

ОСНОВАННЫЙ НА ВООБРАЖЕНИИ ДВИЖЕНИЯ ИНТЕРФЕЙС МОЗГ – КОМПЬЮТЕР В РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ГЕМИПАРЕЗОМ

Мокиенко О.А.^{1,2}, Бобров П.Д.^{1,3}, Черникова Л.А.², Фролов А.А.^{1,3}

¹ ФГБУН «Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН», г. Москва, Россия

² ФГБУ «Научный центр неврологии РАМН», г. Москва, Россия

³ ВШБ-Технический университет Остравы, Острава, Чешская Республика

РЕЗЮМЕ

Цель исследования заключалась в оценке возможности применения интерфейса мозг – компьютер с парадигмой воображения движения у больных с гемипарезом. Обучение управлению электроэнцефалографическим (ЭЭГ) интерфейсом с обратной связью прошли 13 пациентов с центральным парезом руки и 15 здоровых добровольцев в качестве контроля. По качеству управления интерфейсом отличия между группами не выявлено. Обучение сопровождалось усилением реакции десинхронизации сенсорно-моторного ритма. При корковом повреждении наблюдалось смещение источника активности.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: интерфейс мозг – компьютер, воображение движения, гемипарез, нейро-реабилитация.

Введение

Известно, что повторяющиеся активные целенаправленные движения значительно способствуют восстановлению двигательных функций. Помимо лечебной физкультуры этот подход в течение последних 10 лет реализован в таких методах, как тренировка в условиях виртуальной реальности, когда пациенты обучаются движениям по обратной связи, и тренировка в условиях, когда движения облегчаются роботом [2]. Эти методы требуют сохранения возможности совершать активные движения парализованной конечностью и, следовательно, частичного сохранения двигательных функций. В случае грубого пареза или пlegии перспективным методом стимулирования пластичности мозга является воображение движений. Как показано во многих работах [3, 4, 6, 7, 10], воображение движений подчиняется тем же принципам двигательного контроля и поэтому может стимулировать те же пластические механизмы мозга, что и их реальное исполнение. Контролировать воображение движения можно при помощи интерфейса мозг – компьютер (ИМК), который преобразует электроэнцефалографические (ЭЭГ) сигналы мозга, возникающие при воображении движения, в команды внешнему устройству

[9]. Внедрение восстановительных ИМК в клиническую практику тесно связано с развитием и успехами технологии биологической обратной связи и ее использованием для целенаправленного регулирования мозговой деятельности. При использовании интерфейсов с обратной связью пациенты в режиме реального времени получают визуальную информацию об активности головного мозга. Сигналом активности мозга в данном случае является модуляция сенсорно-моторного ритма: движение, подготовка к движению или воображение движения некоторого исполнительного органа обычно сопровождаются уменьшением (или десинхронизацией) мю- (9–14 Гц) и бета-ритмов (16–22 Гц) в корковых представлениях этого органа [8].

На этих наблюдениях и на идее использовать адаптивную обратную связь, собственно, и основаны ожидания эффективности ИМК как средства двигательной реабилитации.

Цель исследования – оценить возможности применения ИМК для реабилитации больных с центральным парезом и изучить особенности активации структур головного мозга в процессе тренировок управления ИМК.

Материал и методы

✉ Мокиенко Олеся Александровна, e-mail: oamokienko@gmail.com

В исследование было включено 15 пациентов (группа 1), из них 9 мужчин и 6 женщин, в возрасте 34–70 лет. Клинически у всех пациентов был парез руки в результате ишемического (10 пациентов) или геморрагического (4 пациента) инсульта или травмы (1 пациент). Локализация очага повреждения мозга была подкорковая (13 пациентов) или корково-подкорковая (2 пациента); у 7 пациентов – в правом полушарии, у 6 – в левом, у 2 – в стволе головного мозга. Медиана давности заболевания составила 12 (2; 21) месяцев, медиана степени пареза руки по шкале ARAT – 1 (0; 5) балл. Спастичность в кисти в среднем составляла 2 балла по шкале Ashworth. В группу контроля (группа 2) включены 15 неврологически здоровых добровольцев (13 мужчин, 2 женщины) в возрасте 22–68 лет. Все испытуемые – правши (согласно Эдинбургскому опроснику мануальной асимметрии: $R > 40\%$).

Курс ИМК-тренинга (в среднем 10 процедур) прошли 12 пациентов и все здоровые испытуемые, длительность каждой процедуры составляла 20–30 мин. Три пациента по собственному желанию были из исследования после первого сеанса ИМК.

В исследовании использовался ИМК, основанный на анализе паттернов ЭЭГ при воображении движения рук. Макет ИМК состоит из следующих элементов (рис. 1): системы активных электродов ActiCap фирмы Brain Products (Германия) для регистрации ЭЭГ (1 на рис. 1), энцефалографического аналогово-цифрового преобразователя (АЦП) NBL640 производства ООО «НейроБиоЛаб» (2 на рис. 1), персонального компьютера (операционная система Windows 7) с программным обеспечением для синхронной передачи данных, выделения рабочих показателей ЭЭГ и классификации сигналов для распознавания управляющей команды в реальном времени (3 на рис. 1). Регистрация ЭЭГ проводилась с помощью 30 электродов, расположенных по схеме «10–20». Под каждый электрод наносился специальный гель для улучшения контакта с поверхностью головы. Сигналы ЭЭГ фильтровались в полосе частот от 5 до 30 Гц. В исследовании применялся классификатор паттернов ЭЭГ, основанный на методе Байеса. В качестве показателя точности классификации использовались индекс «каппа Коэна» (при идеальном распознавании $k = 1$, при случайном распознавании $k = 0$) и процент правильных ответов классификатора (распознавание выше случайного при $>35\%$) [5]. Определение источников активности, наиболее значимых для функционирования ИМК, проводилось с помощью метода независимых компонент (Independent Component Analysis – ICA).

Для оценки двигательной функции руки у пациентов применялась шкала ARAT, в которой оценивается

способность выполнения шарового, цилиндрического, щипкового захватов кисти, а также движений в проксимальном отделе руки. Степень спастичности оценивалась с помощью шкалы Ashworth, когнитивный статус – по шкале Mini-Mental State Exam.

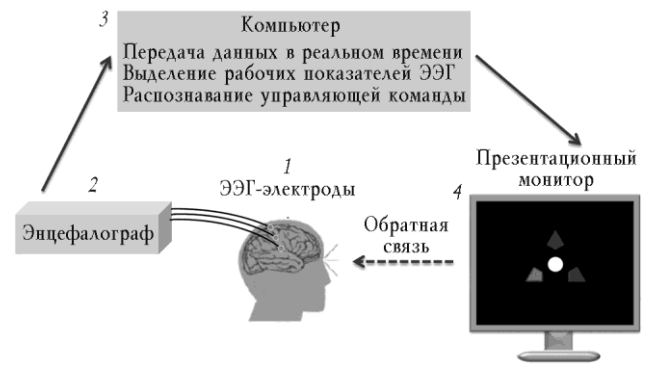


Рис. 1. Блок-схема макета ИМК, применяемого в данном исследовании

Статистическая обработка результатов проводилась с помощью критерия Манна–Уитни (U -тест). Данные представлены в виде медианы Me и 25%-го, 75%-го квартилей. Статистически значимыми различия считались при $p < 0,05$.

Во время сеанса тренинга испытуемый сидел в удобном кресле перед монитором, на котором ему предъявлялись визуальные инструкции и обратная связь. В центре экрана находился кружок, служащий для фиксации взгляда, и расположенные вокруг него три ромбовидные стрелки (4 на рис. 1). Испытуемый выполнял одну из трех инструкций: расслабиться (когда загоралась верхняя стрелка), представить движение левой или правой руки (когда загоралась соответствующая стрелка). В качестве представления движения руки предлагалось воображать медленное сжатие кисти в кулак. При инструкции расслабиться (покой) испытуемый должен был спокойно сидеть и смотреть в центр экрана. Инструкции предъявлялись в случайном порядке, каждая в течение 10 с. Результаты распознавания выполняемой ментальной задачи предъявлялись испытуемому по зрительной обратной связи: метка в середине экрана, фиксирующая взор, принимала зеленый цвет, если классификатор распознавал задачу, соответствующую предъявляемой инструкции движения, и оставалась белой, если распознавалась другая задача. С каждым испытуемым эксперимент проводился в течение 6–12 дней по одной экспериментальной серии в день длительностью 20–30 мин. Интервалы между экспериментальными днями составляли от 1 до 4 дней.

Результаты

Достигнутые результаты управления ИМК для обученных испытуемых обеих групп представлены в [таблице](#). По показателям качества управления интерфейсом (каппа Коэна и процент распознавания) отличия между группами не выявлено ($p > 0,05$).

Достигнутые значения распознавания классификатором ментальных задач у испытуемых двух групп		
Группа	Каппа Коэна	% распознавания
1	0,37 (0,19; 0,43)	55,5 (45; 59,5)
2	0,33 (0,22; 0,44)	54 (47; 63)
<i>U</i> -тест	$p = 0,77$	$p = 0,98$

Для здоровых испытуемых методом независимых компонент получены две наиболее значимые для управления ИМК компоненты (пространственно-временные паттерны ЭЭГ-активности), которые связали с изменением мю-ритма (у 14 испытуемых) или бета-ритма (у одного испытуемого) во время воображения движения.

Топографическое распределение компонент имеет два фокуса. Их положение и ориентация соответствуют расположению представительства рук в первичных сенсомоторных областях центральной борозды коры головного мозга [1] в левом полушарии при воображении движения правой руки и, соответственно, в правом полушарии при воображении движения левой руки.

На [рис. 2](#) представлено распределение вклада компонент в потенциалы, регистрируемые на поверхности головы (топографическое распределение), и спектральные плотности активности для этих компонент.

Спектральные плотности приведены для трех различных ментальных состояний: покой – синяя кривая, воображение движения правой руки – красная кривая, воображение движения левой руки – зеленая кривая. Пик спектральной плотности для этих компонент соответствует диапазону мю-ритма.

Как видно из [рис. 2](#), во время воображения движения (зеленая и красная кривые) происходила реакция десинхронизации мю-ритма в соответствующем полушарии. Такое распределение потенциалов и изменение мю-ритма во время воображения движения наблюдалось у всех здоровых испытуемых и условно было принято за норму.

Среди пациентов встречались следующие варианты распределения вклада компонент в потенциалы в зависимости от локализации инсульта: при подкорковой локализации очага поражения наблюдалась картина, аналогичная норме ([рис. 3,а](#)), а при повреждении двигательной коры (1 пациент с инсультом корково-подкорковой локализации и 1 пациент с посттравматическим повреждением серого и белого вещества

одного из полушарий) наблюдалось нетипичное распределение вклада компонент в поврежденном полушарии: в обоих случаях – источник сигнала локализовался ближе к зоне проекции Cz при стандартном расположении ЭЭГ-электродов по системе «10–20» ([рис. 3,б](#)). Значимые для управления ИМК компоненты, так же как и у здоровых испытуемых, были связаны с реакцией десинхронизации в диапазоне мю-ритма (10 пациентов) и бета-ритма (1 пациент, [рис. 3,б](#)) или мю- и частично бета-ритма (1 пациент, [рис. 3,а](#)) во время воображения движения.

Среди испытуемых обеих групп встречались следующие варианты изменения активности мозга, с которыми было связано улучшение качества управления ИМК (овладение навыком управления ИМК): а) выделение значимых компонент с первых дней и усиление реакции десинхронизации в процессе тренировки; б) отсутствие значимых компонент в первые дни и появление их в процессе тренировки с последующим усилением реакции десинхронизации.

Топографическое распределение не менялось для каждой из двух компонент в результате тренировки.

В результате обучения воображению движения сжатия кисти в кулак с применением ИМК, основанного на регистрации сенсорно-моторного ритма ЭЭГ, улучшение двигательных функций в кисти по данным клинического исследования (шкала ARAT) отмечено у 3 (75%) из 4 больных с грубым парезом кисти при подкорковой локализации инсульта. Из 8 пациентов с пlegией кисти с разной локализацией очага поражения только у 2 больных (25%) (с локализацией инсульта в стволе у одного и в подкорковой области – у другого больного) наблюдалось появление произвольных движений в кисти.

Обсуждение

Среди пейсмекеров биоэлектрической активности мозга, значимых для управления ИМК, основанного на воображении сжатия кисти в кулак, наиболее часто у разных испытуемых выделялось два источника, расположенных в первичной сенсомоторной области центральной борозды коры головного мозга: в левом полушарии при воображении сжатия в кулак правой кисти и, соответственно, в правом полушарии – при воображении аналогичного движения левой руки.

Эти источники демонстрируют реакции десинхронизации сенсорно-моторного ритма (мю-альфа или мю-бета) и хорошо известны из литературы [8]: при активном движении, а также при воображении движения или при подготовке к движению исполнительного органа амплитуда сенсорно-моторного ритма в транслатеральном полушарии подавляется.

В данном исследовании не только у здоровых,
Воображение движения правой рукой

но и у пациентов с повреждением головного мозга при
Воображение движения левой рукой

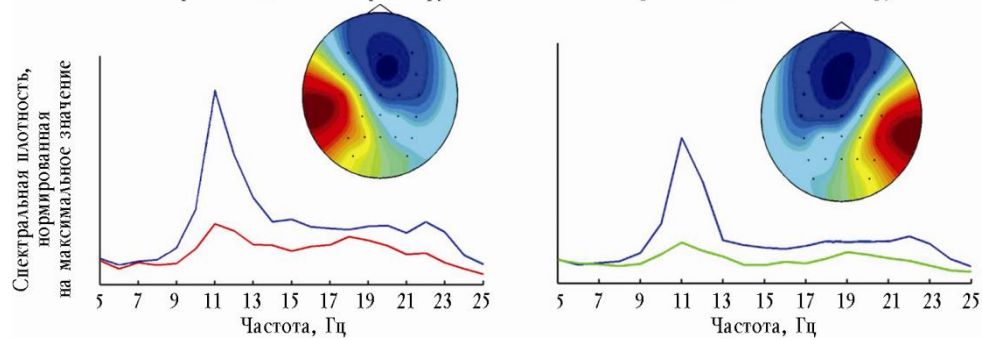


Рис. 2. Топографические распределения значимых для управления ИМК компонент и их спектральные плотности при трех ментальных состояниях, норма

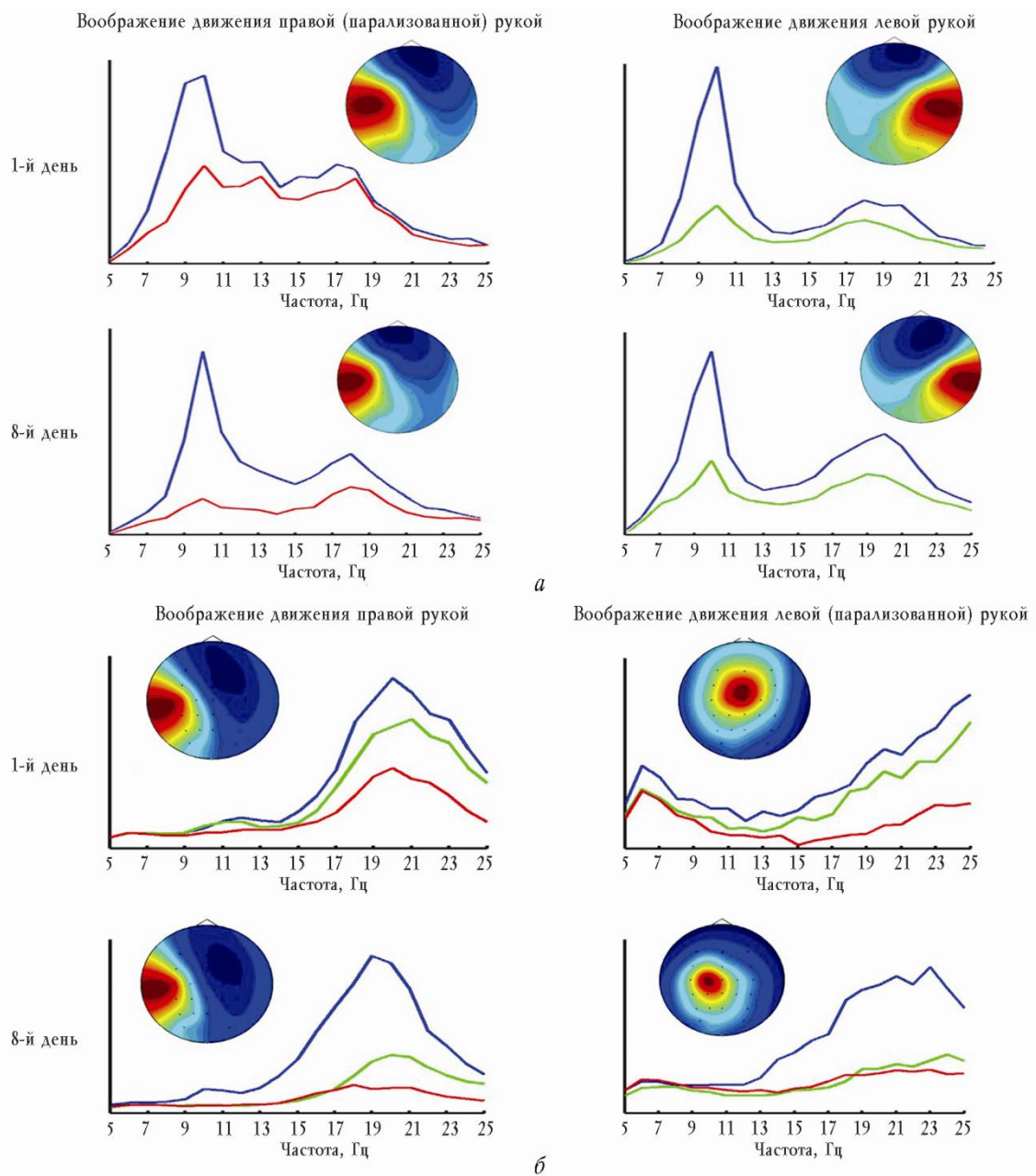


Рис. 3. Топографические распределения значимых компонент и спектральные плотности их интенсивности при трех ментальных состояни-

ях:

a – у пациента с подкорковым повреждением головного мозга; *b* – у пациента с повреждением двигательной коры

воображении движения как здоровой, так и паретичной руки была выявлена реакция десинхронизации в соответствующем полушарии головного мозга. При этом впервые в проведенном исследовании было показано, что топографическое распределение компонент у тренированных здоровых испытуемых и у пациентов с подкорковым инсультом соответствовало расположению представительства руки в первичных сенсомоторных областях центральной борозды, в то же время у больных с обширным повреждением коры при воображении движения паретичной руки наблюдалось смещение локализации источника активности в область расположения Cz-электрода.

В результате проведенного исследования удалось выявить интересную закономерность, свидетельствующую о том, что пациенты с очаговым повреждением головного мозга в состоянии овладеть управлением ИМК с тем же качеством, что и люди без неврологических нарушений. При этом не было обнаружено зависимости качества управления ИМК от степени, локализации или давности поражения мозга.

Кроме того, оказалось, что у 42% больных с плегией и грубым парезом кисти после курса обучения (10 процедур) наблюдался положительный эффект при использовании ИМК-тренинга, выражающийся в достоверном улучшении функции паретичной кисти. На основании этих данных высказано предположение о возможности применения обучения воображению движения с применением ИМК, основанного на регистрации сенсорно-моторного ритма ЭЭГ, в реабилитации больных с разной тяжестью поражения головного мозга.

Заключение

Впервые в России показана возможность применения ИМК, основанного на воображении движения, в реабилитационной программе пациентов с последствиями повреждения головного мозга.

Впервые показано, что топографическое распределение значимых компонент у тренированных здоровых испытуемых и пациентов с подкорковым инсультом соответствовало расположению представительства руки в первичных сенсомоторных областях центральной борозды, у больных с обширным повреждением коры наблюдалось смещение локализации

источника активности в область расположения Cz-электрода. При этом в ходе курса обучения топографическое распределение компонент не менялось.

Выявлена динамика изменения компонент в процессе тренировок у здоровых лиц и пациентов с различной локализацией очага поражения головного мозга: освоение навыка управления ИМК (обучение методу ИМК) проявлялось как в усилении реакции десинхронизации в соответствующем полушарии, так и появлением в ряде случаев значимых компонент, которые не определялись в начале исследования, а также с последующим усилением реакции десинхронизации.

Работа была поддержана грантами РФФИ 10-04-00191 и 11-04-12025, а также грантом IT4Innovations Centre of Excellence project, reg. no. CZ.1.05/1.1.00/02.0070.

Литература

1. Блум Ф., Лейзерсон А. и др. Мозг, разум и поведение. 1988. М.: Мир.
2. Черникова Л.А. Пластичность мозга и современные реабилитационные технологии // *Анналы клинич. и эксперим. неврологии*. 2007. 1 (2). С. 40–47.
3. Crammond D.J. Motor imagery: never in your wildest dream // *Trends Neurosci*. 1997. 20 (2). P. 54–57.
4. Ehrsson H.H., Geyer S., Naito E. Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations // *J. Neurophysiol*. 2003. 90 (5). P. 3304–3316.
5. Frolov A., Husek D., Bobrov P. Comparison of four classification methods for brain-computer interface // *Neural. Network World*. 2011. 21 (2). P. 101–115.
6. Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition // *Neuroimage*. 2001. 14 (1 Pt. 2). S103–109.
7. Neuper C., Scherer R., Reiner M., Pfurtscheller G. Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG // *Brain Res. Cogn. Brain Res*. 2005. 25 (3). P. 668–677.
8. Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles // *Clin. Neurophysiol*. 1999. 110 (11). P. 1842–1857.
9. Prasad G., Herman P., Coyle D., McDonough S., Crosbie J. Applying a brain-computer interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery: a feasibility study // *J. Neuroeng. Rehabil*. 2010. 7 (1). P. 60.
10. Stippich C., Ochmann H., Sartor K. Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic resonance imaging // *Neurosci. Lett*. 2002. 331 (1). P. 50–54.

Поступила в редакцию 22.11.2012 г.

Утверждена к печати 07.12.2012 г.

Мокненко Олеся Александровна (✉), аспирант лаборатории математической нейробиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, лаборант-исследователь отделения нейрореабилитации и физиотерапии Научного центра неврологии РАМН (г. Москва, Россия).

Бобров Павел Дмитриевич, аспирант лаборатории математической нейробиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (г. Москва, Россия); аспирант факультета электроники и информатики Технического университета Остравы (Острава, Чешская Республика).

Черникова Людмила Александровна, д-р мед. наук, профессор, зав. отделением нейрореабилитации и физиотерапии Научного центра неврологии РАМН (г. Москва, Россия).

Фролов Александр Алексеевич, д-р биол. наук, профессор, зав. лабораторией математической нейробиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (г. Москва, Россия); профессор Технического университета Остравы (Острава, Чешская Республика).

✉ Мокненко Олеся Александровна, e-mail: oamokienko@gmail.com

BRAIN-COMPUTER-INTERFACE – SUPPORTED MOTOR IMAGERY TRAINING FOR PATIENTS WITH HEMIPARESIS

Mokienko O.A.^{1,2}, Bobrov P.D.^{1,3}, Chernikova L.A.², Frolov A.A.^{1,3}

¹ Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology, RAS, Moscow, Russian Federation

² Research Center of Neurology RAMS, Moscow, Russian Federation

³ Technical University, Ostrava, Czech Republic

ABSTRACT

The aim of study was to assess the feasibility of motor imagery supported brain-computer interface in patients with hemiparesis. 13 patients with central paresis of the hand and 15 healthy volunteers were learning to control EEG-based interface with feedback. No differences on interface control quality were found between patients and healthy subjects. The trainings were accompanied by the desynchronization of sensorimotor rhythm. In patients with cortical damage the source of EEG-activity was dislocated.

KEY WORDS: brain-computer interface, motor imagery, hemiparesis, neurorehabilitation.

Bulletin of Siberian Medicine, 2013, vol. 12, no. 2, pp. 30–35

References

- Bloom F., Leizeron A. et al. *Brain, mind and behavior*. 1988. Moscow, Mir (in Russian).
- Chernikova L.A. *Annals of Clinical and Experimental Neurology*, 2007, no 1 (2), pp. 40–47 (in Russian).
- Crammond D.J. Motor imagery: never in your wildest dream. *Trends Neurosci.*, 1997, 20(2), pp. 54–57.
- Ehrsson H.H., Geyer S., Naito E. Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations. *J. Neurophysiol.*, 2003, 90 (5), pp. 3304–3316.
- Frolov A., Husek D., Bobrov P. Comparison of four classification methods for brain-computer interface. *Neural Network World*, 2011, 21 (2), pp. 101–115.
- Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage*, 2001, 14 (1 Pt. 2), S103–109.
- Neuper C., Scherer R., Reiner M., Pfurtscheller G. Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Brain Res. Cogn. Brain Res.*, 2005, 25 (3), pp. 668–677.
- Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin. Neurophysiol.*, 1999, 110 (11), pp. 1842–1857.
- Prasad G., Herman P., Coyle D., McDonough S., Crosbie J. Applying a brain-computer interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery: a feasibility study. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 2010, 7 (1), pp. 60.
- Stippich C., Ochmann H., Sartor K. Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic resonance imaging. *Neurosci. Lett.*, 2002, 331 (1), pp. 50–54.

Mokienko Olesya A. (✉), Laboratory of Mathematical Neuroscience training, Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology, RAS, Department of Neurorehabilitation and Physical Therapy, Research Center of Neurology, RAMS, Moscow, Russian Federation.

Bobrov Pavel D., Laboratory of Mathematical Neuroscience training, Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology, RAS, Moscow, Russian Federation; Electronics and Informatics Department, Technical University, Ostrava, Czech Republic.

Chernikova Lyudmila A., Department of Neurorehabilitation and Physical Therapy, Research Center of Neurology, RAMS, Moscow, Russian Federation.

Frolov Aleksandr A., Department of Neurorehabilitation and Physical Therapy, Research Center of Neurology, RAMS, Moscow, Russian Federation;
Technical University, Ostrava, Czech Republic.

✉ **Mokienko Olesya A.**, e-mail: oamokienko@gmail.com

