



УДК 617.57-77 + 004.5

МЕТОД УПРАВЛЕНИЯ УСТРОЙСТВАМИ ЗАМЕЩЕНИЯ УТРАЧЕННЫХ ФУНКЦИЙ НА ОСНОВЕ МИОСИГНАЛА И ЕГО ВЕРИФИКАЦИЯ В РЕАЛЬНОМ МАСШТАБЕ ВРЕМЕНИ

Р.Ю. Будко, Чернов Н.Н., Н.А. Будко, raisa-budko@ya.ru

Южный федеральный университет,
г. Ростов на Дону – г. Таганрог

В статье представлены разработка и верификация метода формирования управляющих сигналов для устройств замещения утраченных функций на основе сигналов биоэлектрической активности мышц человека. Метод основан на цифровой обработке сигнала лицевой электромиограммы для выделения информативных признаков, а также их классификации и формировании управляющих воздействий на основе алгоритмов искусственных нейронных сетей. Метод реализован в программно-аппаратном комплексе, на базе которого произведена его верификация в реальном масштабе времени. Описано экспериментальное оборудование и методика проведения исследований. Приведены результаты исследований качества классификации и точности распознавания мимических жестов для различных типов нейронных сетей в течении пяти дней для десяти испытуемых.

Ключевые слова: электромиография, искусственные нейронные сети, управление

METHOD OF CONTROL DEVICES FOR REPLACING LOST FUNCTIONS ON THE BASIS OF MINOSIGNAL AND ITS VERIFICATION IN REAL TIME

R.Yu. Budko, Chernov N.N., N.A. Budko

South Federal University,
Rostov-on-Don – Taganrog

The article presents the development and verification of a method for generating control signals for devices for replacing lost functions based on signals of bioelectric activity of human muscles. The method is based on digital signal processing of the facial electromyogram to highlight informative features, as well as their classification and the formation of control actions based on algorithms of artificial neural networks. The method is implemented in a hardware-software complex, on the basis of which it was verified in real time. Experimental equipment and research methods are described. The results of studies of the classification quality and recognition accuracy of facial gestures for various types of neural networks over five days for ten subjects are presented.

Keywords: electromyography, artificial neural networks, control

Разработка новых методов анализа сигналов биологической активности человека становится все более востребованной в современном мире. Это связано со стремительным развитием новейших цифровых технологий и вычислительной техники, что позволяет разрабатывать новейшие типы интерфейсов человек-машина и блоков управления мехатронными системами [1]. Такие разработки актуальны во многих областях науки и техники, от индустрии развлечения до медицинского применения. В частности, в последнее время все большее внимание уделяется использованию новейших достижений в области анализа электромиограмм (ЭМГ) для построения современных систем и устройств замещения утраченных функций человека [2, 3]. В качестве примера можно привести работы в области бионического протезирования, где с помощью сигнала ЭМГ производится управление сложным мехатронным протезом. Так, только в протезно-ортопедических предприятиях России (ПрОП России) состоит порядка 948



532 пациента, нуждающихся в высокотехнологичной помощи. При этом значительную долю составляют случаи, когда пациент может контролировать только лицевые мышцы. В работе предлагается метод, позволяющий на основе анализа сигнала лицевой ЭМГ производить распознавание мимических жестов и формировать управляющие воздействия для устройств замещения утраченных функций.

Целью исследования была проверка робастности методов классификации сигналов электромиограммы нейронной сетью на основе радиальных базисных функций в пространстве признаков максимальных значений электромиограммы. Метод включает в себя: 1) выделение активного сигнала пороговой функцией; 2) сегментация окнами данных, расчет информативных признаков, нормирование и центрирование данных к нулю; 3) создание выходной категориальной переменной; 4) классификация алгоритмом РБФ признаков лицевой ЭМГ; 5) классификация алгоритмом СНС ЭМГ предплечья; 6) формирование управляющего сигнала. Блок-схема метода управления на основе данного алгоритма показана на рисунке 1.

Верификация полученных сигналов электромиограмм проводилась автором совместно со специалистом в области нейрофизиологии.

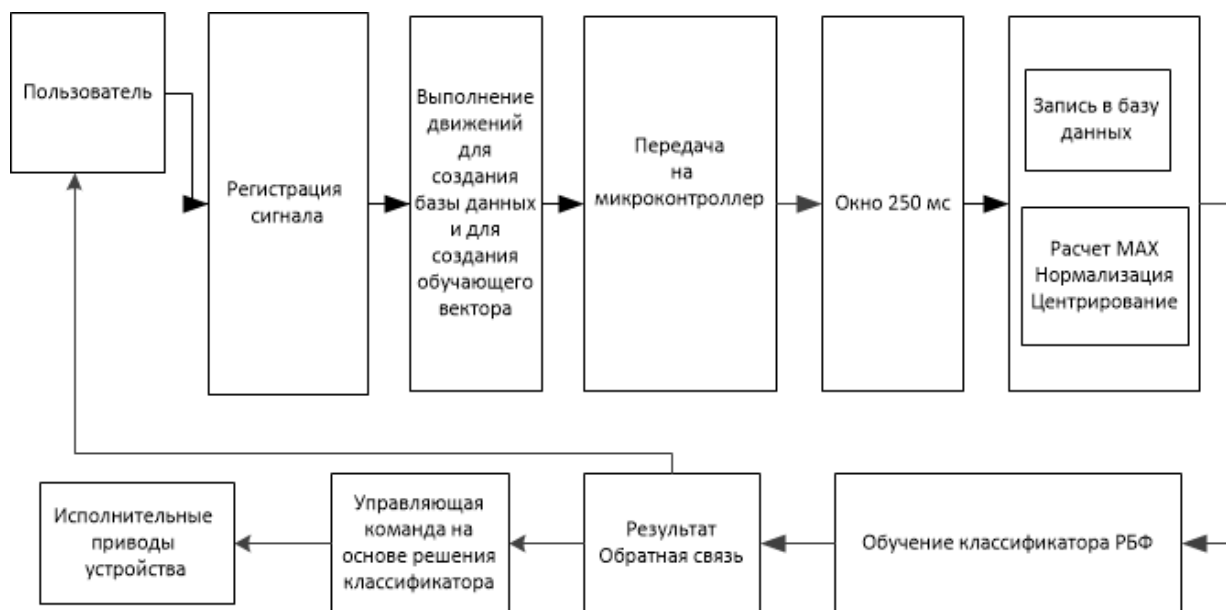


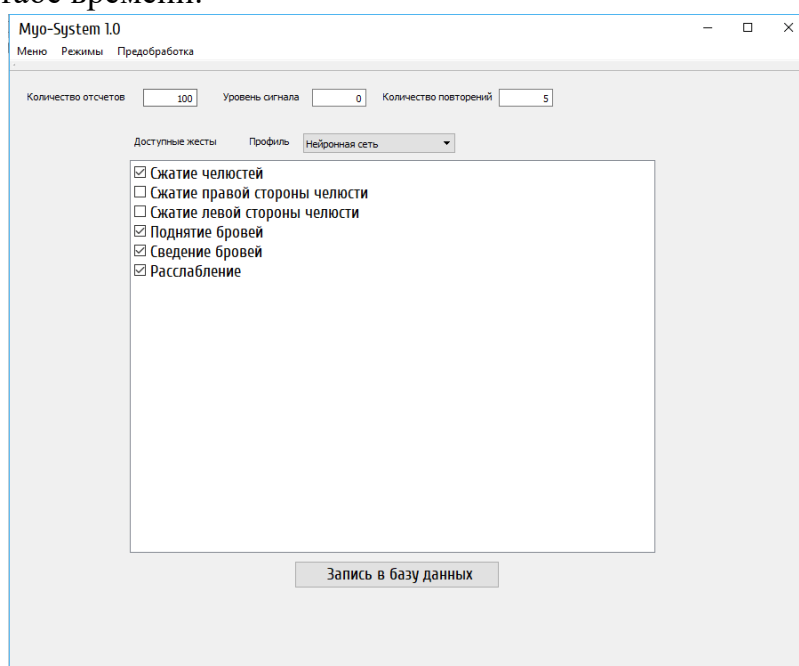
Рис. 1– Блок-схема метода управления

Для съема сигнала ЭМГ в составе исследовательского стенда были использованы беспроводные датчики «Колибри» НМФ «Нейротех», предназначенные для съема электрофизиологических сигналов [4]. Преимуществом регистрации сигнала беспроводным способом является возможность сведения к минимуму артефактов движения, благодаря чему становится возможным обеспечить свободное положение тела пользователя, включая возможность передвижения и речевой деятельности [5]. Обработка сигнала производилась на персональном компьютере (ПК) посредством описанного метода, в программе на языке C++,

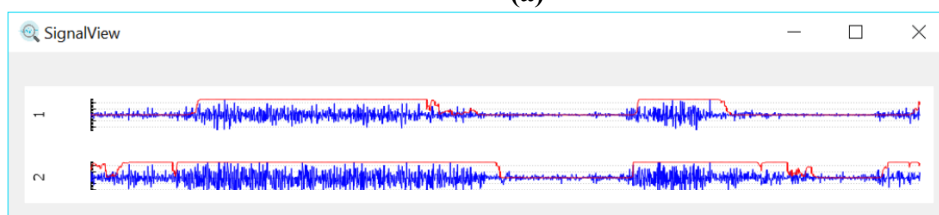


разработанной в рамках работ по договору УМНИК¹. Обратная связь осуществлялась посредством светового сигнала на экране ПК и звукового сигнала. Данное ПО не предоставляет широких возможностей по обработке сигнала, таких как построение спектра сигнала или расчет девяти амплитудных характеристик, при этом реализует метод управления УЗУФ в реальном масштабе времени для беспроводных устройств передачи ЭМГ, таких как датчики Колибри и устройство Myo Thalmic. Является кроссплатформенным приложением, не требующим установки дополнительного программного обеспечения.

Пользовательский интерфейс, пример которого показан на рисунке 2, позволяет записывать движения в базу данных, строить огибающих на основе информативных признаков сигнала, обучать классификатор и тестировать его в реальном масштабе времени.



(а)



(б)

Рис. 2 – Пользовательский интерфейс разработанного программного обеспечения:
(а) – вид диалогового окна выбора режима работы, выбора типов движений и настройки параметров; (б) – сигнал по каналам передачи данных ЭМГ

Методика проведения испытаний.

¹ Договор (Соглашение) № 11689ГУ/2017 от 03.07.2017 г., проект «Разработка устройства для распознавания активности мышц и разработка системы повышения качества жизни обездвиженных пациентов».



Для тестирования созданного макета была разработана методика испытаний, описываемая следующей последовательностью действий:

1. Подготовка и настройка системы специалистом-оператором;
2. Подготовка испытуемых: ознакомление с инструкцией; ознакомление с оборудованием и ПО; очистка кожи; обезжиривание кожи; размещение датчиков.
3. Обучение испытуемых исследуемым движениям: сжатие челюсти, поднятие бровей, сведение бровей, улыбка;
4. Запись ЭМГ-сигнала в базу данных;
5. Обучение классификатора;
6. Тестирование полученного классификатора;

Регистрация ЭМГ выполняется с помощью оценочного модуля системы «Myo-System 1.0»². Сигнал регистрируется по двум каналам беспроводными датчиками «Колибри», как показано на рисунке 3 с частотой дискретизации 500 Гц.

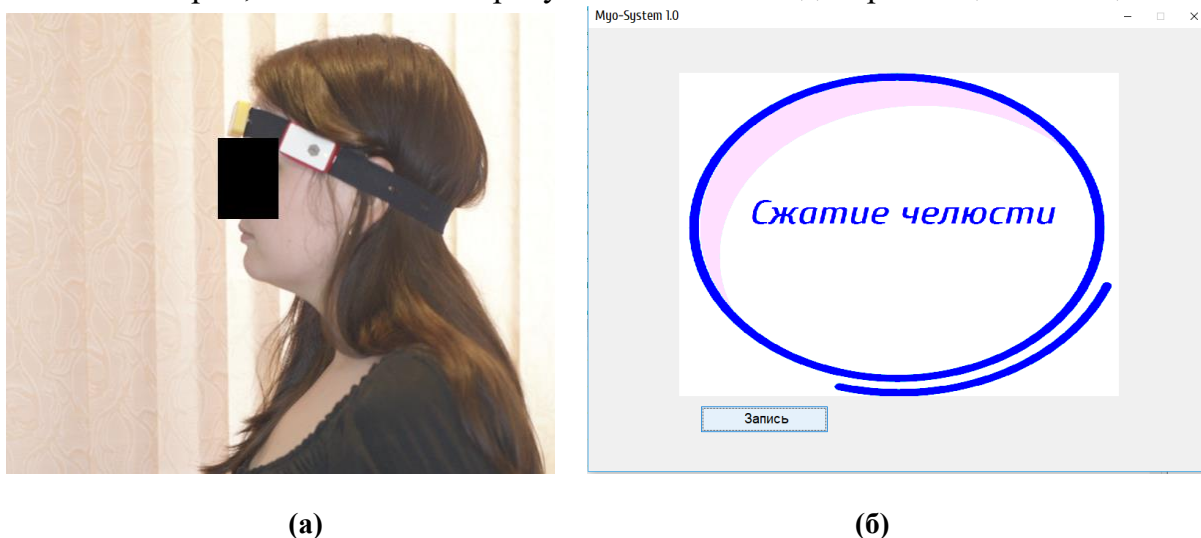


Рис. 3 – Положение датчиков на голове испытуемого (а) и команда выполнения усилия в окне программы (б)

На рисунке 3 показано расположение датчиков, и пример диалогового окна записи движений.

Участники выполняют каждое движение 5 раз по 2 секунды (активный сигнал), с 5-секундным отдыхом между усилием для устранения эффекта мышечной усталости. Последовательность движений случайна для каждого сеанса записи.

В исследовании участвовало десять участников возраста от 25 до 28 лет (6 мужчин и 4 женщины). Перед записью данных все участники обучались мимическим движениям с применением вышеописанной методики в течение получаса. Данные, полученные со всех участников, после обработки использовались для обучения классификатора, затем все десять участников участвовали в тести-

² «Программа для реализации интерфейса «человек-машина» посредством электромиограммы», свидетельство о госрегистрации в ФИПС № 2019612453 от 19.02.2019.



ровании классификатора в реальном масштабе времени. Продолжительность исследования 5 дней, были зафиксированы результаты первого и пятого дней с целью оценки качества классификации в зависимости от степени автоматизма паттерна совершаемого движения [6].

Опишем полученный **метод создания управляющих сигналов** при минимуме доступных данных для обучения на основе проведенных исследований при работе в реальном масштабе времени:

При эксплуатации системы пользователь выполняет любое из записанных на этапе обучения классификатора движений. Электроды датчика регистрируют разность потенциалов, возникающую при сокращении мышц, далее сигнал усиливается, фильтруется аппаратной частью и поступает в АЦП. Далее, сигнал поступает на микроконтроллер системы считывания. Превышение порогового значения определяется пороговой функцией. Набирается число данных, равное ширине окна (250 мс), соответственно, при частоте дискретизации, например, f Гц, имеем вектор данных размером $f \cdot 0,25 \times N$ ($f \cdot 0,25$ отсчетов за 0,25 с, N – число каналов). Далее, находят максимум текущего сегмента, получают на выходе вектор размером $1 \times N$. Затем данные в полученном векторе центрируются и нормируются, как описано выше. Амплитуда приводится к диапазону $[-1:1]$. Далее вектор подается на вход нейронной сети, которая определяет класс жеста. На основе результата классификации создается управляющая команда и передается на приводы исполнительного устройства замещения утраченных функций [7].

При верификации в реальном масштабе времени, ввиду отсутствия заданного класса принадлежности совершенного движения, применялся ручной способ подсчёта (посредством нажатия кнопки счетчика оператором) числа правильных решений классификатора при совершении движения по 15 повторений на каждое движение. Затем точность распознавания была определена как отношение числа правильно определённых движений к общему количеству совершенных мимических движений для каждого класса, и рассчитана средняя точность для каждого испытуемого. Результатом работы классификатора будут дискретные значения от 0 до $N-1$ (N – число записанных на этапе обучения движений), которые можно использовать для передачи на исполнительные приводы.

В таблице 1 представлены результаты классификации для всех испытуемых, полученных посредством ИНС на основе РБФ.

Таблица 1

Качество классификации по участникам в среднем; среднее значение, стандартное отклонение

№		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Ср.±Ст.о.
Признак	1-й день	93	94	95	94	90	96	93	94	95	96	94,0±1,8
	5-й день	99	93	100	95	96	97	94	99	94	98	96,5±2,5



Средняя точность распознавания за 1 и 5 дни тестирования составила 95,3%. Данные таблицы по испытуемым представлены на диаграмме на рисунке 4:

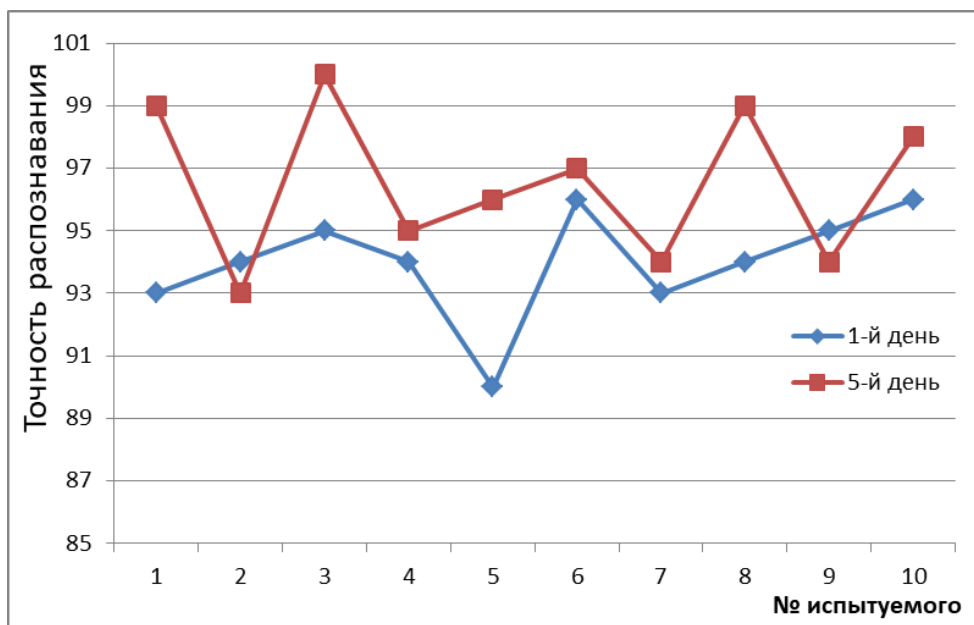


Рис. 4 – Средние значения мультиклассовых AUC по евклидовому расстоянию R каждого испытуемого при тестировании в реальном масштабе времени

Из рисунка 4 видно, что у 8 из 10 испытуемых улучшились результаты классификации через 5 дней.

Таким образом, можно подтвердить предположение, что более устойчивое управление может достигаться за счет регулярной тренировки. Также стоит отметить, что при использовании двух каналов был достигнут результат, аналогичный исследованию с тремя каналами входных данных, описанному в работе [8,9].

Список цитируемой литературы

1. Н.А. Будко, Р. Ю. Будко, А.Ю. Будко. Применение ИНС в интерфейсах человек – машина. МОИТ, 2019, doi: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.021
2. Будко Р.Ю., Будко А.Ю., Чернов Н.Н. Параметризация математической модели на основе огибающих для обработки сигнала электромиограммы лицевых мышц человека Моделирование. Фундаментальные исследования, теория, методы и средства»: материалы 18-ой Национальная молод. науч.-практ. конф., г. Новочеркасск, 30-31 июля 2018г. / Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) имени М.И. Платова. – Новочеркасск: Лик, 2018. С. 249-251
3. Будко Р.Ю., Будко А.Ю., Ильченко Д.Н. Алгоритм для моделирования потенциала действия мышечного волокна Моделирование. Фундаментальные исследования, теория, методы и средства»: материалы 18-ой Национальная молод. науч.-практ. конф., г. Новочеркасск, 30-31 июля 2018г. / Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) имени М.И. Платова. – Новочеркасск: Лик, 2018. С. 256-265
4. https://neurotech.ru/sensors_callibri/
5. Montoya, M.; Henao, O.; Muñoz, J. Muscle fatigue detection through wearable sensors: A comparative study using the myo armband. In Proceedings of the XVIII International Conference on Human Computer Interaction, Cancun, Mexico, 25–27 September 2017
6. Будко Р.Ю., Задача управления внешними вспомогательными устройствами посред-



ством электромиограммы, Перспективные системы и задачи управления. Материалы Четырнадцатой Всероссийской научно-практической конференции и Восьмой молодежной школы-семинара «Управление и обработка информации в технических системах», 2019, С. 44-47

7. Патент на полезную модель №193501 Российская Федерация. Устройство замещения утраченных функций человека с использованием обратной связи / Будко Р.Ю.; заявитель и правообладатель: Будко Р.Ю. – №2019103075; заявл. 05.02.2019, зарег., опубл.: 30.10.2019, Бюл. № 31

8. Старченко И.Б., Будко Р.Ю. Распознавание мимических жестов на основе анализа электромиографического сигнала // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2016. – №1. – С. 39-50

9. Будко Р.Ю., Старченко И.Б. Создание классификатора мимических движений на основе анализа электромиограммы // Труды СПИИРАН. 2016. Вып. 46. С. 76-89

© Р.Ю. Будко, Н.Н. Чернов, Н.А. Будко, 2019