

Исследование методов обработки электромиографических сигналов

Р. О. Семчугова, А. А. Ухов[✉], Д. К. Кострин

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

[✉] aauhov@yandex.ru

Аннотация. Все системы управления бионическими протезами основываются на анализе электрических сигналов, идущих от мозга к мышцам ампутированной конечности, их обработке и преобразованию в команды для бионического устройства. Среди наиболее эффективных – методы прямого миоэлектрического управления и распознавания миоэлектрических моделей движения с инвазивными и неинвазивными датчиками, построенные на одном принципе получения сигнала с мышц – электромиографии. Для регистрации электромиографического сигнала используются различные типы электродов, выбор которых зависит от целей исследования и глубины расположения исследуемых мышц. В данной статье применялся метод биполярной неинвазивной регистрации, позволяющий отслеживать суммарную активность определенной мышцы. Регистрация биопотенциалов затруднена наличием различных помех, что требует применения различных методов предварительной обработки и фильтрации сигналов. Для избавления от наведенного напряжения использовался режекторный фильтр, а для обеспечения ограничения сигнала по частотам использовались фильтры верхних и нижних частот с регулируемыми частотами среза. Цифровая обработка сигналов – ключевой компонент в анализе и интерпретации электромиографических сигналов. С ее помощью можно автоматически сегментировать данные сигналы и обнаруживать события – такие, как начало и конец мышечных сокращений. В частности, были рассмотрены такие фильтры с конечной импульсной характеристикой, как фильтр скользящего среднего и медианный фильтр с настраиваемым окном фильтрации. При рассмотрении методов предварительной обработки и цифровой фильтрации электромиографических сигналов можно сделать вывод, что наилучшие результаты дает использование комбинированных методов обработки.

Ключевые слова: бионический протез, электромиография, активность мышцы, фильтрация сигнала, режекторный фильтр, цифровая обработка, фильтр скользящего среднего, медианный фильтр

Для цитирования: Семчугова Р. О., Ухов А. А., Кострин Д. К. Исследование методов обработки электромиографических сигналов // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2025. Т. 18, № 6. С. 5–16. doi: 10.32603/2071-8985-2025-18-6-5-16.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Original article

Research of Electromyographic Signals Processing Methods

R. O. Semchugova, A. A. Uhov[✉], D. K. Kostrin

Saint Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg, Russia

[✉] aauhov@yandex.ru

Abstract. All bionic prosthetic control systems are based on the analysis of electrical signals traveling from the brain to the muscles of an amputated limb, their processing and transformation into commands for a bionic device. One of the most effective methods is direct myoelectric control and recognition of myoelectric motion

models with invasive and noninvasive sensors based on the same principle of receiving a signal from muscles – electromyography. To register an electromyographic signal, various types of electrodes are used, the choice of which depends on the objectives of the study and the depth of the location of the muscles under study. In this work, the method of bipolar noninvasive recording was used, which allows tracking the total activity of a particular muscle. Registration of biopotentials is complicated by the presence of various interferences, which requires the use of various methods of preprocessing and filtering signals. To get rid of the induced voltage, a notch filter was used, and high- and low-pass filters with adjustable cutoff frequencies were used to limit the signal in frequency. Digital signal processing is a key component in the analysis and interpretation of electromyographic signals. It can be used to automatically segment these signals and detect events such as the beginning and the end of muscle contractions. In particular, such filters with finite impulse response as a moving average filter and a median filter with a configurable filtering window were considered. When considering the methods of preprocessing and digital filtering of electromyographic signals, it can be concluded that the use of combined processing methods provides the best results.

Keywords: bionic prosthesis, electromyography, muscle activity, signal filtering, notch filter, digital processing, moving average filter, median filter

For citation: Semchugova R. O., Uhov A. A., Kostrin D. K. Research of Electromyographic Signals Processing Methods // LETI Transactions on Electrical Engineering & Computer Science. 2025. Vol. 18, no. 6. P. 5–16. doi: 10.32603/2071-8985-2025-18-6-5-16.

Conflict of interest. The authors declare no conflicts of interest.

Введение. Потеря конечности – это не только утрата важнейшего инструмента, позволяющего человеку взаимодействовать с окружающим миром, но и дефицит, оказывающий негативное влияние на центральную нервную систему. Помимо улучшения качества жизни, восстановление функции конечности может позволить уменьшить фантомные боли в ампутированной конечности [1].

Все системы управления бионическим протезом основываются на «перехвате» электрических сигналов, идущих от мозга к мышцам ампутированной конечности, их обработке и преобразованию в команды для бионического устройства. Существующие системы управления включают в себя следующие технологии [2], [3]:

- 1) прямое миоэлектрическое управление;
- 2) распознавание миоэлектрических моделей движения;
- 3) распознавание моделей движения с использованием имплантированных миоэлектрических датчиков;
- 4) магнитометрия;
- 5) нейронный интерфейс.

В первых четырех системах управления используется метод обработки сигналов с мышц, приводящих в движение конечность. Пятый метод обеспечивает прямой перехват электрических сигналов от мозга к конечности, что выходит за рамки данного исследования.

Метод прямого миоэлектрического управления сводится к использованию одного или двух миоэлектрических датчиков [4], которые крепятся

к коже на ампутированной конечности для регистрации биоэлектрической активности мышц, позволяющий «читать» сигналы, которые мозг посылает для осуществления движений. Управление бионическими протезами рук – сложная задача, требующая тонкого понимания биомеханики и электромиографии [5], [6]. Для управления протезом, как правило, используются сигналы от нескольких ключевых групп мышц руки, которые можно упрощенно представить на схематическом рисунке (рис. 1). Однако следует помнить, что реальная анатомия куда сложнее, и включает в себя множество мелких мышц, синергически работающих вместе.

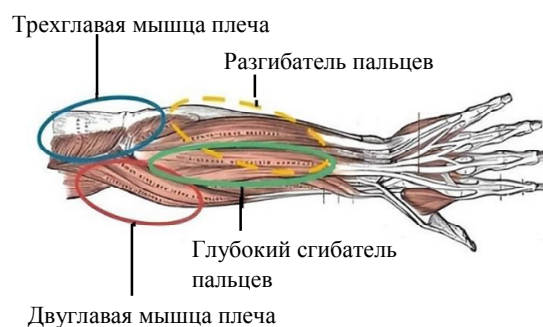


Рис. 1. Упрощенное строение мышц руки
Fig. 1. Simplified arm muscle structure

Рассмотрим основные группы мышц, электромиографические сигналы которых наиболее информативны для управления протезом. Прежде всего, это бицепс (двуглавая мышца плеча), расположенный на передней поверхности плеча. Его

сокращение отвечает за сгибание руки в локтевом суставе и, частично, за супинацию (поворот ладони вверх). Бицепс – довольно крупная мышца, и сигналы от нее относительно легко регистрируются с помощью поверхностных электродов [7]. Однако для точного управления, особенно в случае протезов с множеством степеней свободы, сигнал от бицепса недостаточен.

Противоположную функцию выполняет трицепс (трехглавая мышца плеча), расположенный на задней поверхности плеча. Он отвечает за разгибание руки в локтевом суставе. Совместная работа бицепса и трицепса обеспечивает плавное и контролируемое движение в локтевом суставе. Важно отметить, что электромиографические сигналы от бицепса и трицепса часто используются для управления основными движениями протеза, такими как сгибание и разгибание локтя.

Для управления движением кисти и пальцев протеза необходимо использовать сигналы от мышц предплечья. Ключевую роль играют глубокий сгибатель и разгибатель пальцев. Глубокий сгибатель пальцев, расположенный глубоко в переднем отделе предплечья, отвечает за сгибание дистальных фаланг (конечных сегментов) пальцев и участвует в формировании сильного хвата. Его активность может быть использована для управления захватом объектов протезом. Однако из-за глубокого расположения регистрация электромиографических сигналов от этой мышцы может быть затруднена и требовать использования более чувствительных электродов, а иногда – инвазивных методик.

Разгибатель пальцев, расположенный на задней поверхности предплечья, отвечает за разгибание пальцев в пястно-фаланговых суставах (суставах между фалангами и пястными костями). Он также участвует в разгибании запястья. Сигналы от разгибателя пальцев используются для управления отпусканием объекта или разгибанием пальцев протеза. Кроме того, для более тонкой моторики протеза в современные системы управления включают сигналы от других мышц предплечья, например лучевого разгибателя запястья и локтевого сгибателя запястья, которые обеспечивают более точный контроль положения кисти. Помимо этих основных мышц, для управления сложными функциями протезов используют сигналы от мышц плеча и даже верхней части туловища. Постоянное развитие технологий электромиографии и искусственного интеллекта обеспечивает создание более функциональных и удобных бионических протезов [8]–[14].

Датчики используются для регистрации сигналов мышц, которые направлены на открытие и закрытие бионической руки либо на переключение между захватами (жестами). При использовании двух датчиков может определяться одновременное сокращение мышц в двух разных областях конечности.

Современные бионические руки оснащены несколькими вариантами захвата (жеста), т. е. различными комбинациями сжатия и открытия пальцев руки. Производители выпускают руки с индивидуальной настройкой, которая заключается в том, что жесты можно переключать через мобильное приложение. Однако для выбора определенного захвата, либо для открытия и закрытия бионической руки, требуется сокращать определенные мышцы. Такой метод выбора захватов неэффективен для ампутаций выше локтя, так как достаточное количество сигналов для управления кистью, запястьем и локтем не генерируется [15]. Кроме того, крепление датчиков к поверхности кожи – не самое надежное решение. Положение датчиков должно позиционироваться четко над каждой управляющей мышцей, но из-за различных механических воздействий, изменения формы культи в зависимости от физиологического состояния человека и потоотделения датчики могут смещаться, и управление протезом будет гораздо сложнее [1]. Несмотря на эти недостатки, прямой миоэлектрический метод управления наиболее дешев и безопасен на сегодняшний день.

Альтернативой прямому миоэлектрическому управлению служит управление при помощи распознавания миоэлектрических моделей движения. В этой системе управления используется, как правило, от трех до восьми (а иногда больше) датчиков. Благодаря большому количеству датчиков можно обнаруживать взаимосвязь между сокращениями всех мышц и сопоставлять общую картину с определенным движением, которое хочет совершить пользователь. Каждая модель движения может быть сопоставлена с определенным захватом, который хочет использовать человек. Управление становится более интуитивным, так как пользователю не нужно специально напрягать отдельные мышцы руки для управления протезом, он просто думает о том, как двигалась бы ампутированная конечность [16].

Системы распознавания миоэлектрических моделей движения не обходятся без использования алгоритмов машинного обучения, при помо-

щи которых можно распознавать различные модели движения с точностью до 95 %. Клинические исследования показали, что система распознавания миоэлектрических моделей движения превосходит систему прямого миоэлектрического контроля у пациентов с трансгумеральной ампутацией с целевой реиннервацией мышц [17], что говорит о том, что система распознавания миоэлектрических моделей движения – жизнеспособный вариант дальнейшего развития технологии, имеющий функциональные преимущества перед системой прямого миоэлектрического контроля.

В методе распознавания моделей движения с использованием имплантированных миоэлектрических датчиков происходит регистрация локального электромиографического сигнала. Благодаря тому, что датчики располагаются прецизионно в мышечной ткани, сигналы с мышц могут распознаваться раньше и точнее, а также исключается смещение датчиков в сравнении с двумя предыдущими методами [18]. Кроме того, вживление миоэлектрических датчиков в перспективе может позволить установить обратную связь бионического протеза с ампутированной конечностью и уменьшить фантомные боли.

Метод магнитометрического управления основывается на имплантации маленьких магнитных шариков в каждую мышцу, которую необходимо проконтролировать. При движении мышцы шарики движутся вместе с ней, при этом датчики на поверхности кожи регистрируют движение магнитных шариков и их взаимное местоположение. Далее система управления определяет длину и скорость движения мышцы [19]. Главное достоинство такой системы управления – высокая скорость отклика на воздействие и высокая точность управления бионической конечностью. В настоящее время данный метод управления проходит испытания [20].

Исходя из рассмотренных методов управления бионическими конечностями, можно сказать, что метод прямого миоэлектрического управления и методы распознавания миоэлектрических моделей движения с инвазивными и неинвазивными датчиками строятся на одном принципе получения сигнала с мышц – электромиографии. Кроме того, система управления с инвазивными датчиками сложна в реализации, а магнитометрическое управление слабо изучено и требует дальнейших исследований биосовместимости и стабильности.

Исследование методов обработки электромиографических сигналов. Электромиография – это метод исследования, позволяющий регистрировать и анализировать электрическую активность скелетных мышц. Суть метода заключается в измерении слабых электрических сигналов, генерируемых мышечными волокнами при их сокращении. Эти сигналы, представляющие собой сложную композицию потенциалов действия отдельных мышечных волокон, отражают состояние нервно-мышечной передачи и функциональную активность мышц. Процесс начинается в головном мозге, где генерируется нервный импульс, передающийся по двигательным нервным волокнам к нервно-мышечным синапсам – местам соединения нервного волокна с мышечным. В синапсе происходит высвобождение ацетилхолина – нейромедиатора, вызывающего деполяризацию мышечной мембраны и, как следствие, генерацию потенциала действия в мышечном волокне. Этот потенциал действия распространяется по всей длине мышечного волокна, вызывая его сокращение. Множество таких потенциалов действия, одновременно генерируемых различными мышечными волокнами, суммируются и образуют сложный электромиографический сигнал, регистрируемый электродами, расположенными на поверхности кожи или введенными непосредственно в мышцу (рис. 2, где $U_1(t)–U_N(t)$ – потенциалы действия отдельных мышечных волокон; N – количество задействованных мышечных волокон; $w(t)$ – инструментальный шум системы регистрации; $Y(t)$ – суммарный регистрируемый электромиографический сигнал).

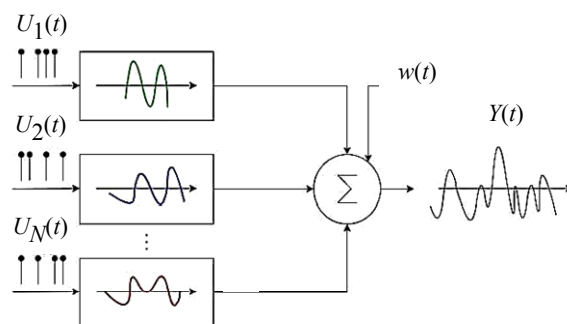


Рис. 2. Математическая модель электромиографического сигнала

Fig. 2. Mathematical model of an electromyographic signal

Для регистрации электромиографического сигнала используются различные типы электродов, выбор которых зависит от целей исследования и глубины расположения исследуемых мышц [21]. Основные типы электродов включают:

– поверхностные электроды, которые размещаются на коже над исследуемой мышцей. Они относительно просты в использовании, но обладают меньшей чувствительностью и разрешающей способностью по сравнению с игольчатыми электродами. Поверхностная электромиография используется для оценки общей активности мышцы, например при диагностике мышечной гипотонии или гипертонии. Качество сигнала при использовании поверхностных электродов может быть снижено артефактами – движениями кожи или электромагнитными помехами и др. Для снижения влияния артефактов применяются специальные методики, включая фильтрацию сигнала и использование референсного электрода;

– игольчатые электроды, которые вводятся непосредственно в мышцу, обеспечивая более высокое пространственное разрешение и позволяя регистрировать активность отдельных двигательных единиц. Игольчатая электромиография используется для детального анализа активности отдельных мышечных волокон, что позволяет выявить патологические процессы на уровне двигательной единицы – дегенеративные изменения, нейромышечная блокада и т. п. Игольчатые электроды позволяют регистрировать спонтанную активность мышцы (фибрилляции, позитивные острые волны, комплексы потенциалов действия), которая характерна для различных заболеваний нервно-мышечной системы;

– концентрические игольчатые электроды, которые обладают меньшим диаметром по сравнению с обычными игольчатыми и обеспечивают более высокое пространственное разрешение, что позволяет более точно локализовать источник электрической активности.

В дополнение к этим основным типам электродов существуют и другие, например матричные электроды для одновременной регистрации активности множества точек мышцы. Кроме того, в электромиографии используют три типа электродов по функциональному назначению:

– активный электрод, который непосредственно регистрирует биоэлектрический сигнал от исследуемой мышцы. Он размещается в самой мышце или над ней;

– референсный (нулевой) электрод, обычно размещаемый на участке тела, электрический потенциал которого считается стабильным и близким к нулю, например на кости. Он служит для устранения шумов и артефактов, обеспечивая более точное измерение разницы потенциалов между активным и референсным электродами;

– заземляющий электрод, который обеспечивает электрическое заземление системы, снижая влияние внешних электромагнитных помех на регистрируемый сигнал.

Биопотенциал, регистрируемый с помощью электромиографии, лежит в диапазоне частот от 5 до 5000 Гц, и диапазоне амплитуд от 0.1 до 10 мВ, – это довольно широкий диапазон. В электроэнцефалографии, электромиографии и других методах регистрации биопотенциалов используется несколько типов отведений, классифицируемых по способу подключения электродов. Основное деление происходит на биполярные и униполярные [22]. Биполярные отведения, также называемые двухполюсными, используют два активных электрода, регистрируя разность потенциалов между ними. Это позволяет определить локализацию источника биоэлектрической активности, сравнивая потенциалы в двух точках на поверхности тела. Важно отметить, что биполярная регистрация чувствительна к активности, происходящей между электродами, и может «пропускать» активность, удаленную от них.

Униполярные отведения используют один активный электрод и один референсный (индифферентный) электрод, потенциал которого принимается за нуль. Референсный электрод обычно располагается в точке с минимальной биоэлектрической активностью или имеет специальный вид, минимизирующий влияние помех. В униполярном отведении регистрируется потенциал активного электрода относительно референса, предоставляя информацию об абсолютном значении потенциала в этой точке. Выбор референсного электрода критически важен, так как его потенциал может исказить полученные данные. Часто применяют усредненные референсы – потенциал, вычисленный как среднее арифметическое потенциалов от нескольких электродов, расположенных на разных участках тела. Это помогает уменьшить артефакты, связанные с собственным потенциалом референса.

Кроме биполярных и униполярных, существуют многоэлектродные системы, где используются электроды, объединенные в группы. Эти группы электродов суммируются, образуя несколько независимых каналов регистрации. Многоэлектродные системы позволяют получать более полную картину распределения биопотенциалов, позволяя одновременно регистрировать активность из разных областей [22].

В рассматриваемой публикации применялся метод биполярной неинвазивной регистрации, позволяющий отслеживать суммарную актив-

ность определенной мышцы. Этот подход повышает отношение сигнал/шум, обеспечивая регистрацию даже слабой мышечной активности. Однако биполярная регистрация не позволяет локализовать источник активности с высокой точностью, в отличие от униполярной или многоэлектродной.

Регистрация биопотенциалов затруднена наличием различных помех [23]. К наиболее существенным относятся:

- наведенная помеха 50 Гц, которая связана с промышленной частотой сети электропитания и проявляется как синусоидальный сигнал с частотой 50 Гц. Ее можно подавить с помощью фильтров, специальных экранированных кабелей и заземления оборудования;

- синфазные помехи, которые одинаково воздействуют на оба электрода биполярного отведения. Они не подавляются дифференциальным усилением и требуют специальных схем компенсации. Примером синфазных помех может быть электростатическое поле или электрическое поле, наведенное от ближайших источников;

- высокочастотные помехи, которые возникают от импульсных преобразователей, источников питания и других электронных устройств. Их можно подавить с помощью высокочастотных фильтров;

- высокое сопротивление «электрод–поверхность». Сопротивление контакта электрода с кожей значительно влияет на качество сигнала, приводя к снижению амплитуды и искажению формы сигнала. Для снижения этого сопротивления используют специальные электроды с электропроводящими гелями или пастами, обеспечивающими хороший контакт.

Для уменьшения влияния синфазных помех применяют дифференциальные усилители, которые усиливают разность потенциалов между двумя электродами и подавляют синфазный компонент. Однако полное подавление синфазных помех невозможно, поэтому важно минимизировать их воздействие с помощью правильного размещения электродов и экранирования. Современные системы регистрации биопотенциалов часто используют цифровые методы обработки сигналов, позволяющие эффективно подавлять различные виды шумов и артефактов. Например, методы пространственной фильтрации позволяют выделить сигнал, исходящий из определенного источника, подавляя помехи, не коррелированные с ним.

Таким образом, выбор типа отведения и методов подавления помех критичен для получения

качественных и достоверных результатов при регистрации биопотенциалов. Комплексный подход, включающий оптимальный выбор типа отведения, использование качественных электродов, эффективные схемы подавления помех и современные методы обработки сигналов, служит залогом успешного проведения исследований.

Для избавления от наведенного напряжения частотой 50 Гц используется режекторный фильтр [24]. Для обеспечения ограничения сигнала по частотам будут использоваться фильтр верхних частот на частоте среза приблизительно равной 10 Гц, и фильтр нижних частот с частотой среза приблизительно равной 480 Гц. При необходимости частоты среза могут быть изменены в процессе разработки аналоговой системы обработки сигнала.

Цифровая обработка сигналов – это ключевой компонент в анализе и интерпретации электромиографических сигналов. С ее помощью можно автоматически сегментировать данные сигналы и обнаруживать такие события, как начало и конец мышечных сокращений. Этот подход используется в методе прямого миоэлектрического управления.

Использование методов цифровой обработки сигналов, в сочетании с алгоритмами машинного обучения, позволяет классифицировать и распознавать паттерны в электромиографических сигналах, что может быть использовано, например, для управления протезами через распознавание жестов [1], [11].

Импульсная характеристика как реакция на дельта-функцию – это ключевой параметр, определяющий поведение цифрового фильтра. Она описывает, как фильтр реагирует на короткий импульс сигнала. В зависимости от длительности импульсной характеристики фильтры подразделяются на два основных класса: с конечной и с бесконечной импульсными характеристиками.

Фильтры с конечной импульсной характеристикой нерекурсивные, т. е. выходной отсчет зависит только от текущих и прошлых входных отсчетов. Они обладают рядом преимуществ: абсолютная устойчивость (невозможно возникновение самовозбуждения), линейная фазовая характеристика (отсутствие искажения формы сигнала), легкость проектирования. Однако фильтры с конечной импульсной характеристикой для достижения той же частотной характеристики требуют большего количества вычислений, чем с бесконечной.

Фильтры с бесконечной импульсной характеристикой, в отличие от фильтров с конечной импульсной характеристикой, рекурсивные, т. е. выходной отсчет зависит как от входных, так и от прошлых выходных отсчетов. Это приводит к обратной связи в системе. Фильтры с бесконечной импульсной характеристикой позволяют реализовать заданную частотную характеристику с меньшим количеством вычислений, чем фильтры

с конечной импульсной характеристикой, но имеют риск неустойчивости, если коэффициенты фильтра выбраны неправильно. Нестабильный фильтр с бесконечной импульсной характеристикой может генерировать неограниченно растущий выходной сигнал, даже при ограниченном входном сигнале.

Анализ передаточной функции позволяет определить частотную характеристику фильтра,

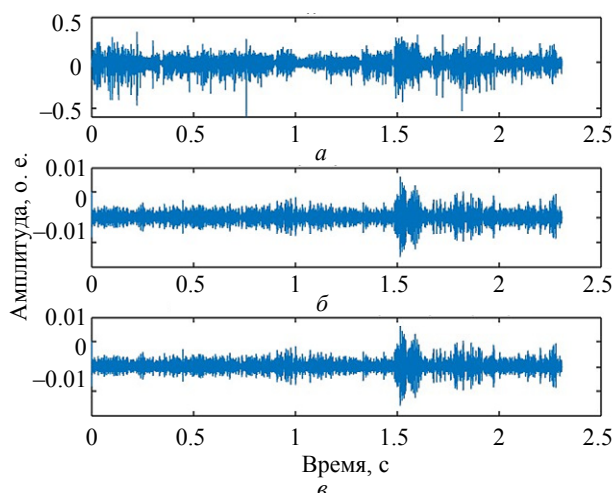


Рис. 3. Электромиографический сигнал после обработки полосовым фильтром с частотами среза 10...20 Гц и режекторным фильтром 50 Гц: *a* – исходный; *б* – после полосового фильтра; *в* – после полосового и режекторного фильтров
 Fig. 3. Electromyographic signal after processing with a bandpass filter with cutoff frequencies of 10...20 Hz and a 50 Hz notch filter: *a* – initial; *б* – after the bandpass filter; *в* – after the bandpass and notch filters

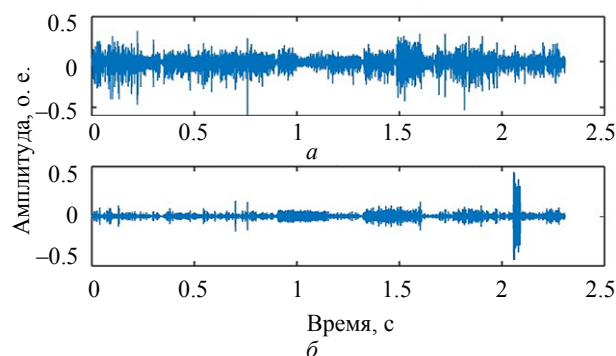


Рис. 4. Электромиографический сигнал после обработки полосовым фильтром с частотами среза 250...260 Гц: *a* – исходный; *б* – после полосового фильтра

Fig. 4. Electromyographic signal after processing with a bandpass filter with cutoff frequencies of 250...260 Hz: *a* – initial; *б* – after the bandpass filter

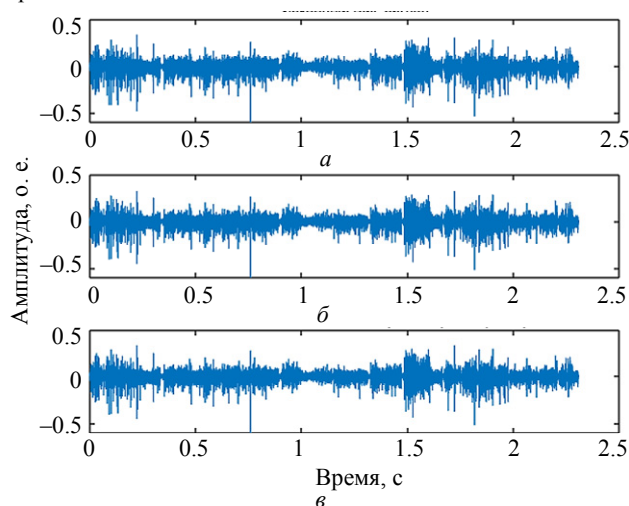


Рис. 5. Электромиографический сигнал после обработки полосовым фильтром с частотами среза 20...480 Гц и режекторным фильтром 50 Гц: *a* – исходный; *б* – после полосового фильтра; *в* – после полосового и режекторного фильтров

Fig. 5. Electromyographic signal after processing with a bandpass filter with cutoff frequencies of 20...480 Hz and a 50 Hz notch filter: *a* – initial; *б* – after the bandpass filter; *в* – after the bandpass and notch filters

т. е. зависимость амплитуды и фазы выходного сигнала от частоты входного сигнала. Для проектирования цифровых фильтров используются различные методы – метод окон, метод наименьших квадратов, метод билинейного преобразования и другие, позволяющие получить коэффициенты фильтра, оптимально удовлетворяющие заданным требованиям к частотной характеристике. Выбор метода проектирования зависит от конкретной задачи и требований к фильтру. Современные пакеты математического моделирования и анализа сигналов предоставляют широкие возможности для автоматизированного проектирования цифровых фильтров.

Фильтры с конечной и бесконечной импульсными характеристиками – это фильтры, параметры которых неизменны во времени. В условиях, когда сигнал представляет собой случайный процесс с заранее неизвестной статистической моделью, параметры фильтра приходится рассчитывать в процессе его обработки с тем, чтобы обеспечивать максимальную близость сигнала по заданному критерию к требуемому сигналу. Адаптивным фильтром называют систему, параметры которой подстраиваются в соответствии с требованиями к выходному сигналу при заранее неизвестных стратегических характеристиках выходного фильтра. На практике широкое применение получили адаптивные фильтры на основе фильтров с конечной импульсной характеристикой с использованием дополнительных алгоритмов адаптации.

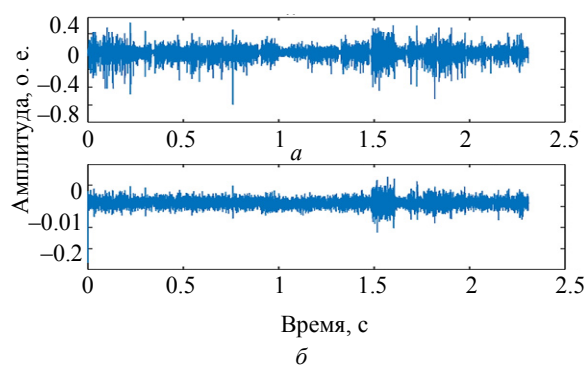


Рис. 6. Электромиографический сигнал после обработки фильтром скользящего среднего при окне в 100 отсчетов: *a* – исходный; *б* – после фильтрации

Fig. 6. Electromyographic signal after processing by a moving average filter with a window of 100 samples: *a* – initial; *б* – after filtering

Рассмотрим обработку электромиографического сигнала, представляющего собой данные о круговом движении большого пальца в среде MatLab [25], с применением полосовых и режекторных фильтров с различными параметрами (рис. 3–5).

Еще один тип фильтров с конечной импульсной характеристикой – это фильтры скользящего среднего. Идея фильтрации сигнала в данном случае достаточно проста: фильтр скользящего среднего берет среднее значение последних записей в окне сигнала и усредняет их для получения выходных данных. Единственный параметр, который можно регулировать в фильтре, – размер окна, т. е. количество входов сигнала, которые нужно усреднить. При этом размер окна фильтра определяется экспериментально (рис. 6, 7).

Рассмотрим фильтрацию методом скользящего среднего для результатов, полученных ранее при использовании полосового фильтра (рис. 8).

Следующий тип нелинейных фильтров с конечной импульсной характеристикой – это медианный фильтр, широко используемый в цифровой обработке сигналов для уменьшения уровня шума. Принцип его работы схож с фильтром скользящего среднего, за тем исключением, что в окне отсчетов берется не среднее значение, а медианное. Значения внутри окна фильтра сортируются в порядке возрастания (убывания), и значение, находящееся в середине упорядоченного списка, поступает на выход фильтра. За счет этого достигается лучшая фильтрация низкочастотного шума (рис. 9).

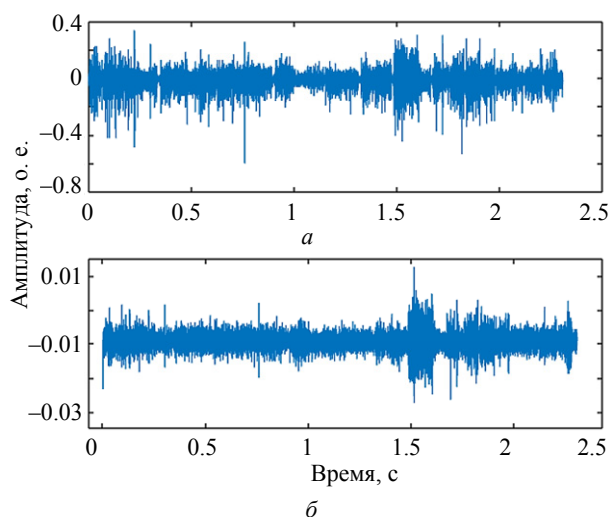


Рис. 7. Электромиографический сигнал после обработки фильтром скользящего среднего при окне в 35 отсчетов: *a* – исходный; *б* – после фильтрации

Fig. 7. Electromyographic signal after processing by a moving average filter with a window of 35 samples: *a* – initial; *б* – after filtering

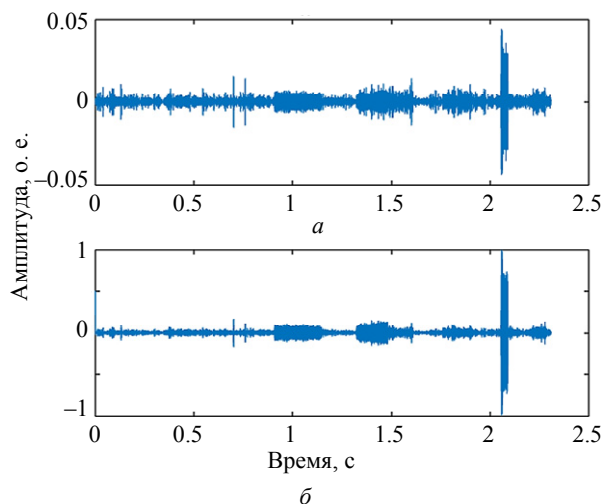


Рис. 8. Электромиографический сигнал после обработки фильтром скользящего среднего при окне в 35 отсчетов для сигнала ранее обработанного полосовым фильтром с частотами среза 250...260 Гц: *a* – исходный; *б* – после фильтрации
 Fig. 8. Electromyographic signal after processing by a moving average filter with a window of 35 samples for a signal previously processed by a bandpass filter with cutoff frequencies of 250...260 Hz: *a* – initial; *б* – after filtering

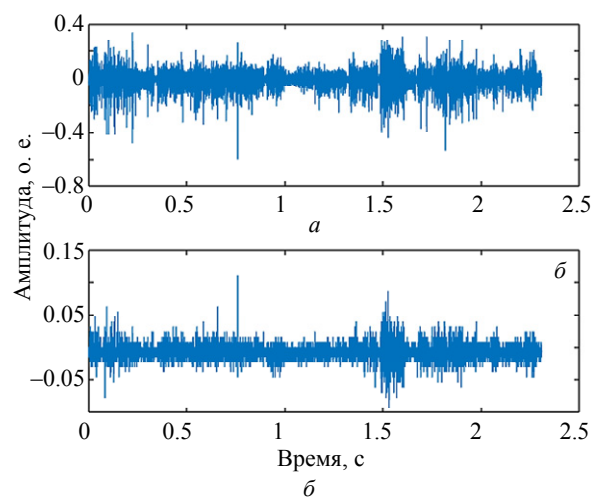


Рис. 9. Электромиографический сигнал после обработки медианным фильтром при окне в 15 отсчетов: *a* – исходный; *б* – после фильтрации
 Fig. 9. Electromyographic signal after processing with a median filter with a window of 15 samples: *a* – initial; *б* – after filtering

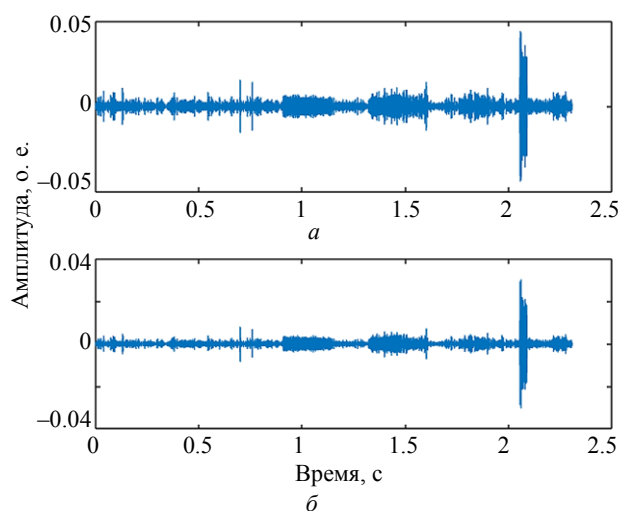


Рис. 10. Электромиографический сигнал после обработки медианным фильтром при окне в 15 отсчетов для сигнала ранее обработанного полосовым фильтром с частотами среза 250...260 Гц: *a* – исходный; *б* – после фильтрации
 Fig. 10. Electromyographic signal after processing with a median filter with a window of 15 samples for a signal previously processed by a bandpass filter with cutoff frequencies of 250...260 Hz: *a* – initial; *б* – after filtering

Аналогично применим последовательную комбинированную фильтрацию сигнала с использованием медианного фильтра для результатов, полученных при использовании полосового фильтра (рис. 10).

Заключение. В ходе исследований были проанализированы современные методы цифровой

фильтрации, чаще всего применяемой при обработке электромиографических сигналов. Реализованы программные коды в среде MatLab для исследования алгоритмов работы наиболее часто используемых в обработке миоэлектрических сигналов фильтров.

Необработанный электромиографический сигнал не несет в себе никакой полезной информации для практического применения. Действительно, на первый взгляд, судя по полученным сигналам, можно сказать, что сигнал с мышц не регистрируется, но при дальнейшей обработке становится понятно, что это не так. На обработанных электромиографических сигналах, представленных в работе, видна полезная составляющая, которая представляет собой модуляцию амплитуды сигнала во времени. При рассмотрении методов обработки электромиографических сиг-

налов можно сделать вывод, что использование комбинированных методов обработки дает наилучший результат. Также необходимо отметить, что вид, расположение электродов и плотность их прилегания к коже влияют на качество фиксируемого полезного сигнала. Дополнительно требуется проведение исследований по разделению анализируемых электромиографических сигналов для выделения движения отдельных мышц, что позволит управлять бионическим протезом с большей точностью и воспроизводить различные жесты и хваты.

Список литературы

1. Bionic hand as artificial organ: Current status and future perspectives / M. Aman, M. E. Sporer, C. Gstoetner, C. Prahm, C. Hofer, W. Mayr, D. Farina, O. C. Aszmann // *Artificial Organs*. 2019. Vol. 43, no. 2. P. 109–118. doi: 10.1111/aor.13422.
2. A review of myoelectric control for prosthetic hand manipulation / Z. Chen, H. Min, D. Wang, Z. Xia, F. Sun, B. Fang // *Biomimetics*. 2023. Vol. 8, no. 3. P. 328. doi: 10.3390/biomimetics8030328.
3. Обзор устройств регистрации мышечной активности методом поверхностной электромиографии / Е. А. Елисеичев, В. В. Михайлов, И. В. Боровицкий, Р. М. Жилин, Е. О. Сенаторова // *Мед. техника*. 2022. № 1. С. 47–51.
4. Кострин Д. К., Лисенков А. А., Ухов А. А. Электронные средства контроля технологических процессов. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016. 228 с.
5. Панов А. В., Миндров К. А., Кузнецов А. А. Система управления бионическим протезом на основе электромиографии // *Инженерный вестн. Дона*. 2021. № 8. С. 151–162.
6. Al-Dubaisi Y. A., Al-Khafaji H. M., Shandookh A. A. Low-cost myoelectric prosthetic hand design and fabrication // *Int. Rev. of Mechan. Engin.* 2023. Vol. 17, no. 7. P. 285. doi: 10.15866/ireme.v17i7.23455.
7. Prakash A., Sharma Sh., Sharma N. A compact-sized surface EMG sensor for myoelectric hand prosthesis // *Biomed. Engin. Lett.* 2019. Vol. 9, no. 4. P. 467–479. doi: 10.1007/s13534-019-00130-y.
8. Метод поверхностной электромиографии: роль и возможности при разработке экзоскелета (обзор) / Н. Н. Рукина, А. Н. Кузнецов, В. В. Борзиков, О. В. Комкова, А. Н. Белова // *Совр. технол. в медицине*. 2016. Т. 8, № 2. С. 109–118. doi: 10.17691/stm 2016.8.2.15.
9. Гаврилов А. И., Со С. Т. У. Применение данных электромиографии в системах управления экзоскелетными устройствами // *Инженерный журн.: наука и инновации*. 2017. № 6. С. 9. doi: 10.18698/2308-6033-2017-6-1623.
10. Применение искусственных нейронных сетей с интервально заданными входными параметрами в электромиографии / Н. Т. Абдуллаев, Н. Я. Мамедов,

А. Н. Джафарова, Г. Э. Абдуллаева // *Биомед. радиоэлектроника*. 2022. Т. 25, № 2–3. С. 73–83. doi: 10.18127/j15604136-202202-08.

11. Quantitative analysis of the method of myoelectric hand prosthesis hand gesture conversion / S. G. Kim, S. Y. Jung, K. H. Kim, S. H. Park // *J. of Institute of Control, Robotics and Syst.* 2022. Vol. 28, no. 1. P. 13–21. doi: 10.5302/j.icros.2022.21.0141.

12. Hand gesture design using bionic prosthetic hand / K. M. Leong, T. S. Tan, M. Tiong Foh Thye, J. Sheikh, B. S. Chan, D. Nordin, J. H. Tan // *J. of Human Centered Technol.* 2023. Vol. 2, no. 1. P. 43–50. doi: 10.11113/humentech.v2n1.41.

13. Bionic hand motion control method based on imitation of human hand movements and reinforcement learning / J. Bai, B. Li, X. Wang, H. Wang, Y. Guo // *J. of Bionic Eng.* 2024. Vol. 21, no. 2. P. 764–777. doi: 10.1007/s42235-023-00472-5.

14. Analysis of neural network based proportional myoelectric hand prosthesis control / M. Wand, M. B. Kristoffersen, A. W. Franzke, J. Schmidhuber // *IEEE Transactions on Biomed. Engin.* 2022. Vol. 69, no. 7. P. 2283–2293. doi: 10.1109/tbme.2022.3141308.

15. Горохова Н. М., Головин М. А., Чежин М. С. Методы управления протезами верхних конечностей // *Науч.-техн. вестн. информ. технол., механики и оптики*. 2019. Т. 19, № 2. С. 314–325. doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-2-314-325.

16. Myoelectric pattern recognition outperforms direct control for transhumeral amputees with targeted muscle reinnervation: a randomized clinical trial / L. J. Hargrove, L. A. Miller, K. Turner, T. A. Kuiken // *Sci. Reports*. 2017. № 7. P. 13840. doi: 10.1038/s41598-017-14386-w.

17. Реиннервация мимических мышц с использованием аллогенного биоматериала в эксперименте / Л. А. Мусина, О. Р. Шангина, А. И. Лебедева, А. В. Прусаков, А. В. Яшин, В. С. Понамарев, В. Д. Раднатаров, А. М. Лунегов // *Разработка и регистрация лекарственных средств*. 2023. Т. 12, № 3. С. 169–173. doi: 10.33380/2305-2066-2023-12-3-169-173.

18. Myoelectric signals and pattern recognition from implanted electrodes in two TMR subjects with an osse-

o integrated communication interface / E. Mastinu, R. Branemark, O. Aszmann, M. Ortiz-Catalan // Proc. of the 40th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engin. in Med. and Biol. Soc. Honolulu: IEEE, 2018. P. 5174–5177. doi: 10.1109/EMBC.2018.8513466.

19. Untethered muscle tracking using magnetomicrometry / C. R. Taylor, S. H. Yeon, W. H. Clark, E. G. Clarrissimeaux, M. K. O'Donnell, T. J. Roberts, H. M. Herr // Frontiers in Bioengin. and Biotechnol. 2022. Vol. 10. doi: 10.3389/fbioe.2022.1010275.

20. Magnetomicrometry / C. R. Taylor, S. S. Srinivasan, S. H. Yeon, M. K. O'Donnell, T. J. Roberts, H. M. Herr // Sci. Robotics. 2021. Vol. 6, no. 57. P. 0656. doi: 10.1126/scirobotics.abg0656.

21. Analog-Digital educational setup for electrocardiogram and photoplethysmogram registration / V. A. Simon, V. A. Gerasimov, D. K. Kostin, L. M. Se-

livanov, A. A. Uhov // AIP Conf. Proc. 2019. Vol. 2089. P. 020018. doi: 10.1063/1.5095747.

22. Съём и обработка биоэлектрических сигналов / К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А. Н. Кулин, Л. А. Кулыгина, А. П. Орлов. СПб.: СПбГУАП, 2001. 140 с.

23. An approach to digital adaptive filtering of bioelectric signals / A. A. Uhov, V. A. Gerasimov, D. K. Kostin, L. M. Selivanov, V. A. Simon // Proc. of the 2019 IEEE Conf. of Rus. Young Researchers in Electr. and Electronic Engin. (EIConRus). SPb.: IEEE, 2019. P. 1347–1351. doi: 10.1109/EIConRus.2019.8657204.

24. Режекторный фильтр с настраиваемыми параметрами / В. А. Симон, В. А. Герасимов, Д. К. Костин, Л. М. Селиванов, А. А. Ухов // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2017. № 5. С. 3–9.

25. Солонина А. И. Цифровая обработка сигналов в зеркале MatLab. СПб.: БХВ-Петербург, 2018. 560 с.

Информация об авторах

Семчугова Раиса Олеговна – студентка гр. 9202, СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

E-mail: rsemchugova@yandex.ru

Ухов Андрей Александрович – д-р техн. наук, профессор кафедры электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

E-mail: aauhov@yandex.ru

<http://orcid.org/0000-0002-3744-0777>

Костин Дмитрий Константинович – д-р техн. наук, профессор кафедры электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

E-mail: dkkostin@mail.ru

<http://orcid.org/0000-0002-6284-0246>

References

1. Bionic hand as artificial organ: Current status and future perspectives / M. Aman, M. E. Sporer, C. Gstoetner, C. Prahm, C. Hofer, W. Mayr, D. Farina, O. C. Aszmann // Artificial Organs. 2019. Vol. 43, no. 2. P. 109–118. doi: 10.1111/aor.13422.

2. A review of myoelectric control for prosthetic hand manipulation / Z. Chen, H. Min, D. Wang, Z. Xia, F. Sun, B. Fang // Biomimetics. 2023. Vol. 8, no. 3. P. 328. doi: 10.3390/biomimetics8030328.

3. Obzor ustrojstv registracii myshechnoj aktivnosti metodom poverhnostnoj jelektromiografii / E. A. Eliseichev, V. V. Mihajlov, I. V. Borovickij, R. M. Zhilin, E. O. Senatorova // Med. tehnika. 2022. № 1. S. 47–51. (In Russ.).

4. Kostin D. K., Lisenkov A. A., Uhov A. A. Jelektronnye sredstva kontrolja tehnologicheskikh processov. SPb.: Izd-vo SPbGJeTU, 2016. 228 s. (In Russ.).

5. Panov A. V., Mindrov K. A., Kuznecov A. A. Sistema upravlenija bionicheskim protezom na osnove jelektromiografii // Inzhenernyj vestn. Dona. 2021. № 8. S. 151–162. (In Russ.).

6. Al-Dubaisi Y. A., Al-Khafaji H. M., Shandookh A. A. Low-cost myoelectric prosthetic hand design and fabrication // Int. Rev. of Mechan. Engin. 2023. Vol. 17, no. 7. P. 285. doi: 10.15866/ireme.v17i7.23455.

7. Prakash A., Sharma Sh., Sharma N. A compact-sized surface EMG sensor for myoelectric hand prosthesis // Biomed. Engin. Lett. 2019. Vol. 9, no. 4. P. 467–479. doi: 10.1007/s13534-019-00130-y.

8. Metod poverhnostnoj jelektromiografii: rol' i vozmozhnosti pri razrabotke jezkoskeleta (obzor) / N. N. Rukina, A. N. Kuznecov, V. V. Borzikov, O. V. Komkova, A. N. Belova // Sovr. tehnol. v medicine. 2016. T. 8, no. 2. S. 109–118. doi: 10.17691/stm2016.8.2.15. (In Russ.).

9. Gavrilov A. I., So S. T. U. Primenenie dannyh jelektromiografii v sistemah upravlenija jezkoskeletnymi ustrojstvami // Inzhenern. zhurn.: nauka i innovacii. 2017. № 6. S. 9. doi: 10.18698/2308-6033-2017-6-1623. (In Russ.).

10. Primenenie iskusstvennyh neyronnyh setej s interval'no zadannymi vhodnymi parametrami v jelektromiografii / N. T. Abdullaev, N. Ja. Mamedov, A. N. Dzhafarova, G. Je. Abdullaeva // Biomed. radiojelektronika. 2022. T. 25, no. 2–3. S. 73–83. doi: 10.18127/j15604136-202202-08. (In Russ.).

11. Quantitative analysis of the method of myoelectric hand prosthesis hand gesture conversion / S. G. Kim, S. Y. Jung, K. H. Kim, S. H. Park // J. of Institute of Control, Robotics and Syst. 2022. Vol. 28, no. 1. P. 13–21. doi: 10.5302/j.icros.2022.21.0141.

12. Hand gesture design using bionic prosthetic hand / K. M. Leong, T. S. Tan, M. Tiong Foh Thye, J. Sheikh, B. S. Chan, D. Nordin, J. H. Tan // *J. of Human Centered Technol.* 2023. Vol. 2, no. 1. P. 43–50. doi: 10.11113/humentech.v2n1.41.
13. Bionic hand motion control method based on imitation of human hand movements and reinforcement learning / J. Bai, B. Li, X. Wang, H. Wang, Y. Guo // *J. of Bionic Engin.* 2024. Vol. 21, no. 2. P. 764–777. doi: 10.1007/s42235-023-00472-5.
14. Analysis of neural network based proportional myoelectric hand prosthesis control / M. Wand, M. B. Kristoffersen, A. W. Franzke, J. Schmidhuber // *IEEE Transactions on Biomed. Engin.* 2022. Vol. 69, no. 7. P. 2283–2293. doi: 10.1109/tbme.2022.3141308.
15. Gorohova N. M., Golovin M. A., Chezhin M. S. Metody upravleniya protezami verhnih konechnostej // *Nauch.-tehn. vestn. Inform. tehnol., mehaniki i optiki.* 2019. T. 19, no. 2. S. 314–325. doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-2-314-325. (In Russ.).
16. Myoelectric pattern recognition outperforms direct control for transhumeral amputees with targeted muscle reinnervation: a randomized clinical trial / L. J. Hargrove, L. A. Miller, K. Turner, T. A. Kuiken // *Scientific Reports.* 2017. № 7. P. 13840. doi: 10.1038/s41598-017-14386-w.
17. Reinnervacija mimicheskikh myshc s ispol'zovaniem allogennogo biomateriala v jeksperimente / L. A. Musina, O. R. Shangina, A. I. Lebedeva, A. V. Prusakov, A. V. Jashin, V. S. Ponamarev, V. D. Radnatarov, A. M. Lunegov // *Razrabotka i registracija lekarstvennyh sredstv.* 2023. T. 12, no. 3. S. 169–173. doi: 10.33380/2305-2066-2023-12-3-169-173. (In Russ.).
18. Myoelectric signals and pattern recognition from implanted electrodes in two TMR subjects with an osseointegrated communication interface / E. Mastinu, R. Branemark, O. Aszmann, M. Ortiz-Catalan // *Proc. of the 40th Ann. Int. Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc. Honolulu: IEEE, 2018. P. 5174–5177. doi: 10.1109/EMBC.2018.8513466.*
19. Untethered muscle tracking using magnetomicrometry / C. R. Taylor, S. H. Yeon, W. H. Clark, E. G. Clarrissimeaux, M. K. O'Donnell, T. J. Roberts, H. M. Herr // *Frontiers in Bioengin. and Biotechnol.* 2022. Vol. 10. doi: 10.3389/fbioe.2022.1010275.
20. Magnetomicrometry / C. R. Taylor, S. S. Srinivasan, S. H. Yeon, M. K. O'Donnell, T. J. Roberts, H. M. Herr // *Sci. Robotics.* 2021. Vol. 6, no. 57. P. 0656. doi: 10.1126/scirobotics.abg0656.
21. Analog-digital educational setup for electrocardiogram and photoplethysmogram registration / V. A. Simon, V. A. Gerasimov, D. K. Kostrin, L. M. Selivanov, A. A. Uhov // *AIP Conf. Proc.* 2019. Vol. 2089. P. 020018. doi: 10.1063/1.5095747.
22. S#em i obrabotka bioelektricheskikh signalov / K. V. Zajchenko, O. O. Zharinov, A. N. Kulin, L. A. Kulygina, A. P. Orlov. SPb.: SPbGUAP, 2001. 140 c. (In Russ.).
23. An approach to digital adaptive filtering of bioelectric signals / A. A. Uhov, V. A. Gerasimov, D. K. Kostrin, L. M. Selivanov, V. A. Simon // *Proc. of the 2019 IEEE Conf. of Rus. Young Researchers in Electr. and Electron. Engin. (EIConRus).* SPb.: IEEE, 2019. P. 1347–1351. doi: 10.1109/EIConRus.2019.8657204.
24. Rezhkornyj fil'tr s nastraivaemymi parametrami / V. A. Simon, V. A. Gerasimov, D. K. Kostrin, L. M. Selivanov, A. A. Uhov // *Izv. SPbGETU.* 2017. № 5. S. 3–9. (In Russ.).
25. Solonina A. I. Cifrovaja obrabotka signalov v zerkale MatLab. SPb.: BHV-Peterburg, 2018. 560 s. (In Russ.).

Information about the authors

Raisa O. Semchugova – student of gr. 9202, Saint Petersburg Electrotechnical University.
E-mail: rsemchugova@yandex.ru

Andrey A. Uhov – Dr. Sci. (Eng.), Professor of the Department of Electronic Instruments and Devices Saint Petersburg Electrotechnical University.
E-mail: aauhov@yandex.ru
<http://orcid.org/0000-0002-3744-0777>

Dmitry K. Kostrin – Dr. Sci. (Eng.), Professor of the Department of Electronic Instruments and Devices Saint Petersburg Electrotechnical University.
E-mail: dkkostrin@mail.ru
<http://orcid.org/0000-0002-6284-0246>

Статья поступила в редакцию 20.02.2025; принята к публикации после рецензирования 29.03.2025; опубликована онлайн 30.06.2024.

Submitted 20.02.2025; accepted 29.03.2025; published online 30.06.2024.