полным восприятие протеза как части собственного тела, необходимо осуществить его «очувствление», т. е. снабдить его сенсорами, отвечающими на соприкосновения с внешними предметами (тактильные датчики) и изменения его пространственной конфигурации (проприоцептивные датчики), а также обеспечить поступление информации от этих датчиков в мозг. В существующих на настоящее время ИМК эта информация поступает в мозг только с помощью зрения. Уже имеется несколько работ, в которых информация об изменении конфигурации манипулятора, управляемого ИМК, сообщается мозгу обезьяны прямой стимуляцией сенсомоторной коры [120].

Заключая обзор литературы об инвазивных ИМК, следует заметить, что несмотря на активную рекламу, которая дается им в средствах массовой информации, и несомненные обнадеживающие первые результаты, еще



Рис. 6. Перспектива использования ИМК, когда будет обеспечена возможность оперирования протезом как собственной рукой. В этом ИМК как матрицы электродов, регистрирующих активность мозга, так и стимулирующих мозг электродов полностью вживлены в тело человека. Мозг снабжается не только зрительной, но и тактильной и проприоцептивной информацией о состоянии протеза (из [52]).

остается очень далеко до их массового клинического применения, которое возможно, только когда нет других путей реабилитации больных. Главными препятствиями для такого применения являются недолгое время их эффективного функционирования и возможность инфекционного заражения через открытое для кабелей трепанационное отверстие. Однако работы по преодолению этих препятствий активно ведутся. Можно надеяться, что их удастся преодолеть в ближайшие 10–15 лет. Параллельно активно ведутся работы по усовершенствованию алгоритмов преобразования сигналов мозга в команду внешнему устройству, а также усовершенствованию протезов, включая их «очувствление». Можно надеяться, что в конце концов удастся добиться полного включения протезов в схему тела и обращения

с ними как с естественными исполнительными органами. Такой вариант их использования показан на рис. 6, где человек выполняет сложную задачу, требующую очень хорошей координации естественной и искусственной рук. В перспективе можно представить и возможность использования дистанционно управляемых «дополнительных рук», что могло бы существенно расширить арсенал двигательных возможностей человека.

Неинвазивные ИМК

Сигналом для неинвазивных ИМК обычно является многоканальная электроэнцефалограмма (ЭЭГ), т.е. электрический потенциал, регистрируемый на поверхности головы. Предпосылкой для создания ИМК, основанных на регистрации ЭЭГ являются ранние работы, показывающие, что человек и животные в состоянии научиться с помощью биологической обратной связи произвольно контролировать электроэнцефалографические ритмы. В 60–70-е годы эта способность была продемонстрирована для альфа-ритма у человека [71], для сенсомоторного ритма у кошек [116] и человека [102] и гиппокампального тета-ритма у собак [14].

Далее будут рассматриваться ИМК, основанные либо на показателях ЭЭГ, продемонстрировавших способность к модификации при обучении, либо ИМК, вообще не требующие обучения для генерации управляющей команды. В качестве таких показателей используются зрительные вызванные потенциалы, медленные корковые потенциалы, компонент Р300, паттерны ЭЭГ, соответствующие различным типам ментальной деятельности, и сенсомоторные ритмы мю и бета.

Зрительные вызванные потенциалы (ЗВП)

Первый ИМК, использующий зрительные потенциалы для формирования команды внешнему устройству, был предложен еще в начале 70-х [108, 109]. В этом ИМК регистрировалась затылочная ЭЭГ, соответствующая активности зрительной коры. ИМК был основан на эффекте зависимости ЭЭГ от направления взора. Выделяя из ЭЭГ компоненту, определяющую направление взора, можно было сдвигать курсор монитора в ту точку, куда испытуемый произвольно направлял взор. Аналогичный ИМК был описан в работе [103]. Перед испытуемым была матрица из 8×8 ячеек, в которых находились буквы. По инструкции испытуемый смотрел на букву, которую

он произвольно выделял. Буквы были объединены в группы, так что каждая буква входила в несколько групп. Группы из букв по очереди мерцали с частотой 40–70 раз в секунду. Измерялась амплитуда ЗВП примерно через 100 мс после начала мерцаний каждой из групп. Амплитуда была выше, если мерцала группа, в которую входила буква, на которую смотрел испытуемый. Статистический анализ амплитуд позволял с большой точностью распознавать эту букву. Испытуемым удавалось таким образом «диктовать» 10–12 слов в минуту.

По классификации Волпоу [113] описанные ИМК являются «зависимыми», т. е. они дублируют (зависят) от внешнего проявления естественной моторной команды. В данном случае они дублируют проявление команды, управляющей направлением взора. Однако направление взора может быть определено и другим, более прямым способом. Если бы амплитуда ЗВП зависела не от направления взора, а отражала увеличение внимания на некоторый выделенный стимул, то по классификации Волпоу это был бы «независимый» интерфейс МВУ, потому что специфическое увеличение внимания не имеет внешних мышечных проявлений.

Медленные корковые потенциалы

Одной из наиболее низкочастотных компонент ЭЭГ являются медленные корковые потенциалы (МКП), изменяющиеся с характерным временем 0.5–10 с. Негативный сдвиг МКП обычно ассоциируется с подготовкой к движению и другими функциями коры, требующими увеличения корковой активности, а позитивный сдвиг с ее уменьшением [11]. Еще в начале 80-х годов было показано, что человек способен произвольно управлять МКП [121]. Эта способность легла в основу ИМК, названного «устройством передачи мысли» (Thought Translation Device – TTD), и описанному, например, в работах [12, 13]. В этом ИМК регистрировался потенциал макушки относительно соединенных ушных электродов. МКП выделялся с помощью фильтрации и вычитания электроокулограммы и показывался испытуемому на экране монитора в виде временной развертки (рис. 7).

Одновременно указывались верхний и нижний уровни потенциала, в сторону которых испытуемый должен был произвольно сдвигать МКП. Полное время для распознавания направления сдвига составляло 4 с. В первые 2 с определялся текущий фоновый уровень МКП, а в следующие 2 с – направление сдвига. ИМК мог функционировать не только со зрительной, но и со слуховой или тактильной обратной связью. Тренировки

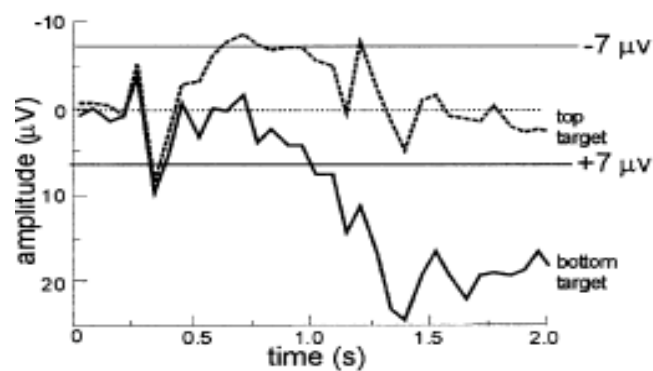


Рис. 7. Схема эксперимента Бирбаумера [49, 12, 13]. Испытуемые учились произвольно сдвигать уровень МКП в плюс и минус. Направление сдвига преобразовывалось в бинарную моторную команду (из [113]).

занимали несколько недель или месяцев. Когда число правильных сдвигов МКП достигало 75%, ИМК соединялся с генератором букв. Выбранная буква могла быть указана с помощью последовательности бинарных команд. Например, вначале можно было указать первую или вторую половину алфавита, затем половину от этой половины и т. д., пока не будет указана сама буква. При таком алгоритме на каждую букву требуется 5 последовательных команд. Можно, естественно, усовершенствовать алгоритм, учитывая при таком выборе частоту встречаемости букв в речи, как в алгоритме Шеннона–Фано. Однако в любом случае производительность составляла всего от 2 до 36 слов в час. Впоследствии Бирбаумер присоединился к группе Волпоу, которая разработала ИМК со значительно большей производительностью (см. далее).

Компонент P300

Компонент P300 возникает в ответ на неожиданный редко предъявляемый (например, предъявляемый с вероятностью 0.2) значимый стимул, когда он появляется среди часто предъявляемых незначимых стимулов [110, 104, 25]. В эксперименте, для того, чтобы сделать редкий стимул значимым, обычно предлагается испытуемому считать число его предъявлений. P300

возникает примерно на 300 мс после предъявления значимого стимула, имеет длительность около 300–400 мс и положительную амплитуду 5–15 мкВ (рис. 8). Максимальная амплитуда P300 наблюдается под центральным (Cz) электродом. Чем реже предъявляется значимый стимул, тем больше амплитуда P300. Как правило, требуется несколько усреднений для его выделения из фоновой активности. P300 зависит от внимания испытуемого, но не от физических параметров стимула.

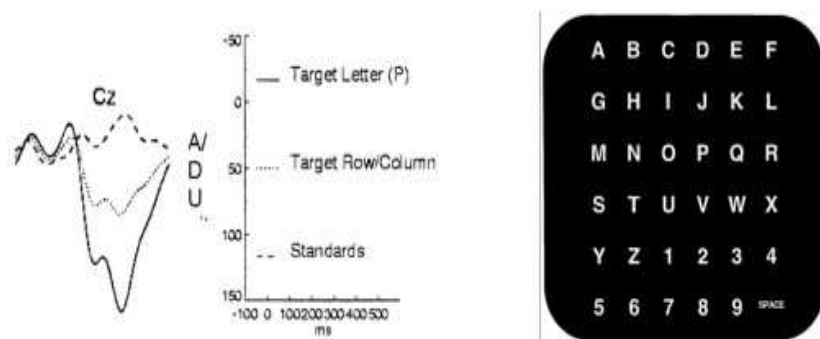


Рис. 8. Схема ИМК на основе P300. На экране перед испытуемым последовательно высвечивались в случайном порядке строки и столбцы показанной справа матрицы. После предъявления всех 12 строк и столбцов ответы на каждую строку и столбец попарно складывались. Слева показаны такие суммарные ответы для отведения Cz. (положительное отклонение — вниз). Наибольшая амплитуда P300 наблюдалась для той пары строки и столбца, которые обе содержали задуманный испытуемым символ (в данном примере букву P), меньшая — в ответ на пару, в которой либо только строка, либо только столбец содержали задуманный символ, и компонент P300 отсутствовал для пары, его не содержащей (из [24]).

Первый работоспособный ИМК был описан в [27], а его некоторая модификация в [24]. В этом ИМК на экране в виде матрицы размерностью 6x6 были выведены буквы, цифры и/или другие символы или команды (рис. 8). Каждые 125 мс высвечивался один ряд или одна колонка матрицы, выбранные в случайном порядке. Испытуемому была дана инструкция считать, сколько раз высвечивались ряд и колонка, содержащие задуманный

символ. Компонент P300 появлялся только тогда, когда предъявляемый испытуемому ряд или колонка содержали этот символ. После предъявления всех 12 рядов и колонок складывались вызванные ответы на предъявление каждой колонки и каждого ряда. Всего таких сумм было 36 по числу различных парных комбинаций рядов и колонок. Наибольшая сумма получалась для комбинации того ряда и той колонки, которые оба содержали задуманный символ (в данном примере букву Р). По наибольшей сумме можно было определить, какой символ задумал испытуемый.

В этих экспериментах для увеличения производительности ИМК интервал между стимулами (яркие столбец или строка) составлял всего 125 мс, т. е. ответы на последовательные стимулы накладывались, что затрудняло распознавание компонента P300. Для увеличения надежности его распознавания было опробовано несколько методов: дискриминантный анализ, дискретное вейвлет-преобразование, метод независимых компонент (ICA), метод опорных векторов (SVM) и др. Эффективность этих и других методов обсуждается в диссертациях [3] и [6]. В наилучшем случае производительность ИМК на основе выделения P300 не превосходила 10 букв (два слова) в минуту [2]. Интерфейс МВУ описанного типа был успешно применен для установления контакта с полностью парализованным больным.

Несомненным достоинством этого ИМК является то, что его использование не требует предварительной тренировки. P300 это естественный компонент вызванного ответа, возникающий в определенной экспериментальной ситуации. Вместе с тем, этот компонент изменяется по мере повторения ситуации [37, 62, 101, 90]. До настоящего времени длительность участия каждого испытуемого в экспериментах с использованием ИМК на основе P300 не превосходила нескольких недель. При более длительном их использовании амплитуда P300 у конкретного испытуемого может изменяться, как в сторону уменьшения, так и в сторону увеличения. Поэтому, несмотря на то, что испытуемый может начинать пользоваться таким ИМК практически без предварительной тренировки, для обеспечения его длительного использования требуется наличие адаптивности алгоритма выделения компонента P300.

Паттерны ЭЭГ, соответствующие различным типам ментальной деятельности

Идея использовать для управления внешними устройствами пространственно-временных паттернов ЭЭГ, соответствующих различным типам мен-

тальной деятельности впервые высказана в работе [61]. 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 различным ментальным состояниям, заключается в следующем. Вначале испытуемому предлагается исполнить несколько типов ментальных задач. С помощью адаптивного классификатора определяется, какие типы ментальных задач могут быть классифицированы с наибольшей точностью. Затем по соглашению с испытуемым каждая из таких ментальных задач ассоциируется с какой-либо командой управления внешним техническим устройством. После этого испытуемый для выполнения произвольно выбранной команды мысленно исполняет соответствующую ментальную задачу. В ИМК, описанном в работах [75, 89], испытуемые в качестве представляемых задач использовали движение правой или левой рукой и устный счет. В качестве входа в классификатор использовались коэффициенты авторегрессионной модели ЭЭГ, а сам классификатор был основан на байесовском подходе.

Наиболее перспективными представляются ИМК, основанные на классификации ментальных состояний, соответствующих воображению движений различных органов тела. У людей в состоянии бодрствования часто наблюдается ритм в диапазоне 8–12 Гц над первичными областями соматосенсорной и двигательной коры в отсутствие сенсорного входа или движения [69]. Этот ритм называется мю-ритмом, и предполагается, что он производится таламо-кортикальными нейронными сетями [54, 69]. Он представляет собой комбинацию ритмов, различающихся местом генерации, частотой и сенсорными стимулами или моторными актами, связанными с его генерацией. Мю-ритм обычно сопровождается бета-ритмом в диапазоне 18–26 Гц. Некоторые его компоненты являются вторыми гармониками мю-ритма, другие — независимы от него по локализации и времени появления [78, 79, 60]. Движение или подготовка к движению некоторого исполнительного органа обычно сопровождается уменьшением мю- и бета-ритмов в корковых представительствах этого органа (рис. 9). Такое уменьшение называется десинхронизацией, связанной с событием (Event-Related Desynchronization, ERD) [78, 80]. Увеличение мю-ритма т. е. синхронизация, связанная с событием (Event-Related Synchronization — ERS), наблюдается после движения и во время расслабления [79].

Имеется несколько соображений, почему именно мю- и бета-ритмы яв-

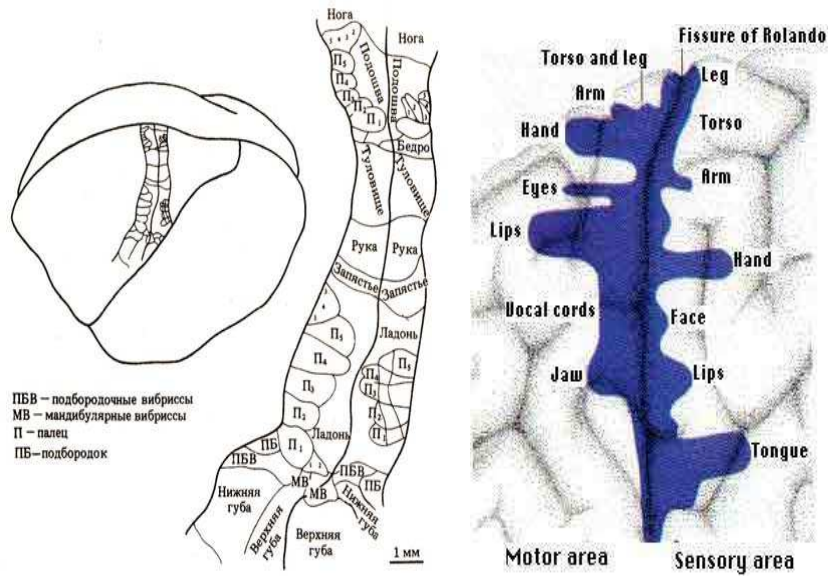


Рис. 9. Представительства исполнительных органов в сенсорных и моторных областях коры. Сенсорные и моторные области разделены центральной бороздой (из [1] и [64]).

ляются наиболее перспективными для использования в ИМК. Во-первых, эти ритмы ассоциируются с областями мозга, которые наиболее прямо связаны с моторным выходом, т. е. с генерацией моторной команды для управления естественными исполнительными органами. Поэтому представляется, что они наиболее приспособлены и для генерации моторной команды, служащей для управления искусственными исполнительными органами. Во-вторых, десинхронизация мю-ритма не требует реальных движений, а только их представления [60]. Таким образом, естественным типом ментальной деятельности, который может быть распознан классификатором ИМК, является просто представление движения какого-либо исполнительного органа. В-третьих, как показано на рис. 9, представительства исполнительных органов довольно широко распределены по поверхности коры. Поэтому представления движений разных органов создают разное распре-

деление активности по поверхности коры и, соответственно, разные пространственные паттерны ЭЭГ, что облегчает задачу классификатора ИМК. Именно поэтому, уже начиная с середины 80-х было предложено несколько ИМК, основанных на регистрации мю- и бета-ритмов.

В стандартном экспериментальном протоколе для ИМК, предложенного группой исследователей во главе с Пфюртшеллером [70, 77, 81] (так называемый Graz VCI), вначале выбирались наиболее адекватные типы представляемых движений. Испытуемые последовательно представляли движение правой или левой рукой, ногой, языком и т. д. Для каждого типа движения анализировался паттерн ЭЭГ в виде набора спектральных плотностей в диапазоне от 5 до 30 Гц от нескольких электродов над сенсомоторной корой. Эти паттерны использовались для обучения линейных и нелинейных классификаторов на основе дискриминантного анализа, векторной квантизации или нейронных сетей. Эти классификаторы обучались распознавать тип движения, воображаемого испытуемым [67, 84, 85, 82]. Как уже отмечалось, дискриминация паттернов основана на эффекте подавления мю- и бета ритмов в той области моторной коры, которая ответственна за воображаемое движение.

На рис. 10 в качестве примера показано распределение амплитуды мю-ритма по поверхности головы для одного из испытуемых при воображении движений различными конечностями.



Рис. 10. Распределение мощности мю-ритма по поверхности головы для одного из испытуемых при воображении движений левой рукой (ЛР), правой рукой (ПР), левой ногой (ЛН) и правой ногой (ПН) и в состоянии покоя; наши неопубликованные данные.

Видно, что в состоянии покоя мю-ритм имеет наибольшую амплиту-

ду, и фокусы его активности симметрично расположены над центральными областями мозга. При воображении движения левой рукой или левой ногой он подавляется над правым полушарием, где находится представительство левой половины тела. Аналогично воображение движений правой рукой или ногой приводит к его подавлению над правым полушарием. Такое различие паттернов ЭЭГ может быть достаточно надежно распознано классификатором ИМК.

После обучения классификатора он может использоваться для преобразования паттерна ЭЭГ в непрерывное (длина полоски или положение курсора на экране монитора) или дискретное (выбор буквы или другого символа) управление. Обычно перед началом работы классификатор требуется перенастраивать под индивидуальные особенности оператора. В экспериментах с Graz VCI доля правильных команд превосходила 90% после нескольких экспериментальных сессий общей продолжительностью около 5 часов в задачах с бинарным выбором (представление движения левого или правого пальца).

Уже имеются успешные попытки использования Graz VCI для реабилитации больных, в частности, для управления движением схватывания у протеза руки парализованного пациента [72, 83].

Так называемый Берлинский ИМК (Berlin VCI) [16] основан на той же идее, что и Graz VCI. Для испытуемых определялись две ментальные задачи, обеспечивающие наилучшую классификацию соответствующих паттернов ЭЭГ. Далее эти задачи использовались для формирования бинарной команды для управления курсором на мониторе компьютера. Как и для всех ИМК, основанных на классификации ментальных задач, этот интерфейс МВУ почти не требовал обучения испытуемых, которые могли правильно перемещать курсор примерно в 90% попыток уже после 20 минут тренировки.

Одно из применений Берлинского ИМК, вызвавшее сенсацию на компьютерной ярмарке CeBIT 2006 в Ганновере — ИМК для набора текста Hex-o-Spell (рис. 11). Управление выбором букв в нём производится двумя ментальными командами, которые кодируются воображаемым движением правой руки и правой ноги. Одна команда управляет вращением стрелки, а другая ее удлинением, пока она не коснется выбранной буквы или группы букв. Информационная производительность Hex-o-Spell достигает 35 бит в минуту [15, 68].

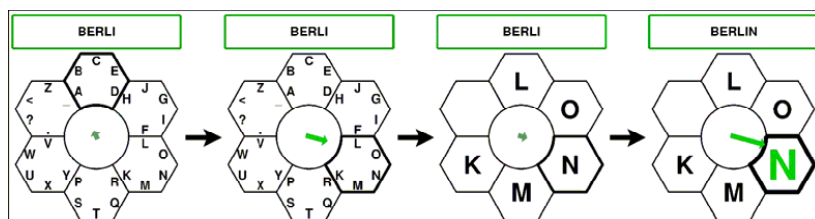


Рис. 11. Приложение Берлинского ИМК для системы набора текста Hex-o-Spell (из [68])

ИМК для непрерывного управления двумерными движениями внешних устройств

Другим примером использования мю-ритма является так называемый Водсвортский ИМК (Wadsworth BCI) [59, 112, 115]. В экспериментах с этим ИМК испытуемые могли обучиться управлять двумерными движениями курсора на экране компьютера. Движение курсора осуществлялось с помощью линейного преобразования амплитуд мю- и бета ритма от двух электродов. Коррекция положения курсора производилась 10 раз в секунду. Одна сессия длилась 40 минут, в неделю проводилось 2–3 сессии. Почти все испытуемые (около 80%) научились достаточно точно управлять курсором в течение 2–3 недель. В начале обучения испытуемые осуществляли движение курсора, представляя движение руки, всего тела или расслабление. По мере обучения такое представление теряло значение, и движение курсора производилось как естественный моторный акт без обдумывания его деталей.

Хотя управление курсора осуществлялось амплитудами мю- и бета-ритмов только от двух электродов, ЭЭГ регистрировалась 64 электродами и анализировалась корреляция между изменениями амплитуд этих ритмов и движениями курсора для всех электродов. Было показано, что значимыми для управления курсором действительно являются только электроды, регистрирующие активность сенсомоторных областей коры. На рис. 12 показаны траектории движения курсора на экране монитора, управляемые амплитудами мю- и бета-ритмов, регистрируемых в левом и правом полушариях.

Производительность Водсвортского ИМК можно оценить следующим

образом. Он обеспечивает выделение цели, составляющей 4.9% от экрана, т. е. выделение около 20 целей на экране. Выделение каждой цели дает информацию примерно 4.5 бита ($\log_2 20$). Выделение цели достигается примерно за две секунды, т. е. его производительность составляет примерно 2.25 бит в секунду или около 100 бит в минуту.

В наших экспериментах двумерное управление движением курсора осуществлялось линейным преобразованием спектральных мощностей ЭЭГ, регистрируемой 31 электродом, расположенными на электродной шапочке по системе 10 -20, в двумерную скорость курсора на экране монитора:

$$v = Mx + b,$$

где x — N -мерный вектор спектральных мощностей ЭЭГ, v — двумерная скорость движения курсора на экране, M — матрица размерности $2 \times N$ и b — двумерный вектор смещения. Скорость задавалась в единицах размера рабочего поля на экране в секунду. Размерность N вектора x равна произведению числа используемых электродов $N_{el} = 31$ на число бинов спектральной мощности ЭЭГ N_{eeg} для каждого электрода. Для управления курсором были исключены передние электроды, наиболее сильно реагирующие на помехи, вызванные движением глаз, чтобы предотвратить потенциальную возможность использовать эти движения для управления курсором. Число бинов спектральной мощности составляло $N_{eeg} = 13$: от 4 до 30 Гц с шагом 2 Гц. Спектральная мощность вычислялась по алгоритму БПФ по временному окну 0.5 с, сдвигаемому каждые 40 мс. Таким образом, эффективная размерность вектора x составляла $N = 31 * 13 = 403$. Скорость и положение курсора обновлялись каждые 40 мс.

Процедура обучения непрерывному двумерному управлению курсором включает два вида обучения: обучение человека и обучение компьютера. Обучение человека происходит по биологической обратной связи. В результате этого обучения он «научается» генерировать определённый паттерн ЭЭГ, скореллированный с желаемым направлением перемещения курсора. Обучение компьютера сводится к настройке преобразования текущего паттерна ЭЭГ (в данном случае модификация коэффициентов матрицы M и вектора смещения b) в движение курсора. Такое обучение обеспечивает автоматическое выделение подмножества показателей ЭЭГ, наиболее адекватных для «мысленного» управления курсором. Используемый алгоритм модификации матрицы M и вектора b минимизировал среднеквадратичную ошибку рассогласования реального v и желаемого d направлений движения курсора на экране. В наших экспериментах участвовало 6 испытуемых.

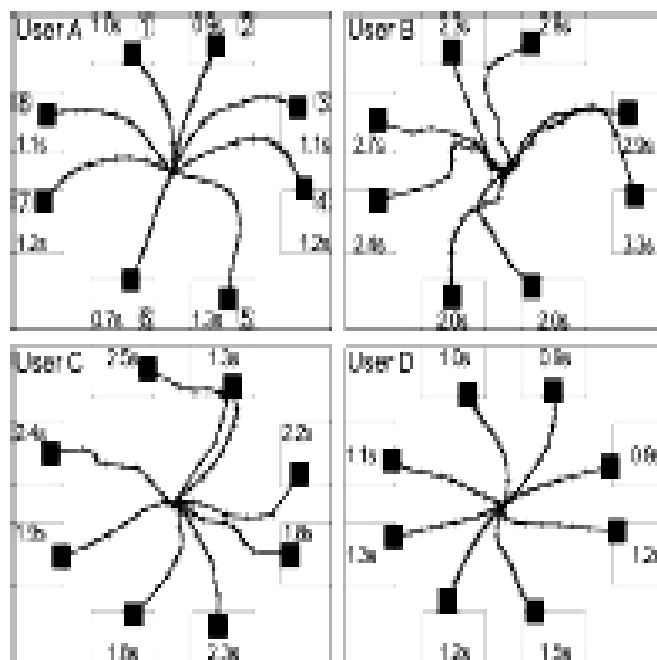


Рис. 12. Осредненные траектории движений курсора к восьми целям на экране монитора. Для испытуемых А и D для осреднения выбирались только те движения, в которых цель достигалась менее, чем за 2 с, для испытуемого В — за 5 с и для испытуемого С - за 4 с. Таким образом, для осреднения было выбрано от 53 до 75% попыток для каждого испытуемого. Показано среднее время достижения целей в отобранных попытках. Интересно, что у испытуемых А и D, имеющих повреждение спинного мозга, показатели скорости и точности управления курсором были лучше, чем у здоровых испытуемых В и С (из [114]).

Каждый участвовал в четырех сериях, отстоящих по времени на 2–3 дня. В каждой серии было четыре сессии по 15 минут. В первых двух сессиях происходило одновременное обучение и человека и компьютера. В последних двух сессиях (тестирующих) — только человека: параметры матрицы M и вектора b были заморожены.

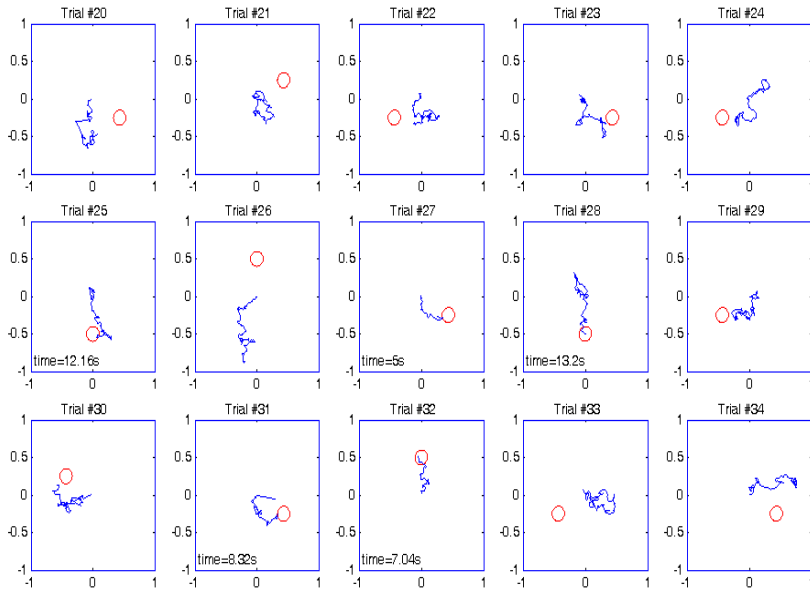


Рис. 13. Траектории движения курсора к цели. Отрезок наиболее удачной последовательности попыток одного из испытуемых.

Большинство испытуемых значительно увеличивали число попаданий в цель уже во второй серии. На рис 13 приведены траектории движений центра курсора в 15 последовательных попытках в третьей сессии второй серии для одного из испытуемых, показавшего наибольший процент попаданий в цель в этой серии. Цели предъявлялись в псевдослучайном порядке на 6 местах, расположенных на окружности радиусом 0.5 и отстоящих друг от друга на 60° . Видно, что достигаемые цели равномерно распределены по всем направлениям, т. е. достижение цели не обеспечивается регулярным трендом курсора в каком либо одном направлении, а

направление его движения действительно в большинстве приведённых попыток соответствует цели, где бы она ни появилась. На графиках попыток, где курсор попал в цель приведено время попадания от начала попытки. Видно, что в некоторых попытках, например, в 23, 29, 30, курсор хоть и не попал в цель, но подошёл очень близко, так что их тоже можно считать удачными.

Для демонстрации качества выполнения задания мы использовали следующий показатель. Для каждой попытки вычислялись минимальные приближения d_i ($i = 1, \dots, 6$) центра курсора к каждой из целей. Если курсор двигался идеально по направлению к заданной цели, то минимальное расстояние от его траектории до этой цели будет равно 0, до двух соседних целей оно составит $0.5 \cos 30^\circ = 0.43$, а до всех остальных целей 0.5. Напомним, что цели располагались на окружности радиусом 0.5 при начальном положении курсора в центре окружности. Если же курсор блуждает случайно, то математические ожидания минимальных расстояния до всех целей (включая заданную цель) будут равны. Тогда качество выполнения задания (попадания в заданную цель) можно характеризовать средним минимальным расстоянием до заданных целей по сравнению со средним минимальным расстоянием до остальных целей.

На рис. 14 показаны диаграммы полученных таким образом средних минимальных расстояний для всех шести заданных целей для той же сессии того же испытуемого, что на рис. 13. Средние расстояния d^g до тех целей, к которым он должен был стремиться при выполнении задания, показаны красными стрелками, расстояния до остальных целей d^r — синими стрелками. Видно, что для всех направлений на заданную цель среднее расстояние до нее было меньше, чем до большинства остальных целей.

В качестве показателя того, насколько успешно испытуемый управлял движением курсора в i -ом направлении в данной сессии, мы использовали отношение $R_i = d^g / d^r$, где d^g — среднее минимальное расстояние до цели номер i , в тех попытках, когда она являлась заданной, а d^r — средние минимальные расстояния до всех остальных целей в этих попытках. Таким образом, d^g получено осреднением по всем попыткам движения к цели i , а d^r получено осреднением по этим попыткам и по всем оставшимся 5 целям. Для данного испытуемого в данной сессии коэффициенты R_i составили $R_1 = 0.53$, $R_2 = 0.81$, $R_3 = 0.55$, $R_4 = 0.99$, $R_5 = 0.61$ и $R_6 = 0.75$. В качестве общего единого показателя успешности управления движением курсора в сессии в целом мы использовали коэффициент R , полученный осреднением коэффициентов R_i по всем заданным целям. Для

данной сессии он составил $R = 0.71$.

На рис. 15 показаны изменения коэффициентов R в каждой тестирующей сессии всех серий для всех испытуемых. Напомним, что именно в этих сериях обучение двигать курсор происходило только по обратной биологической связи без настройки параметров управления (матрицы M и вектора b). Поэтому эти сессии можно, с одной стороны, рассматривать как тестирующие качество алгоритма настройки параметров управления, а с другой стороны, как тестирующие чистый эффект обучения по биологической обратной связи.

Видно, что все испытуемые учились управлять движением курсора, но скорость и степень обучения сильно варьировали по испытуемым. Интересно, что точность управления курсором для всех испытуемых изменялась немонотонно. Особенно это заметно для испытуемых № 2 и № 3, которые демонстрировали высокую точность в первых двух сериях, и малую точность в последних. Относительно монотонно увеличивалась точность управления курсором у испытуемого № 1. Именно его динамика обучения соответствует наиболее ожидаемой. Как показано на рисунке, на способность управления курсором сильно влияет текущее состояние испытуемого. Некоторые испытуемые, демонстрировавшие плохую точность управления курсором, по завершении соответствующей серии, отмечали, что перед экспериментом находились в состоянии утомления, но объективные показатели их состояния не регистрировались. Заметим, что в наших экспериментах заметное улучшение качества управления курсором наблюдалось уже после полутора часов обучения испытуемых.

Заключение

С точки зрения потенциальной производительности и способности управлять внешними устройствами с большим числом степеней свободы наиболее перспективными представляются инвазивные ИМК, основанные на преобразовании в команду для внешнего устройства активности большого числа отдельных нейронов. Это ИМК, разрабатываемые группой Николелиса. Уже в настоящее время их информационная производительность может достигать 100 бит в минут, а число степеней свободы может превосходить два [52]. Однако для их практического внедрения имеются существенные трудности: вживленные в мозг электроды зарастают соединительной тканью, что уменьшает время их эффективной работы, а открытое трепанаци-

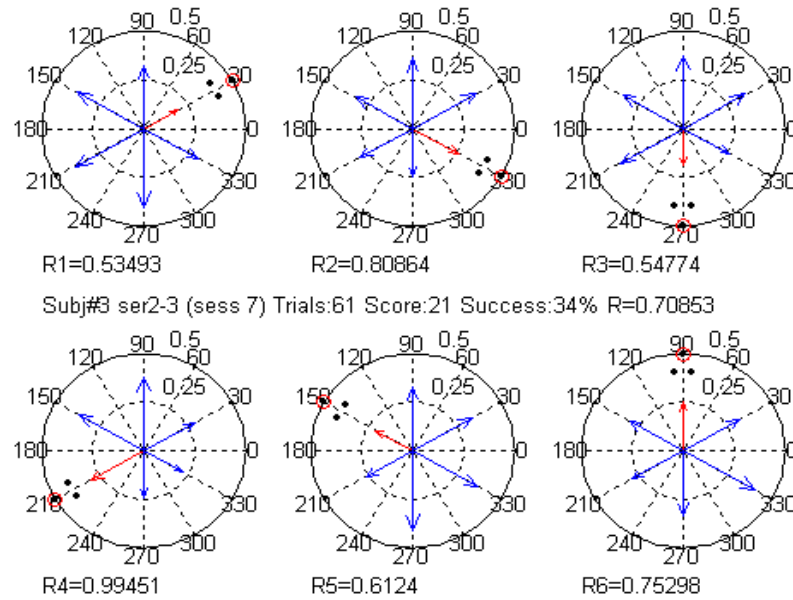


Рис. 14. Полярные диаграммы средних минимальных расстояний от траектории курсора до всех шести целей в третьей сессии второй серии экспериментов для одного из испытуемых. Цели нумеруются по часовой стрелке. Цель, к которой должен двигаться курсор, показана красной окружностью с тремя точками. Расстояние до этой цели показано красной стрелкой. Расстояния до других целей показаны синими стрелками. Эта сессия содержала 61 попытку, в 21 попытке была достигнута указанная цель. Под каждой диаграммой приведен коэффициент R_i , характеризующий успешность выполнения задания (см. текст). Осреднение коэффициентов R_i по всем заданным целям дало $R = 0.71$.

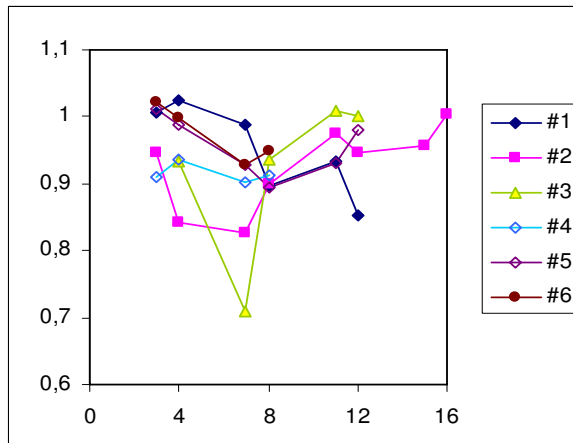


Рис. 15. Динамика изменения качества управления курсором по всем сериям для всех испытуемых. По оси абсцисс — номера сессий от начала эксперимента. Приведены данные для двух последних (тестирующих) сессий каждой серии, т. е. для сессий 3, 4, 7, 8, 11, 12, 15, 16. По оси ординат — коэффициент R . Каждая кривая — изменение R для одного из испытуемых.

онное отверстие, через которое проходит соединительный кабель, является потенциальным источником опасности инфекционного заражения. Имеется высокий этический порог их использования, т.к. они требуют операционного вмешательства в мозг. Технология является очень дорогой. Кроме того, их эффективность на настоящий момент сравнима с той, которую обеспечивают наилучшие неинвазивные ИМК. В Таблице суммированы данные по эффективности трех инвазивных и одного неинвазивного ИМК, полученные при выполнении сходных задач попадания курсором в цель при двумерном управлении.

Неинвазивные ИМК разделяются на два класса: одни требуют минимального, другие — достаточно большого времени для обучения и овладения навыком их использования. Из тех, которые требуют минимального обучения, наиболее перспективными представляются ИМК, основанные на классификации паттернов ЭЭГ, соответствующих воображению различных типов движений. Берлинский ИМК, основанный на воображении движе-

Таблица 1. Сравнение показателей различных ИМК при непрерывном двумерном управлении движением курсора

Тип интерфейса МВУ	Время достижения цели (сек)	Точность попадания, измеряемая отношением площади цели к площади экрана (%)	Доля удачных попаданий (%)
Инвазивный. Группа Донохью [94]	1.5	2.3	
Инвазивный. Группа Шварца [105]	1.5	1.3	86
Инвазивный. Группа Николелиса [18]	2.2	7.7	89
Неинвазивный. Группа Волпоу [114]	1.9	4.9	92

ний разных конечностей, уже сейчас достигает информационной производительности 35 бит в минуту и требует для обучения всего 20 минут. В свою очередь, ИМК, требующие длительного обучения испытуемых, могут иметь и значительно более высокую производительность и, к тому же, обеспечивать возможность одновременного непрерывного управления несколькими степенями свободы. В частности, информационная производительность водвортского ИМК, требующего для обучения испытуемых нескольких месяцев, уже сейчас может доходить до 100 бит в минуту. Как показывают наши эксперименты, показатели этого ИМК могут быть существенно улучшены как по производительности, так и по скорости обучения испытуемых.

Усилия по усовершенствованию ИМК производятся по следующим направлениям:

- усовершенствования технических средств реализации ИМК;
- усовершенствования алгоритмов преобразования сигналов мозга в команду управления внешними устройствами;
- увеличения числа сенсорных каналов, обеспечивающих мозг информацией о результате выполнения команды по биологической обратной связи;
- усовершенствования процедур обучения испытуемых навыка использования ИМК.

По нашему мнению, с точки зрения потенциально достижимых уровней информационной производительности, для разработки интерфейсов МВУ следует рассматривать три основные парадигмы:

- Неинвазивный ИМК, основанный на распознавании ментальных состояний, вызванных воображаемым выполнением движений. Он обеспечивает формирование дискретных управляющих команд и требует минимального времени обучения при достаточно высокой производительности. Представителем такого типа является Берлинский ИМК.
- Неинвазивный ИМК, использующий принцип непрерывного управления и требующий довольно длительного обучения по биологической обратной связи. После выработки навыка управления, такой ИМК позволяет управлять внешним устройством как собственным (виртуальным) исполнительным органом, не требуя ментального кодирования дискретного набора команд. Вопросы о предельной скорости управления и предельно возможном числе одновременно управляемых степеней свободы для таких ИМК пока остаются открытыми. Представителем такого типа является Водсвортский ИМК.
- Инвазивный ИМК, основанный на двусторонней связи мозг-компьютер посредством имплантируемых электродов и позволяющий полностью инкорпорировать внешние технические устройства во внутреннюю нейронную модель схемы тела и, соответственно, оперировать с ними так же, как и с естественными исполнительными органами. Это направление активно разрабатывается группой Николелиса.

Литература

1. Блум Ф., Лейзерсон А., Хофстедтер Л. Мозг, разум и поведение. Москва. Мир. 1988.
2. Коньшиев В. А., Карловский Д. В., Славуцкая А. В., Авдейчик В. Г., Шмелев А. С., Шевелев И. А. Исследование опознания задуманных букв и слов по волне P300 вызванного потенциала мозга человека с помощью нейрокомпьютерного интерфейса // *Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова*, 2007. Т. 93, № 2, с. 141–149.
3. Allison B. P3 or not P3: Toward a Better P300 BCI. PhD Thesis; UCSD. 2004.
4. Ashe J. Georgopoulos A. P. (1994) Movement parameters and neural activity in motor cortex and area 5 // *Cereb. Cortex* 4, 590–600.
5. Averbach B. B. et al. (2005) Parietal representation of hand velocity in a copy task // *J. Neurophysiol.* 93, 508–518.

6. Bayliss J.D. A Flexible Brain-Computer Interface. PhD Thesis, U. Rochester, 2001.
7. Batista A.P. et al. (1999) Reach plans in eye-centered coordinates // *Science*, 285, 257–260.
8. Battaglia-Mayer A. et al. (2000) Early coding of reaching in the parietooccipital cortex // *J. Neurophysiol.* 83, 2374–2391.
9. Berry M. et al. (1999) Cellular Responses to Penetrating CNS Injury. CRC Press.
10. Biran R. et al. (2003) Directed nerve outgrowth is enhanced by engineered glial substrates // *Exp. Neurol.* 184, 141–152.
11. 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. pp.25-39.
12. Birbaumer N., Ghanayim N., Hinterberger T., Iversen I., Kotchoubey B., Kubler A., Perelmouter J., Taub E., Flor H. A spelling device for the paralyzed // *Nature* 1999; 398:297–298.
13. Birbaumer N., Kubler A., Ghanayim N., Hinterberger T., Perelmouter J., Kaiser J., Iversen I., Kotchoubey B., Neumann N., Flor H. The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients // *IEEE Trans Rehabil Eng.* 2000;8:190–192.
14. Black A.H. (1971) The direct control of neural processes by reward and punishment. *Am. Sci.* 59, 236–245.
15. Blankertz B., Dornhege G., Krauledat M., Curio G., Muller K.-R. The Berlin brain-computer interface: Machine learning based detection of user specific brain states. 2006 (in press)
16. Blankertz B., Dornhege G., Krauledat M., Muller K.-R., Curio G. The non-invasive Berlin Brain-Computer Interface: Fast Acquisition of Effective Performance in Untrained Subjects. 2007 (in press)
17. Bossetti C.A. et al. (2004) Transmission latencies in a telemetrylinked brain-machine interface. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51, 919–924.
18. Carmena J.M., Lebedev M.A., Crist R.E., O'Doherty J.E., Santucci D.M., Dimitrov D.F., Patil P.G., Henriquez C.S., Nicolelis M.A.L. (2003) Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates. *PLoS Biol.* 1, E42.
19. Chapin J.K., Moxon K.A., Markowitz R.S., Nicolelis M.A. Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nat. Neurosci.* 1999, 2: 664–670.
20. Chien C.N., Jaw F.S. (2005) Miniature telemetry system for the recording of action and field potentials. *J. Neurosci. Methods.* 147, 68–73.
21. Cisek P., Kalaska J.F. (2002) Simultaneous encoding of multiple potential reach directions in dorsal premotor cortex. *J. Neurophysiol.* 87, 1149–1154.

22. Cui X. et al. (2001) Surface modification of neural recording electrodes with conducting polymer/biomolecule blends. *J. Biomed. Mater. Res.* 56, 261–272.
23. Dodson R. F. et al. (1978) Cerebral tissue response to electrode implantation. *Can. J. Neurol. Sci.* 5, 443–446.
24. Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. (2000) The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface. *IEEE Trans. on Rehabilitation.* 8 (2), 174–179.
25. Donchin E., Smith D. B. The contingent negative variation and the late positive wave of the average evoked potential. *Electroenceph Clin. Neurophysiol.* 1970;29:201–203.
26. Donoghue J.P. (2002) Connecting cortex to machines: recent advances in brain interface. *Nature Neuroscience.* v. 5, 1085–1088.
27. Farwell L. A., Donchin E. (1988) Talking off the top of your head: A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, pp. 510–523.
28. Fetz E. E. (1969) Operant conditioning of cortical unit activity. *Science*, 163, 955–958.
29. Fetz E. E. (1992) Are movement parameters recognizably coded in activity of single neurons? *Behav Brain Sci.* 15, 679–690.
30. Fetz E. E., Baker M. A. (1973) Operantly conditioned patterns on precentral unit activity and correlated responses in adjacent cells and contralateral muscles. *J. Neurophysiol.* 36, 179–204.
31. Fetz E. E., Finocchio D. V. (1971) Operant conditioning of specific patterns of neural and muscular activity. *Science* 174, 431–435.
32. Fetz E. E., Finocchio D. V. (1972) Operant conditioning of isolated activity in specific muscles and precentral cells. *Brain Res.* 40, 19–23.
33. Fetz E. E., Finocchio D. V. (1975) Correlations between activity of motor cortex cells and arm muscles during operantly conditioned response patterns. *Exp. Brain Res.* 23, 217–240.
34. Georgopoulos A. P., Schwartz A. B., Kettner R. E. Neuronal population coding of movement direction. *Science* 1986, 233: 1416–1419.
35. Georgopoulos A. P. et al. (1988) Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. II. Coding of the direction of movement by a neuronal population. *J. Neurosci.* 8, 2928–2937.
36. Georgopoulos A. P., Lurito J. T., Petrides M., Schwartz A. B., Massey J. T. (1989) Mental rotation of the neuronal population vector. *Science* 243: 234–236.

37. Glover A. A., Onofrij M. C., Ghilardi M. F., Bodis-Wollner I. P300-like potentials in the normal monkey using classical conditioning and the auditory “oddball” paradigm. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 1986, 65: 231–235.
38. Graziano M. S., Gross C. G. (1998) Spatial maps for the control of movement. *Curr. Opin. Neurobiol.* 8, 195–201.
39. Hochberg L. R., Serruya M. D., Friehs G. M., Mukand J. A., Saleh M., Caplan A. H., Branner A., Chen D., Penn R. D., Donoghue J. P. (2006) Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature.* 442: 164–171.
40. Hoshi E., Tanji J. (2004) Differential roles of neuronal activity in the supplementary and presupplementary motor areas: from information retrieval to motor planning and execution. *J. Neurophysiol.* 92, 3482–3499.
41. Ignatius M. J. et al. (1998) Bioactive surface coatings for nanoscale instruments: effects on CNS neurons. *J. Biomed. Mater. Res.* 40, 264–274.
42. Iriki A. et al. (1996) Coding of modified body schema during tool use by macaque postcentral neurones. *NeuroReport.* 7, 2325–2330.
43. Kam L. et al. (2002) Selective adhesion of astrocytes to surfaces modified with immobilized peptides. *Biomaterials,* 23, 511–515.
44. Kennedy P. R. (1989) The cone electrode: a long-term electrode that records from neurites grown onto its recording surface. *J. Neurosci. Methods,* 29, 181–193.
45. Kennedy P. R., Bakay R. A. (1998) Restoration of neural output from a paralysed patient by a direct brain connection. *Neuroreport.* June, 1, 9(8): 1707–11.
46. Kennedy P. R. et al. (1992) The cone electrode: ultrastructural studies following long-term recording in rat and monkey cortex. *Neurosci. Lett.* 142, 89–94.
47. Kennedy P. R. et al. (2000) Direct control of a computer from the human central nervous system. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 8, 198–202.
48. Kim H. K. et al. (2006) Continuous shared control stabilizes reach and grasping with brain-machine interfaces. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 53, 1164–1173.
49. Kubler A., Kotchoubey B., Kaiser J., Wolpaw J. R., Birbaumer N. Brain-computer communication: unlock the locked-in. *Psychol. Bull.* 2001;127:358–375.
50. Landis D. M. (1994) The early reactions of non-neuronal cells to brain injury. *Annu. Rev. Neurosci.* 17, 133–151.
51. Lebedev M. A. et al. (2005) Cortical ensemble adaptation to represent velocity of an artificial actuator controlled by a brain-machine interface. *J. Neurosci.* 25, 4681–4693.
52. Lebedev M. A., Nicolelis M. A. (2006). Brain-machine interfaces: past, present and future. *Trends Neurosci.* 29: 536–546.

53. *Llinas R.R. et al.* (2005) Neuro-vascular central nervous recording stimulating system: using nanotechnology probes. *J. Nanopart. Res.* 7, 111–127.
54. *Lopes da Silva F.* (1991) Neural mechanisms underlying brain waves: from neural membranes to networks. *EEG Clin. Neuroph.* v. 79, pp.81–93.
55. *Lu X., Ashe J.* (2005) Anticipatory activity in primary motor cortex codes memorized movement sequences. *Neuron*, 45, 967–973.
56. *Maravita A. et al.* (2003) Multisensory integration and the body schema: close to hand and within reach. *Curr. Biol.* 13, R531–R539.
57. *Maruishi M. et al.* (2004) Brain activation during manipulation of the myoelectric prosthetic hand: a functional magnetic resonance imaging study. *NeuroImage*, 21, 1604–1611.
58. *Mehring C. et al.* (2003) Inference of hand movements from local field potentials in monkey motor cortex. *Nat. Neurosci.* 6, 1253–1254.
59. *McFarland D.J., Lefkowitz A.T., Wolpaw J.R.* Design and operation of an EEG-based brain-computer interface (BCI) with digital signal processing technology. *Behav. Res. Methods Instrum. Comput.* 1997, 29: 337–345.
60. *McFarland D.J., Miner L.A., Vaughan T.M., Wolpaw J.R.* Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movement. *Brain Topogr.* 2000a, 3: 177–186.
61. *Millan J. del R., Mourino J., Marciani M.G., Babiloni F., Topani F., Canale I., Heikkonen J.* Adaptive Brain Interfaces for Physically-Disabled People, 2nd Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Science, Hong Kong, 1998.
62. *Miltner W., Larbig W., Braun C.* Biofeedback of somatosensory event-related potentials: can individual pain sensations be modified by biofeedback-induced self-control of event-related potentials. *Pain* 1988, 35: 205–213.
63. *Mohseni P. et al.* (2005) Wireless multichannel biopotential recording using an integrated FM telemetry circuit. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 13, 263–271.
64. *Moor J.W.* Building a Brain Interface: Connecting brains to computers, an overview of currently available techniques, PhD Thesis, 2003.
65. *Morizio J. et al.* (2005) Fifteen-channel wireless headstage system for single-unit rat recordings. In 2005 Abstract Viewer and Itinerary Planner, Program No. 68.4, Society for Neuroscience Online (<http://sfn.scholarone.com/>)
66. *Moxon K.A. et al.* (2004) Ceramic-based multisite electrode arrays for chronic single-neuron recording. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51, 647–656.

67. Muller-Gerking J., Pfurtscheller G., Flyvbjerg H. Designing optimal spatial filters for single-trial EEG classification in a movement task. *Clin. Neurophysiol.* 1999;110:787-798.
68. Muller K.-R., Blankertz B. Towards Non-Invasive Brain-Computer Interfaces. (2006) (In press)
69. 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. pp.149-173.
70. Neuper C., Schlogl A., Pfurtscheller G. Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery. *J. Clin. Neurophysiol.* 1999; 16: 373-382.
71. Nowlis D. P., Kamiya J. (1970) The control of electroencephalographic alpha rhythms through auditory feedback and the associated mental activity. *Psychophysiology.* 6, 476-484.
72. Obermaier B., Guger C., Neuper C., Pfurtscheller G. Hidden Markov models used for online classification of single trial EEG. *Pattern Recognition Letters*, 2001; 22: 1299-1309.
73. Olson C. R. (2003) Brain representation of object-centered space in monkeys and humans. *Annu. Rev. Neurosci.* 26, 331-354.
74. Patil P. G. et al. (2004) Ensemble recordings of human subcortical neurons as a source of motor control signals for a brain-machine interface. *Neurosurgery* 55, 27-35.
75. Penny W.D., Roberts S. J., Curran E. A., Stokes M. J. EEG-based communication: a pattern recognition approach. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 2000; 8: 214-215.
76. Pesaran B. et al. (2002) Temporal structure in neuronal activity during working memory in macaque parietal cortex. *Nat. Neuroscience*, 5, 805-811.
77. Pfurtscheller G., Flotzinger D., Kalcher J. Brain-computer interface - a new communication device for handicapped persons. *J. Microcomput. Appl.* 1993; 16: 293-299.
78. Pfurtscheller G. EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS). In: Niedermeyer E., Lopes da Silva F.H., editors. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields*, 4th ed. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1999. pp.958-967.
79. Pfurtscheller G., Berghold A. Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 1989;72:250-258.
80. Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin. Neurophysiol.* 1999;110:1842-1857.

81. Pfurtscheller G., Neuper N., Guger C., Harkam W., Ramoser H., Schlogl A., Obermaier B., Pregenzer M. Current trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) research. *IEEE Trans Rehabil Eng* 2000a;8:216–219.
82. Pfurtscheller G., Flotzinger D., Pregenzer W., Wolpaw J.R., McFarland D.J. EEG-based brain-computer interface (BCI): search for optimal electrode positions and frequency components. *Med Prog Technol* 1996;21:111–121.
83. Pfurtscheller G., Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proc IEEE* 2001;89:1123–1134.
84. Pregenzer M., Pfurtscheller G., Flotzinger D. Automated feature selection with a distinction sensitive learning vector quantizer. *Neurocomp* 1996;11:19–29.
85. Pregenzer M., Pfurtscheller G. Frequency component selection for and EEG-based brain computer interface. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1999;7:413–419.
86. Poliakov V.S. et al. (2005) Response of brain tissue to chronically implanted neural electrodes. *J. Neurosci. Methods* 148, 1–18.
87. Rahimi O., Juliano S.L. (2001) Transplants of NGF-secreting fibroblasts restore stimulus-evoked activity in barrel cortex of basal-forebrain-lesioned rats. *J. Neurophysiol.* 86, 2081–2096.
88. Rickert J. et al. (2005) Encoding of movement direction in different frequency ranges of motor cortical local field potentials. *J. Neurosci.* 25, 8815–8824.
89. Roberts S.J., Penny W.D. Real-time brain-computer interfacing: a preliminary study using Bayesian learning. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2000;38:56–61.
90. Roder B., Rosler F., Hennighausen E., Nacker F. Event-related potentials during auditory and somatosensory discrimination in sighted and blind human subjects. *Brain Res Cogn Brain Res* 1996;4:77–93.
91. Rousche P.J., Normann R.A. (1998) Chronic recording capability of the Utah intracortical electrode array in cat sensory cortex. *J. Neurosci. Methods* 82, 1–15.
92. Sanchez J.C. et al. (2004) Ascertaining the importance of neurons to develop better brain-machine interfaces. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51, 943–953.
93. Sandler A.J. et al. (2005) Long-term neuronal recordings from nonhuman primates. In 2005 Abstract Viewer and Itinerary Planner, Program No. 402.8, Society for Neuroscience Online (<http://sfn.scholarone.com/>)
94. Serruya M.D., Hatsopoulos N.G., Paninski L., Fellows M.R., Donoghue J.P. (2002) Brain-machine interface: Instant neural control of a movement signal. *Nature* 416, 141–142.
95. Schmidt E.M. (1980) Single neuron recording from motor cortex as a possible source of signals for control of external devices. *Ann. Biomed.Eng.* 8, 339–349.

96. Schmidt E. M., McIntosh J. S., Bak M. J. Long-term implants of Parylene-C coated microelectrodes. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1988;26:96–101.
97. Schultz R. L., Willey T. J. (1976) The ultrastructure of the sheath around chronically implanted electrodes in brain. *J. Neurocytol.* 5, 621–642.
98. Sergio L. E., Kalaska J. F. (1998) Changes in the temporal pattern of primary motor cortex activity in a directional isometric force versus limb movement task. *J. Neurophysiol.* 80, 1577–1583.
99. Sergio L. E. et al. (2005) Motor cortex neural correlates of output kinematics and kinetics during isometric-force and arm-reaching tasks. *J. Neurophysiol.* 94, 2353–2378.
100. Scherberger H. et al. (2005) Cortical local field potential encodes movement intentions in the posterior parietal cortex. *Neuron* 46, 347–354.
101. Sommer W., Schweinberger S. Operant conditioning of P300. *Biol Psychol.* 1992;33:37–49.
102. Serman M. B. et al. (1974) Biofeedback training of the sensorimotor electroencephalogram rhythm in man: effects on epilepsy. *Epilepsia* 15, 395–416.
103. Sutter E. E. The visual evoked response as a communication channel. *Proceedings of the IEEE Symposium on Biosensors*, 1984. pp.95–100.
104. Sutton S., Braren M., Zubin J., John E. R. Evoked correlates of stimulus uncertainty. *Science* 1965;150:1187–1188.
105. Taylor D. M., Schwartz A. B. (2002) Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices. *Science* 296, 1829–1832.
106. Tillery S. I., Taylor D. M. (2004) Signal acquisition and analysis for cortical control of neuroprosthetics. *Curr. Opin. Neurobiol.* 14, 758–762
107. Tresco P. A. et al. (2000) Cellular transplants as sources for therapeutic agents. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 42, 3–27.
108. Vidal J. J. Towards direct brain-computer communication. *Annu. Rev. Biophys. Bioeng.* 1973; 2: 157–180.
109. Vidal J. J. Real-time detection of brain events in EEG. *IEEE Proc* 1977;65:633-664 [Special issue on Biological Signal Processing and Analysis].
110. Walter W. G., Cooper R., Aldridge V. J., McCallum W. C., Winter A. L. Contingent negative variation: an electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain. *Nature* 1964;203:380–384.
111. Wessberg J., Nicolelis M. A. (2004) Optimizing a linear algorithm for real-time robotic control using chronic cortical ensemble recordings in monkeys. *J. Cogn. Neurosci.* 16, 1022–1035.

112. *Wolpaw J.R., McFarland D.J., Neat G.W., Forneris C.A.* An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1991;78:252–259.
113. *Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M.* Brain-computer interface for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113 (2002), 767–791.
114. *Wolpaw J.R., McFarland D.J.* Control of two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *PNAS*, 2004, v.101, N 51, 17849–17854.
115. *Wolpaw J.R., McFarland D.J., Vaughan T.M.* Brain-computer interface research at the Wadsworth Center. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 2000;8:222–225.
116. *Wyricka W., Sterman M.* (1968) Instrumental conditioning of sensorimotor cortex EEG spindles in the waking cat. *Psychol. Behav.* 3, 703–707.
117. *Musallam S., Corneil B.D., Greger B., Scherberger H., Andersen R.A.* (2004) Cognitive control signals for neural prosthetics. *Science* 305: 258–262.
118. *Moran D.W., Schwartz A.B.* (1999) Motor cortical representation of speed and direction during reaching. *J. Neurophysiol.* 82, 2676–2692.
119. *Roux F.E. et al.* (2003) Cortical areas involved in virtual movement of phantom limbs: comparison with normal subjects. *Neurosurgery* 53, 1342–1352.
120. *Fitzsimmons N.A. et al.* (2005) Long-term behavioral improvements in a reaching task cued by microstimulation of the primary somatosensory cortex. In 2005 Abstract Viewer and Itinerary Planner, Program No. 402.7, Society for Neuroscience Online (<http://sfn.scholarone.com/>)
121. *Elbert T., Rockstroh B., Lutzenberger W., Birbaumer N.* Biofeedback of slow cortical potentials. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 1980;48:293–301.

Александр Алексеевич ФРОЛОВ, кандидат физико-математических, доктор биологических наук, профессор, заведующий лаборатории математической нейробиологии обучения ИВНД и НФ РАН, специалист в области биомеханики и нейросетевого моделирования функций нервной системы (двигательное управление, ассоциативная память, биофизические механизмы обучения и памяти), автор более 200 статей, 6 изобретений и 2 монографий (по нейросетевым моделям ассоциативной памяти).

Вадим Юрьевич РОЩИН, ведущий инженер Лаборатории математической нейробиологии обучения ИВНД и НФ РАН. Закончил Московский институт электронного машиностроения. Научные интересы: Интерфейс мозг-компьютер, Нейросетевое моделирование функций мозга, Механизмы двигательного управления в нервной системе человека.