

УДК 004.5, 616.78

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ПО УПРАВЛЕНИЮ РОБОТИЗИРОВАННЫМИ УСТРОЙСТВАМИ ПОСРЕДСТВОМ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ МОЗГА И МЫШЦ

DEVELOPMENT OF THE HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX CONTROLLING
ROBOTIC DEVICES BY MEANS OF BIOELECTRIC SIGNALS
OF THE BRAIN AND MUSCLES

Гордлеева С.Ю.
Лобов С.А.
Мионов В.И.
Кастальский И.А.
Лукоянов М.В.
Крылова Н.П.
Мухина И.В.
Каплан А.Я.
Казанцев В.Б.

Gordleeva SYu
Lobov SA
Mironov VI
Kastalskiy IA
Lukoyanov MV
Krilova NP
Mukhina IV
Kaplan AYa
Kazantsev VB

Федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский Нижегородский
государственный университет им. Н.И. Лобачевского»

National Research Lobachevsky State
University of Nizhnii Novgorod

Цель — разработка аппаратно-программного комплекса совмещенного командно-пропорционального ЭМГ и командного ЭЭГ управления внешними исполнительными устройствами.

Материалы и методы. Запись ЭЭГ и ЭМГ производится с помощью разработанных регистрирующих модулей. Комплекс также поддерживает ряд коммерческих электроэнцефалографов и электромиографов: NVX52 (ООО «МКС», Россия), DELSYS Trigno (Delsys Inc, США), MYO Thalmic (Thalmic Labs, Канада). Из регистрируемых сигналов после предобработки извлекаются характерные признаки, поступающие на вход классификаторов. На основе распознанных ЭЭГ- и ЭМГ-паттернов и оценки степени усилия мышц в блоке интерпретации и контроля вырабатываются сигналы внешнему исполнительному роботизированному устройству. Комплекс поддерживает управление мобильным роботом ЛЕГО (ЛЕГО, Дания), антропоморфным роботом NAO (Aldebaran, Франция), экзоскелетом «Илья Муромец» (ННГУ, Россия).

Результаты. Был разработан и протестирован командно-пропорциональный ЭМГ интерфейс управления с эффективным алгоритмом декодирования, построенном на основе оценки степени напряжения мышц. Реализован и протестирован ИМК командного управления исполнитель-

Aim — to develop a hardware-software complex with combined command-proportional control of robotic devices based on electromyography (EMG) and electroencephalography (EEG) signals.

Materials and methods. EMG and EEG signals are recorded using our original units. The system also supports a number of commercial EEG and EMG recording systems, such as NVX52 (MCS ltd, Russia), DELSYS Trigno (Delsys Inc, USA), MYO Thalmic (Thalmic Labs, Canada). Raw signals undergo preprocessing and feature extraction. Then features are fed to classifiers. The interpretation unit controls robotic devices on the base of classified EEG- and EMG-patterns and muscle effort estimation. The number of controlled devices includes mobile robot LEGO NXT Mindstorms (LEGO, Denmark), humanoid robot NAO (Aldebaran, France) and exoskeleton Iia Muromets (UNN, Russia).

Results. We have developed and tested an interface combining command and proportional control based on EMG signals. We have determined the parameters providing optimal characteristics of classification accuracy of EMG patterns, as well as the speed and accuracy of proportional control. Also we have developed and tested a BCI interface based on motor imagined patterns. Both EMG and EEG

ными устройствами с классификатором команд на основе моторно-воображаемых паттернов.

Разработанные интерфейсы представлены в аппаратно-программном комплексе, интегрирующим командно-пропорциональное ЭМГ управление и независимый моторно-воображаемый ИМК.

Заключение. Создан и апробирован аппаратно-программный комплекс на основе совмещенного командно-пропорционального ЭМГ и командного ЭЭГ управления внешними исполнительными устройствами.

Ключевые слова: ИМК, ЭМГ, ЭЭГ, машинное обучение, пропорциональное управление, робот, экзоскелет.

interfaces are included into hardware and software system. The system combines outputs of the interfaces and sends commands to a robotic device.

Conclusion. We have developed and approved the hardware-software system on the basis of the combined command-proportional EMG and EEG control of external robotic devices.

Keywords: BCI, EMG, EEG, machine learning, proportional control, robot, exoskeleton.

■ ВВЕДЕНИЕ

В последнее десятилетие существенно вырос интерес исследователей к разработкам в области гибридных технологий. Одним из наиболее перспективных междисциплинарных направлений является адаптивное управление внешними роботизированными устройствами с помощью биоэлектрических сигналов мозга и мышц человека. Данная задача находит применение в фундаментальных областях (неврология, нейробиология, нейротехнологии) [1-11], прикладных биомедицинских приложениях (устройства для реабилитации, локоматы, экзоскелеты, экзопротезы и др. [12-17]) и игровых устройствах [17-21].

Существует два основных типа прикладных разработок, различающихся по своему назначению:

1) устройства и приложения биомедицинского профиля для функциональной диагностики неврологических нарушений и задач клинической реабилитации пациентов на основе электромиографических (ЭМГ) [1, 5, 12-15] и электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов [6-10];

2) мозгомашинные и мозгокомпьютерные интерфейсы для широкого круга пользователей. Управление программно-аппаратными платформами здесь осуществляется по схожему принципу, но необходимость достижения реабилитационного эффекта отсутствует [17-21].

Одним из самых прогрессивных типов устройств являются экзоскелетные комплексы, сочетающие в себе последние достижения теории управления и нейроинтерфейсов. «Мозговой центр» системы управления подобного устройства представляет собой интерпретатор поступающей сенсорной информации с выработкой управляющего воздействия. Реализация алгоритмов обработки и классификации многоканальных биометрических сигналов является нетривиальной задачей, допускающей различные частные решения [2-4, 18, 19].

В данной работе мы предлагаем комплексный алгоритм для реализации системы управления роботизированными устройствами с помощью мультимодальных сигналов ЭМГ и ЭЭГ.

Существует несколько стратегий решения задачи управления внешними («аддитивными») устройствами с помощью сигналов мышц (ЭМГ). Это может быть триггерное управление на основе порогового детектирования

сигнала или пропорциональное в случае непрерывного мониторинга какого-либо признака, выделенного из ЭМГ сигнала. Стоит отметить, что многоканальная регистрация существенно расширяет возможности управления благодаря использованию принципиально новых способов обработки сигналов на подобии многоканальной регрессии и метода главных компонент [2, 18, 19].

Метод классификации ЭЭГ и ЭМГ паттернов идеально сочетается с командным управлением и может быть использован в случае, когда управляемое устройство снабжено автономной, локальной управляющей системой, способной обрабатывать макрокоманды. В свою очередь пропорциональное управление по сигналам ЭМГ востребовано во всех нетривиальных случаях и при необходимости обеспечения определенной точности выполняемого движения.

В нашей работе была поставлена задача совместить командно-пропорциональный способ управления роботизированным устройством на основе характеристик ЭМГ сигналов с управлением с помощью ЭЭГ сигналов мозга.

■ ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Целью работы является разработка комплекса научно-технических решений совмещенного командно-пропорционального ЭМГ и командного ЭЭГ управления внешними исполнительными устройствами.

■ МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для записи ЭЭГ использовалась 20 отведений (FCz, 1,2,3,4,5,6; Cz, 1,2,3,4,5,6; CPz, 1,2,3,4). Классификатор, построенный на основе линейного дискриминантного анализа, классифицирует десинхронизацию сенсомоторных ритмов в моторной зоне контралатерального моторному акту большого полушария головного мозга. Программирование стимулов и классификатора осуществлялось в среде Python (www.python.org). Регистрация ЭЭГ производилась с помощью разработанного усилителя, кроме того, комплекс поддерживает коммерческий усилитель ЭЭГ NVX52 (ООО «МКС», Россия).

В ходе обучения классификатора перед оператором ставилась задача — концентрироваться на представлении движения правой или левой рукой при появлении

на мониторе изображения «стрелка влево/вправо» и концентрироваться на дыхании при появлении на мониторе изображения «крестик». Количество предъявлений для каждой команды составило 10, длительность предъявления – 5 сек. Между предъявлениями стимулов пауза составляла 3 сек. Стимулы предъявлялись в случайном порядке. Длительность тренировки классификатора, таким образом, составляла 6 минут. После обучения классификатора оператор мог приступить к управлению внешним устройством. Оператору для управления предлагалось по своему усмотрению последовательно выбирать одну из трех команд (представление движения левой и правой рук и покой). Каждые 4,5 секунды классификатор анализировал запись ЭЭГ, делал заключение и передавал команду, которую выбрал оператор, на внешнее устройство.

Регистрацию ЭМГ-сигналов проводили с помощью разработанного 8-канального блока регистрации. Также в описываемом аппаратно-программном комплексе можно использовать коммерческие электромиографические системы, такие как DELSYS Trigno (Delsys Inc, США) либо MYO Thalmic (Thalmic Labs, Канада). Для классификации ЭМГ-паттернов каждые 50 мс производили вычисление таких характеристик, как средний квадрат сигнала (RMS), 4-х первых коэффициентов авторегрессии. Кроме того, для выделения характерных признаков ЭМГ-сигнала в системе имеется возможность использования импульсных модельных нейронов. Пропорциональное управление осуществляли с помощью вычисления среднего абсолютного значения (MAV) ЭМГ-сигнала и установки пропорциональной этому значению скорости выполнения команды устройством.

Для определения факторов, лимитирующих производительность ЭМГ-интерфейса с помощью анализатора OMRON BF306 (OMRON, Япония), оценивалось процентное содержание жира в организме (BF), а также рассчитывался коэффициент эффективности работы мышц (CSA) как отношение средних значений RMS мышц-синергистов к антагонистам.

Описываемый комплекс может подключаться к целому ряду исполнительных устройств. В частности, он тестировался в условиях управления мобильным роботом LEGO NXT Mindstorms (LEGO, Дания), гуманоидным роботом NAO (Aldebaran, Франция), экзоскелетным комплексом «Илья Муромец». Также в качестве управляемого устройства может выступать персональный компьютер под управлением ОС Windows, при этом интерфейс на основе биоэлектрических сигналов мозга и мышц заменяет стандартные устройства ввода информации, такие как клавиатура и мышь.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Для управления внешними исполнительными устройствами посредством ЭЭГ нами был разработан так называемый независимый моторно-воображаемый ИМК. Принцип работы независимого ИМК заключается в том, что детектируемые в качестве команд для управления изменения ритмов ЭЭГ вызываются произвольными усилиями человека-оператора вне какой-либо их связи с внешней сенсорной стимуляцией. Стабильность и воспроизводимость ментальных образов может быть высокой за счет того, что оператор представляет себе образы естественных моторных актов, таких как сжатие кисти, перебор пальцами руки и т.д.

По результатам работы испытуемого рассчитывалась средняя точность его управления с помощью данного ИМК как отношение общего числа правильно введенных команд к общему числу попыток. Средняя точность управления в разработанном моторно-воображаемом ИМК для трех команд составляет 70–85%. Этот показатель варьируется между операторами, но даже в случае изначально низкой средней точности с помощью тренировок она может быть значительно повышена.

Исследования с миографическими каналами системы включали в себя поиск методов предварительной обработки сигнала, оптимального набора характерных признаков ЭМГ-сигналов, типа классификатора и его параметров, способа комбинирования командного и пропорционального контроля, а также определение факторов, лимитирующих использование ЭМГ-интерфейса.

Исследования с миографическими каналами системы включали в себя поиск методов предварительной обработки сигнала, оптимального набора характерных признаков ЭМГ-сигналов, типа классификатора и его параметров, способа комбинирования командного и пропорционального контроля, а также определение факторов, лимитирующих использование ЭМГ-интерфейса.

Нами было предложено использование сети импульсных нейронов для извлечения характеристики ЭМГ-сигналов [2]. Так, было показано, что применение взаимного торможения в этой сети позволяет контрастировать сигнал с разных электродов и уменьшать ошибку классификации. Средняя точность классификации при использовании разных подходов варьировала в довольно узком интервале (73–92% при распознавании 9 ЭМГ-паттернов), в то время как у отдельных пользователей могла достигать очень существенного разброса (32–98% также при распознавании 9 паттернов). В связи с этим было проведено исследование для определения индивидуальных факторов, влияющих на точность классификации паттернов и в конечном итоге на производительность ЭМГ-интерфейса.

В частности, было выявлено значительное влияние на точность классификации эффективности работы мышц (CSA) и содержания жировой ткани (BF, рис. 1). При

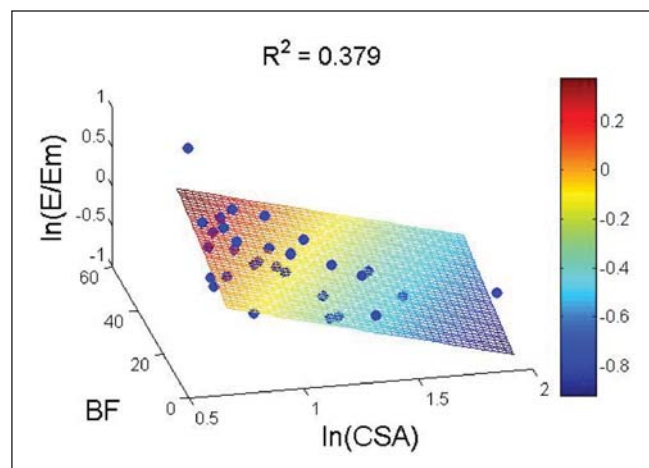


Рисунок 1. Зависимость ошибки классификации ($\ln(E/Em)$), где E – значение ошибки классификации, E_m – медиана от содержания жировой ткани в организме (BF) и эффективности работы мышц (CSA).



Рисунок 2. Схематичное представление структуры программного обеспечения разрабатываемого комплекса.

этом значительной корреляции между CSA и BF не выявлено, что указывает на их независимое влияние. При многодневной тренировке всех испытуемых наблюдалось снижение уровня ошибки и увеличение производительности интерфейса. У части пользователей при этом увеличивалась эффективность работы мышц.

Разработанный программно-аппаратный комплекс позволяет реализовывать как командный принцип управления внешним устройством на основе классификации паттернов, так и пропорциональное управление на основе оценки степени напряжения мышц. Предложены и протестированы несколько способов комбинирования этих двух принципов [18, 19]. В частности, паттерны могут применяться для выбора направления движения, а усилие мышц может использоваться для задания его скорости.

Результаты классификации паттернов активности мозга и мышц человека поступают на информационно-вычислительную систему комплекса, где осуществля-

ется формирование команд управления для исполнительного устройства. Для достижения универсальности работы разрабатываемого в системе предусмотрены механизмы динамического задания и замены действующего алгоритма трансляции сигналов биоуправления в команды исполнителя.

Для этого программное обеспечение комплекса организовано в виде модульной структуры, в которой алгоритм преобразования входной информации (состояние оператора) реализован в виде отдельной библиотеки. Схематичное представление структуры ПО комплекса приведено на **рисунок 2**.

Программное обеспечение конфигурирования работы блока формирования управляющих команд для исполнительных устройств позволяет динамически строить алгоритм обработки сигналов биоэлектрической активности. Программа конфигурирования выполняется на внешнем персональном компьютере. Пользователь, оперируя графическими объектами, формирует последовательность преобразования входных данных. По окончании редактирования конфигуратор анализирует графический алгоритм и выполняет автоматическое построение программного кода.

Для интуитивно понятного способа представления алгоритма применялись потоковые диаграммы, которые представляет собой граф, в котором узлы (блоки) соответствуют преобразованиям входных данных, а ребра определяют направление передачи результата. Вид подобной диаграммы представлен на **рисунок 3 А**.

Таким образом, алгоритм представляется в виде цепочки из функциональных блоков, каждый из которых может выступать в роли некоторого табличного преобразования входных сигналов в выходные, или функциональной зависимости выходных сигналов от значений, поступающих на вход блока (**рис. 3А**).

В части исследования возможностей управления комплекса реальными объектами также получены существенные результаты. Была реализована схема коммуникации роботом LEGO [2,18], NAO, экзоскелет нижних конечностей [12]. Согласно полученным

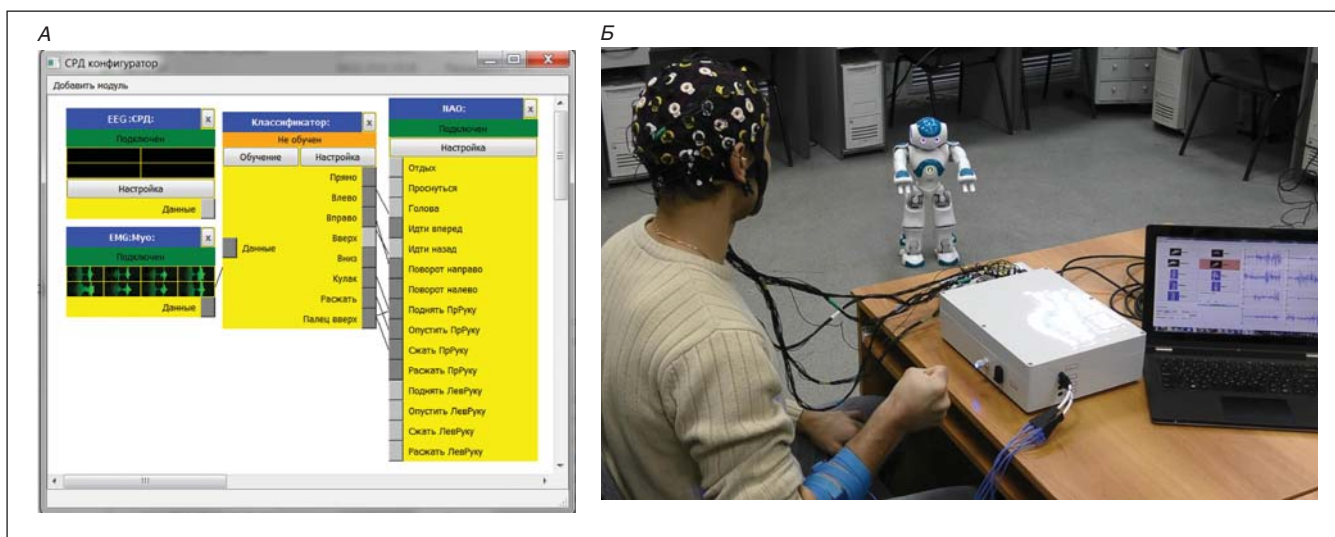


Рисунок 3. (А) Интерфейс конфигуратора программно-аппаратного комплекса и (Б) управление роботом NAO с помощью биоэлектрических сигналов с мозга и мышц.

результатам, удалось добиться корректного управления роботизированной платформой посредством сигналов биоэлектрической активности человека, интерпретируемых программно-аппаратным комплексом в команды робота.

■ ВЫВОДЫ

1. Разработан и протестирован командно-пропорциональный ЭМГ интерфейс управления с эф-

фективном алгоритмом декодирования, построенном на основе оценки степени напряжения мышц.

2. Разработан и протестирован ИМК командного управления исполнительными устройствами с классификатором команд на основе моторно-воображаемых паттернов.

3. Представлен совмещенный аппаратно-программный комплекс, интегрирующий командно-пропорциональное ЭМГ управление и независимый моторно-воображаемый ИМК. ■

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Delsys® Trigno™ Wireless Systems and Smart Sensors. URL: <http://www.delsys.com/products/wireless-emg/>
- Lobov S, Mironov V, Kastalskiy I, Kazantsev V. A Spiking Neural Network in sEMG Feature Extraction. *Sensors* 2015;15(11):27894-27904. doi:10.3390/s151127894.
- Chowdhury RH, Reaz MB, Ali MABM, Bakar AA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors* 2013; 13(9): 12431-12466, DOI:10.3390/s130912431.
- Lyons KR, Joshi SS. A case study on classification of foot gestures via surface electromyography. *Proceedings of the RESNA Annual Conference*; 2015 June 10-14; Denver, USA; 2015.
- Aszmann OC, Roche AD, Salminger S, Paternostro-Sluga T, Herceg M, Sturma A, Christian H, Farina D. Bionic reconstruction to restore hand function after brachial plexus injury: a case series of three patients. *Lancet* 2015; 385(9983): 2183-2189, DOI:10.1016/S0140-6736(14)61776-1
- Nicolelis M.A. Brain-machine interfaces to restore motor function and probe neural circuits. *Nat Rev Neurosci* 2003; 4(5): 417-422.
- Kaplan AY, Lim JJ, Jin KS, Park BW, Byeon JG, Tarasova SU. Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain-computer interface based on color perception. *Int J Neurosci* 2005; 115: 781-802.
- Kleih SC, Kaufmann T, Zickler C, Halder S, Leotta F, Cincotti F, Aloise F, Riccio A, Herbert C, Mattia D, Kubler A. Out of the frying pan into the fire the P300 based BCI faces real world challenges. *Prog Brain Res* 2011; 194: 27-46.
- Do AH, Wang PT, King CE, Schombs A, Cramer SC, Nenadic Z. Brain-computer interface controlled functional electrical stimulation device for foot drop due to stroke. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012: 6414-6417.
- Sellers EW, Vaughan TM, Wolpaw JR. A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotroph Lateral Scler* 2010; 11: 449-455.
- Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* 2002; 113: 767-791.
- Mironov V, Lobov S, Kastalskiy I, Kazantsev V. Myoelectric Control System of Lower Limb Exoskeleton for Re-training Motion Deficiencies. *Neural Information Processing*. 2015:428-435. doi:10.1007/978-3-319-26561-2_51.
- Bortole M, Venkatakrishnan A, Zhu F, Moreno JC, Francisco GE, Pons JL, Contreras-Vidal JL. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study. *J Neuroeng Rehabil* 2015; 12: 54, DOI:10.1186/s12984-015-0048-y
- Singh RM, Chatterji S, Kumar A. Trends and Challenges in EMG Based Control Scheme of Exoskeleton Robots – A Review. *International Journal of Scientific and Engineering Research* 2012, 3(8): 1-8.
- Roche AD, Rehbaum H, Farina D, Aszmann OC. Prosthetic Myoelectric Control Strategies: A Clinical Perspective. *Curr Surg Rep* 2014; 2: 44, DOI:10.1007/s40137-013-0044-8
- Ison M, Artemiadis P. Proportional myoelectric control of robots: muscle synergy development drives performance enhancement, retention, and generalization. *IEEE T Robot* 2015; 31(2): 259-268, DOI:10.1109/TRO.2015.2395731
- Myo™ Gesture Control Armband – Wearable Technology by Thalmic Labs. URL: <https://www.myo.com/>
- Лобов С.А., Миронов В.И., Кастальский И.А., Казанцев В.Б. Совместное использование командного и пропорционального управления внешними робототехническими устройствами на основе электромиографических сигналов. *Современные технологии в медицине*. 2015;7(4):30-38. doi:10.17691/stm2015.7.4.04.
- Lobov SA, Mironov VI, Kastalskiy IA, Kazantsev VB. Combined Use of Command-Proportional Control of External Robotic Devices Based on Electromyography Signals. *Sovremennye tehnologii v medicine*. 2015;7(4):30-38. doi:10.17691/stm2015.7.4.04.
- Lobov SA, Krilova NP, Kastalskiy IA, Kazantsev VB, Makarov VA. A human-computer interface based on electromyography command-proportional control. *Proceedings of the 4th International Congress on Neurotechnology, Electronics and Informatics*. 2016.
- Kaplan AY, Shishkin SL, Ganin IP, Basyul IA, Zhigalov AY. Adapting the P300-based brain-computer interface for gaming: a review. *IEEE Trans on Comput Intelligence and AI in Games*. 2013; 5(2): 141-149.
- Blankertz B, Tangermann M, Vidaurre C, Fazli S, Sannelli C, Haufe S, Maeder C, Ramsey L, Sturm I, Curio G, Muller KR. The Berlin brain-computer interface: Non-medical uses of BCI technology. *Front Neurosci* 2010; 4: 198.

Участие авторов:

Концепция и дизайн исследования: Гордлеева С.Ю., Лобов С.А., Миронов В.И., Мухина И.В., Каплан А.Я., Казанцев В.Б.

Сбор и обработка материала: Гордлеева С.Ю., Лобов С.А., Крылова Н.П., Кастальский И.А., Лукоянов М.В.,

Написание текста: Гордлеева С.Ю., Лобов С.А., Кастальский И.А., Миронов В.И., Казанцев В.Б.

Редактирование: Гордлеева С.Ю., Лобов С.А., Кастальский И.А., Миронов В.И., Казанцев В.Б.

Конфликт интересов отсутствует.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 16-29-08437.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Гордлеева С.Ю. — к.ф.-м.н., научный сотрудник лаборатории математического моделирования в нейронауках Центра Трансляционных Технологий ННГУ.
E-mail: gordleeva@neuro.nnov.ru

Лобов С.А. — к.б.н., научный сотрудник лаборатории нейросетевых технологий Центра Трансляционных Технологий ННГУ.
E-mail: lobov@neuro.nnov.ru

Миронов В.И. — научный сотрудник, зам. руководителя лаборатории разработки интеллектуальных биомехатронных технологий Центра Трансляционных Технологий ННГУ.
E-mail: mironov@neuro.nnov.ru

Кастальский И.А. — научный сотрудник лаборатории разработки интеллектуальных биомехатронных технологий Центра Трансляционных Технологий ННГУ.
E-mail: kastalskiy@neuro.nnov.ru

Лукоянов М.В. — младший научный сотрудник лаборатории разработки мозго-машинных интерфейсов Центра Трансляционных Технологий ННГУ.
E-mail: sviter33@gmail.com

Крылова Н.П. — младший научный сотрудник лаборатории нейросетевых технологий Центра Трансляционных Технологий ННГУ.

Мухина И.В. — д.б.н., профессор, зав. ЦНИЛ; зав. кафедрой нормальной физиологии им. Н.Ю. Беленкова НижГМА; руководитель Центра Трансляционных Технологий ННГУ.
E-mail: mukhinaiv@mail.ru

Каплан А.Я. — д.б.н., профессор, зав. лаб. нейрофизиологии и нейрокомпьютерных интерфейсов биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова; зав. лаб. разработки мозгомашинных интерфейсов Центра Трансляционных Технологий ННГУ.
E-mail: akaplan@mail.ru

Казанцев В.Б. — д.ф.-м.н., зав. кафедрой нейротехнологий Института биологии и биомедицины, проректор по научной работе.

INFORMATION ABOUT AUTHORS

Gordleeva SYu — PhD, researcher of the Laboratory of computational neuroscience, Center for translational technology UNN.
E-mail: gordleeva@neuro.nnov.ru

Lobov SA — PhD, researcher of the Neural Network Laboratory, Center for translational technology UNN.
E-mail: lobov@neuro.nnov.ru

Mironov VI — researcher and deputy head of the Laboratory for development of intelligent biomechatronic technology, Center for translational technology UNN.
E-mail: mironov@neuro.nnov.ru

Kastalskiy IA — researcher of the Laboratory for development of intelligent biomechatronic technology, Center for translational technology UNN.
E-mail: kastalskiy@neuro.nnov.ru

Lukoyanov MV — junior researcher of the Laboratory for development of brain-machine interfaces, Center for translational technology UNN.
E-mail: sviter33@gmail.com

Krilova NP — junior researcher of the Neural Network Laboratory, Center for translational technology UNN.

Mukhina IV — PhD, professor, Head of the Central Research Laboratory of Nizhny Novgorod State Medical Academy; Head of the Center for translational technology UNN.
E-mail: mukhinaiv@mail.ru

Kaplan AYa — PhD, professor, Head of the Laboratory for Neurophysiology and Neuro-Computer Interfaces, Faculty of Biology M.V. Lomonosov Moscow State University; Head of the Laboratory for development of brain-machine interfaces, Center for translational technology UNN.
E-mail: akaplan@mail.ru

Kazantsev VB. — PhD, Vice-Rector for Research and Innovation, Head of the Department of Neurotechnology, Institute of Biology and Biomedicine.

■ КОНТАКТНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Лобов Сергей Анатольевич

Адрес: проспект Гагарина, 23б, г. Нижний Новгород, 603950.

E-mail: lobov@neuro.nnov.ru

Phone: +7 (951) 901 67 62

■ CONTACT INFORMATION

Lobov Sergey Anatolievich

Address: 23b prosp. Gagarina, Nizhnii Novgorod, Russia, 603950.

E-mail: lobov@neuro.nnov.ru

Phone: +7 (951) 901 67 62