

УДК 004.5

doi: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.025

С.А. Филист, Е.В. Петрунина, А.А. Трифонов, А.В. Серебровский  
**КОДОВЫЕ ОБРАЗЫ СИГНАЛОВ  
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ  
РОБОТОТЕХНИЧЕСКИМИ УСТРОЙСТВАМИ ПОСРЕДСТВОМ  
ИНТЕРФЕЙСА МОЗГ-КОМПЬЮТЕР**

*Федеральное государственное образовательное учреждение  
высшего образования «Юго-Западный государственный университет»,  
Курск, Россия*

*Для дешифрации ЭЭГ в интерфейсах мозг-компьютер предлагается метод, основанный на использовании кодовых образов, полученных посредством формирования множества кодовых сообщений на определенном отрезке ЭЭГ. Кодовое сообщение формируется путем кодирования сигналов ЭЭГ на выходах блока полосно-пропускающих фильтров. В частотном диапазоне ЭЭГ выделяются четыре частотных полосы, что соответствует четырем каналам на каждое отведение ЭЭГ. Кодовые сообщения четырех каналов формируют образ ЭЭГ, при декодировании которого получают управляющие сигналы, поступающие на сервоприводы робототехнического устройства. Образ из кодовых сообщений формируется на основе теории мультимножеств. Для обучения классификатора образов ЭЭГ используется программно-аппаратный комплекс, включающий электромиограф, электроэнцефалограф, блок полосно-пропускающих фильтров и вычислительное устройство, осуществляющее дискретизацию сигналов с выходов электромиографа и блока полосно-пропускающих фильтров. Метка класса образа определялась по сигналу отведения электромиографа, соответствующему классифицируемой двигательной единице. В базу данных помещаются записи с полями кодового образа и соответствующей метки класса управляющей команды. Предложенный метод является альтернативой методу дешифрации ЭЭГ на основе биологической обратной связи.*

**Ключевые слова:** интерфейс мозг-компьютер, электроэнцефалограмма, электромиограмма, образ кодовых сообщений, мультимножество, обучаемый классификатор, алгоритм, обучающая выборка

## I. ВВЕДЕНИЕ

По данным Всемирной организации здравоохранения сосудистые заболевания мозга занимают первое место в структуре инвалидизации населения. При этом реабилитационные процедуры только примерно у 70% больных дают восстановление двигательных функций, достаточное для самостоятельного обеспечения их повседневных жизненных потребностей, остальные больные требуют постоянного ухода. Поэтому актуальным

является создание более совершенных методов восстановления движений, которые бы способствовали улучшению качества жизни таких больных [1, 2].

Наиболее распространенные патологии двигательной системы характеризуются потерей возможности совершать целенаправленные моторные акты в результате нарушения у пациента связи между центральными отделами нервной системы и периферической мускулатурой. При этом функции, лежащие в основе программирования движений в коре головного мозга, могут оставаться сохранными.

В случае, когда у больного отсутствуют остаточные двигательные функции в паретичной конечности, единственным методом стимулирования пластических механизмов мозга, направленных на восстановление двигательных функций, является воображение движений. Известно, что при кинестетическом воображении движений активируются практически те же области мозга, что и при совершении движений [1]. Идея совместить активацию моторных областей мозга с помощью воображения движений с контролем степени этой активации по биологической обратной связи лежит в основе использования для реабилитации постинсультных и посттравматических больных интерфейсов мозг-компьютер (ИМК), позволяющих распознавать паттерны ЭЭГ при воображении движений [2]. Данные ЭЭГ передаются в компьютер в реальном времени для их синхронной обработки и выделения сигналов, ответственных за воображение движения. Классификация паттернов ЭЭГ осуществляется классификатором, построенным, например, по методу Байеса. Результаты распознавания выполняемого ментального задания предъявляются больному по зрительной обратной связи с подтверждением правильности выполнения задания на экране монитора [3]. Однако, несмотря на наличие множества подходов к количественному анализу ЭЭГ в приложениях ИМК, они не обеспечивают требуемой точности классификации, необходимой для создания систем, удобных для использования в повседневной жизни [4], поэтому актуальной остается разработки более эффективных методов классификации паттернов ЭЭГ.

## II. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для дешифрации ЭЭГ используем метод формирования признакового пространства, основанный на теории мультимножеств [5]. Для упрощения изложения сущности метода рассмотрим его только для одного отведения ЭЭГ. В каждый момент времени  $j$  ЭЭГ может быть описан некоторым кодом

$K_j$  на априорно заданном интервале времени  $T_j$ . Следовательно, необходимо построить мета дискретизатор, выдающий коды ЭЭГ на дискретном временном интервале  $t_j$ . Отмечаем, что при формировании команды управления на нейроинтерфейс сигнал ЭЭГ будет эволюционировать в частотной области. Эта эволюция должна быть дешифрована, а команда управления должна поступить на соответствующие серводвигатели. Если дешифрация сигнала осуществляется в реальном времени, то имеем упорядоченное множество кодов  $\{K_j\}$  - образ, причем интерес представляет только последний образ, который может рассматриваться не только как код команды, поступающей на сервопривод, но и как реперный сигнал для цепочки образов-команд на исполнительный механизм. В таком случае, кроме времени  $T$  формирования кода необходимо ввести время  $\theta$  формирования образа, которому соответствует цепочка образов  $\{\{K_j\}\}_i$ , где индекс  $i$  соответствует интервалу времени  $\theta_i$ , на котором был сформирован код (образ) соответствующей команды.

При формировании кода образа полагаем, что интерес представляет фрагмент ЭЭГ, на котором сигнал эволюционирует в частотной области. Эта гипотеза позволяет дешифровать не все образы, сформированные из кодов  $k_j$ , а только те образы, коды которых свидетельствуют об эволюции частотного спектра ЭЭГ. С этой целью частотный диапазон ЭЭГ разобьем на четыре поддиапазона посредством формирования из отведения четырех каналов с помощью четырех полосно-пропускающих фильтров. В каждом из полученных таким образом каналов определяется энергия сигнала, как

$$E_k = \int_T x_k^2(t) dt, \quad (1)$$

где  $k$  – номер канала,  $x_k(t)$  - сигнал в  $k$ -м канале,  $T$  – интервал времени, на котором формируется кодовая посылка.

Так как интерес представляет не сама энергия в канале, а ее изменение, от энергии (1) можем перейти к эволюции энергии

$$\delta E_{kj} = \frac{|E_{kj} - E_{k(j-1)}|}{\Phi_{kj}}, \quad (2)$$

где  $\Phi_{kj}$  - фоновые значение энергии в каналах  $k$  на интервале  $j$ ,  
 $k = \overline{1, 4}$ .

Таким образом, на интервале  $T_j$  отведения ЭЭГ кодируются четырьмя числами:

$$K_j = \{\delta E_{1j}, \delta E_{2j}, \delta E_{3j}, \delta E_{4j}\} \quad (3)$$

Однако код (3) неудобен для декодирования ввиду практически бесконечного разнообразия таких кодовых посылок. Учитывая этот факт, кодовую посылку целесообразно формировать посредством сравнения относительного изменения энергии в каналах, например, запись  $\{1, 2, 3, 4\}$  обозначает, что относительная энергия максимально изменилась в первом канале и минимально в четвертом, а запись  $\{2, 1, 4, 3\}$  означает, что максимальное относительное изменение энергии имеет место во втором канале, а минимальное – в третьем. Если использовать  $N$  частотных каналов в отведении, то будем иметь  $N!$  таких комбинаций.

Таким образом, кодовая посылка (3) может быть представлена как

$$K_j = \{a, b, c, d\}, \quad (4)$$

где  $a, b, c, d$  – идентификаторы выходов полосно-пропускающих фильтров, принимающие значения 1, 2, 3, 4;

$$a = \arg \max \{\delta E(1), \delta E(2), \delta E(3), \delta E(4)\};$$

$$b = \arg \max \{ \{ \delta E(1), \delta E(2), \delta E(3), \delta E(4) \} \setminus \delta E(a) \};$$

$$c = \arg \max \{ \{ \{ \delta E(1), \delta E(2), \delta E(3), \delta E(4) \} \setminus \delta E(a) \} \setminus \delta E(b) \};$$

$$d = \arg \min \{\delta E(1), \delta E(2), \delta E(3), \delta E(4)\}.$$

Полагаем, что центральная нервная система подает команды на генератор двигательных единиц набором таких кодовых посылок, которые назовем образами. В каждом образе может быть определенное количество кодовых посылок, а сами образы образуют мультимножество, то есть одинаковые кодовые посылки могут повториться в образе неограниченное число раз и могут находиться на любой позиции.

Выдвинем гипотезу, что код команды (образ) не зависит от позиции кодовых посылок в образе, а зависит только от количества одинаковых кодовых комбинаций в ней. Число кодовых посылок в образе  $M$  определяется как

$$M = \text{int}(\theta/T). \quad (5)$$

Время формирования образа  $\theta$  определяется временем между стимулом и генерацией двигательной единицы. Если принять, что среднее время реакции человека на визуальный сигнал составляет  $0,1 \dots 0,3$  с, то время  $\theta$  должно составлять такой же порядок. Однако здесь надо учитывать, что ряд рефлекторных команд идут не через головной мозг, поэтому реальное значение  $\theta$  может быть в несколько раз больше, например, среднее время реакции водителей на сигнал торможения составляет  $0,6$  с.

Выбор величины  $T$  зависит от выбранного частотного диапазона анализа ЭЭГ и нуждается в экспериментальном обосновании, которое призвано ответить на вопрос: в каком частотном диапазоне ЭЭГ ведется передача команд из головного мозга на генератор двигательных единиц. Если принять за этот диапазон частот бета-ритма ( $13 \dots 30$  Гц) [6, 7], то интервал  $\Delta$  можно выбрать порядка  $0,01$  с, а  $T$  – порядка  $0,05$  с.

При дискретизации ЭЭГ полагают, что полоса частот, занимаемая этим сигналом, лежит в диапазоне  $5 \dots 30$  Гц, что требует минимальную частоту дискретизации  $60$  Гц. Однако, учитывая, что ЭЭГ является нестационарным сигналом, частоту дискретизации увеличивают до  $1024$  отсчетов в секунду, что позволяет иметь в образе более ста кодовых сообщений. Так как сам образ является мультимножеством, в котором содержится не более  $24$  различных элементов, то образ может быть представлен в виде линейной модели

$$Z_i = \xi_0 b_0 + \xi_1 b_1 + \xi_2 b_2 + \xi_3 b_3 + \dots + \xi_{24} b_{24}, \quad (6)$$

где  $\xi_j$  – число кодовых сообщений  $K_j$  в образе  $Z_i$ ,  $b_0$  – кодовая посылка  $\{0, 0, 0, 0\}$ , соответствующая отсутствию эволюции энергии в

каналах на интервале  $T_j$ . Появление этой кодовой посылки соответствует нулевому значению в числителе (2). Модель (6) можно построить на основе однослойной нейронной сети прямого распространения, на основе дискриминантного анализа или любой другой парадигмы распознавания образов [8].

Если использовать несколько отведений ЭЭГ, то модели образа (6) строятся для каждого отведения, что позволяет использовать для дешифрации сигнала двигательной единицы технологию бустинга [9].

### III. ТЕХНОЛОГИЯ ФОРМИРОВАНИЯ ОБУЧАЮЩИХ ВЫБОРОК ДЛЯ СИНТЕЗА КЛАССИФИКАТОРА СИГНАЛОВ ЭЭГ, ПРЕДНАЗНАЧЕННЫХ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ГЕНЕРАТОРА ДВИГАТЕЛЬНЫХ ЕДИНИЦ

Структурная схема формирования обучающих выборок представлена на Рисунке 1.

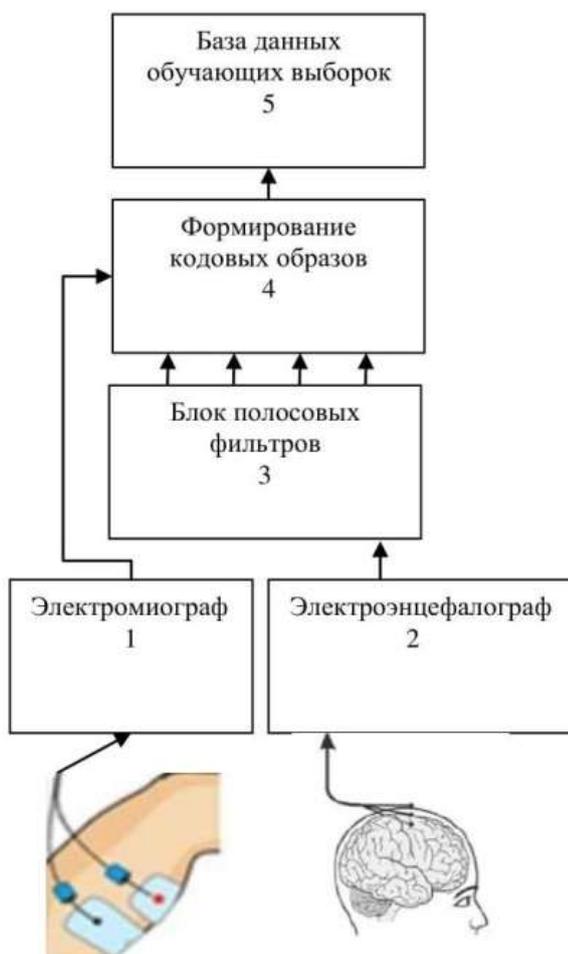


Рисунок 1 – Структурная схема формирования обучающих выборок

Так как за контроль разных групп мышц отвечают различные участки коры головного мозга, то по записи ЭЭГ может быть определен тип движения. Сигнал на сокращение соответствующих мышц поступает от двигательной единицы и измеряется электромиографом. При мысленном представлении движений различных частей тела будем наблюдать изменение сигнала ЭЭГ в соответствующих отведениях и соответствующие сигналы двигательных единиц, синхронно измеряемые электромиографом. Если эти изменения ЭЭГ соответствуют требуемым сигналам двигательной единицы, то формируемый образ соответствует требуемому классу и его можно пометить меткой «один». В противном случае, имеет место референтный класс, который помечается меткой «ноль». Для формирования 24 кодов используем четыре полосовых фильтра, которые формируют из одного отведения ЭЭГ четыре канала. Нижняя частота среза фильтра составляет 5 Гц, а верхняя частота среза – 150 Гц.

В формирователе кодовых образов оцифровываются сигналы, поступающие с полосно-пропускающих фильтров и с электромиографа, и осуществляется программная обработка полученных отсчетов, в результате которой формируются кодовые сообщения и образы ЭЭГ. Также распознается сигнал от электромиографа и в зависимости от результатов детектирования двигательной единицы образ комплектуется соответствующим маркером и отправляется в базу данных обучающих выборок.

#### IV. АЛГОРИТМ ФОРМИРОВАНИЯ ОБРАЗОВ

Схема алгоритма формирования образа в одном отведении ЭЭГ представлена на Рисунке 2.

Полагаем, что кодовые образы формируются для наполнения базы данных обучающих выборок, представленной блоком 5 на Рисунке 1. Блоки 1 и 2 на Рисунке 2 соответствуют блокам 1, 2 и 3 на Рисунке 1. В блоке 3 вводим время формирования образа, интервал формирования кода и частоту дискретизации ЭЭГ. В цикле блок 5 формируем образ, в цикле блок 7 формируем кодовую посылку.



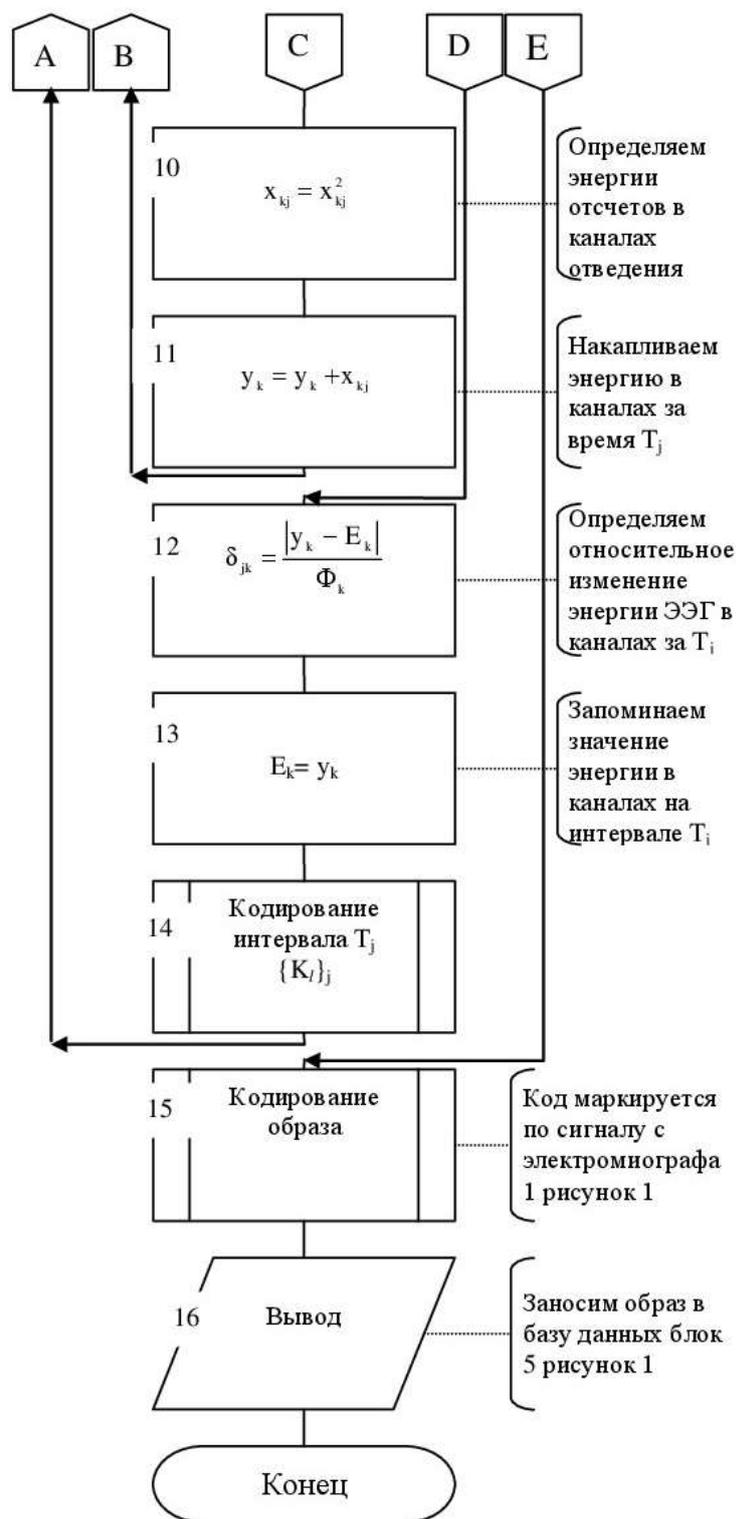


Рисунок 2 – Схема алгоритма формирования образа в одном отведении ЭЭГ

В формировании кодовой посылки участвуют  $\text{int}(T/\Delta)$  отсчетов четырех каналов отведения. Так как кодовая посылка формируется на

основе относительной величины изменения энергии отсчетов, то необходимо осуществлять мониторинг энергии фона в каналах либо по медиане, либо по его среднему значению (блок 9). Накапливание энергии сигналов в каналах осуществляется в блоке 11. В блоке 12 получаем четыре числа согласно (2) и (3), характеризующих относительные изменения энергии в каналах на интервале  $T_j$ , из которых формируется кодовая посылка для интервала  $T_j$  согласно (4). Кодовая посылка формируется посредством упорядочивания вариационного ряда  $\{\delta_{jk}\}$  по возрастанию и последующей замены элементов ряда их индексами согласно (4). Относительное изменение энергии в канале определяют как

$$\delta_{jk} = \frac{|y_k^j - E_k^j|}{\Phi_k^j}, \quad (7)$$

где  $y_k^j$  - энергия на  $j$ -м интервале времени в канале  $k$ ,  $E_k^j$  - энергия на  $(j-1)$ -м интервале в канале  $k$ ,  $\Phi_k^j$  - фоновая энергия на  $j$ -м интервале в канале  $k$ .

Для получения нулевой кодовой посылки  $b_0$  вводим пороговые значения  $\delta_k^{nop}$  такие, что

$$\delta_{jk} = \begin{cases} 0, & \text{при } \delta_{jk} < \delta_k^{nop}; \\ \delta_{jk} & \text{при } \delta_{jk} \geq \delta_k^{nop}. \end{cases} \quad (8)$$

Кодовые посылки формируем согласно (3) из (8) в блоке 14. Кодовые образы формируем из кодовых посылок в блоке 15.

Схема алгоритма раскрывает механизм формирования одного образа. При формировании множества образов в алгоритм необходимо добавить еще один внешний цикл.

## V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе предложен метод кодирования сигналов ЭЭГ, позволяющий распознавать тип движений, мысленно представляемых испытуемым. При формировании образа, соответствующего распознаваемому типу движения,

использовалась теория мультимножеств и теория распознавания образов для обучаемых классификаторов. Для обучения классификаторов предложена структурная схема формирования базы данных обучающих выборок, включающих электромиограф и электроэнцефалограф, на выходе которого включены четыре полосовых фильтра, анализ оцифрованных сигналов которых позволяет построить кодовые посылки и сформировать на их основе кодовый образ ЭЭГ.

В ходе работы написано программное приложение, способное управлять экзоскелетом при помощи анализа кодовых образов ЭЭГ, основные идеи которого представлены в [10]. Его применение позволило сделать вывод, что предложенный метод может быть альтернативой ИМК, использующих довольно длительное обучение по биологической обратной связи, обеспечивает формирование дискретных управляющих команд и требует минимального времени обучения при достаточно высокой производительности.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Gerardin E., Sirigu A., Leherici S. et al. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex*. 2000. V. 10. P. 1093.
2. Черникова Л.А., Мокиенко О.А., Рошин В.Ю., Бобров П.Д., Фролов А.А. Способ реабилитации больных, перенесших инсульт. Патент RU 2523349.
3. Котов С.В., Турбина Л.Г., Бобров П.Д., Фролов А.А., Павлова О.Г., Курганская М.Е., Бирюкова Е.В. Применение комплекса «интерфейс “мозг-компьютер” и экзоскелет» и техники воображения движения для реабилитации после инсульта // Альманах клинической медицины. – 2015. – № 39. – С. 15-21.
4. Сотников П.И. Обзор методов обработки сигнала электроэнцефалограммы в интерфейсах мозг-компьютер // Инженерный вестник. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электронный научно-технический журнал. – 2014. – № 10. – С. 621-632.
5. Рыбочкин А.Ф., Савельев С.В., Плесканос Л.В. Анализ фотоплетизмограммы с использованием кодовых сообщений//Биомедицинская радиоэлектроника №2 2010. С.43-48.
6. Сотников П.И. Выбор оптимальных частотных диапазонов сигнала электроэнцефалограммы в интерфейсе мозг-компьютер // Наука и Образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. – 2015. – № 06. – С. 217-234.
7. Пятин В.Ф., Колсанов А.В., Сергеева М.С. и др. Информационные возможности использования мю- и бета-ритмов ЭЭГ доминантного

- полушария в конструировании нейрокомпьютерного интерфейса // *Фундаментальные исследования*. – 2015. – № 2-5. – С. 975-978.
8. Станкевич Л.А., Сонькин К.М., Шемякина Н.В. и др. Классификация ЭЭГ-паттернов воображаемых движений пальцами одной руки, выполняемых в заданном ритме // *Физиология человека*. – 2016. – Т. 42. – № 1. С. 40-52.
  9. Кудрявцев, П.С. Развитие методологии бустинга для классификации флюорограмм грудной клетки / П.С. Кудрявцев, А.А. Кузьмин, С.А. Филист// *Биомедицинская радиоэлектроника*. – 2016. – №9. – С. 10-14.
  10. Филист С.А., Шаталова О.В., Ефремов М.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений//*Нейрокомпьютеры. Разработка и применение*, 2014. - №6. - С. 35-39.

S.A. Philist, E.V. Petrunina, A.A. Trifonov, A.V. Serebrovsky  
**CODE IMAGES OF ELECTRIC CELL INFORMATION SIGNAL  
SIGNALS FOR CONTROLLING ROBOT-TECHNICAL DEVICES BY  
MEANS OF BRAIN-COMPUTER INTERFACE**

*Federal State Educational Institution of Higher Education  
«South-West State University»,  
Kursk, Russia*

*A method based on the use of code images obtained by generating a set of code messages on a certain EEG segment is proposed for decoding EEG in brain-computer interfaces. A code message is generated by encoding EEG signals at the outputs of a block of band-pass filters. In the frequency range of the EEG, four frequency bands are allocated, which corresponds to four channels for each EEG lead. The code messages of the four channels form the image of the EEG, which, when decoded, receives control signals to the servos of the robotic device. The image of the code messages is formed on the basis of the theory of multisets. For training the EEG image classifier, a software and hardware complex is used, including an electromyograph, an electroencephalograph, a band-pass filter unit and a computing device that discrete the signals from the electromyograph output and the band pass filter unit. The label of the image class was determined by the electromyograph lead signal corresponding to the motor unit being classified. Records with the fields of the code image and the corresponding class label of the control command are placed in the database. The proposed method is an alternative to the method of EEG decoding based on biofeedback.*

**Keywords:** brain-computer interface, electroencephalogram, electromyogram, image of code messages, multiset, learner classifier, algorithm, training sample.

## REFERENCES

1. Gerardin E., Sirigu A., Leherici S. et al. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex*. 2000. V. 10. P. 1093.

2. Chernikova L.A., Mokienko O.A., Roshchin V.Yu., Bobrov P.D., Frolov A.A. Sposob reabilitatsii bol'nykh, perenessikh insul't. Patent RU 2523349.
3. Kotov S.V., Turbina L.G., Bobrov P.D., Frolov A.A., Pavlova O.G., Kurganskaya M.E., Biryukova E.V. Primenenie kompleksa «interfeys “mozg-komp'yuter” i ekzoskelet» i tekhniki voobrazheniya dvizheniya dlya reabilitatsii posle insul'ta // Al'manakh klinicheskoy meditsiny. – 2015. – No. 39. – pp. 15-21.
4. Sotnikov P.I. Obzor metodov obrabotki signala elektroentsefalogrammy v interfeysakh mozg-komp'yuter // Inzhenernyy vestnik. MGTU im. N.E. Baumana. Elektronnyy nauchno-tekhnicheskyy zhurnal. – 2014. – No. 10. – pp. 621-632.
5. Rybochkin A.F., Savel'ev C.V., Pleskanos L.V. Analiz fotopletizmogrammy s ispol'zovaniem kodovykh soobshcheniy//Biomeditsinskaya radioelektronika No.2 2010. pp.43-48.
6. Sotnikov P.I. Vybór optimal'nykh chastotnykh diapazonov signala elektroentsefalogrammy v interfeyse mozg-komp'yuter // Nauka i Obrazovanie. MGTU im. N.E. Baumana. Elektron. zhurn. – 2015. – No. 06. – pp. 217-234.
7. Pyatin V.F., Kolsanov A.V., Sergeeva M.S. i dr. Informatsionnye vozmozhnosti ispol'zovaniya myu- i beta-ritmov EEG dominantnogo polushariya v konstruirovanií neyrokomp'yuternogo interfeysa // Fundamental'nye issledovaniya. – 2015. – No. 2-5. – pp. 975-978.
8. Stankevich L.A., Son'kin K.M., Shemyakina N.V. i dr. Klassifikatsiya EEG-patternov voobrazhaemykh dvizheniy pal'tsami odnoy ruki, vypolnyaemykh v zadannom ritme // Fiziologiya cheloveka. – 2016. – Vol. 42. – No. 1. pp. 40-52.
9. Kudryavtsev, P.S. Razvitie metodologii bustinga dlya klassifikatsii flyuorogramm grudnoy kletki / P.S. Kudryavtsev, A.A. Kuz'min, S.A. Filist// Biomeditsinskaya radioelektronika. – 2016. – No.9. – pp. 10-14.
10. Filist S.A., Shatalova O.V., Efremov M.A. Gibridnaya neyronnaya set' s makrosloyami dlya meditsinskikh prilozheniy//Neyrokomp'yutery. Razrabotka i primeneniye, 2014. - No.6. - pp. 35-39.