

**МИНОБРНАУКИ РОССИИ**  
**Федеральное государственное бюджетное образовательное**  
**учреждение высшего образования**  
**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ**  
**ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ**  
**Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии

**«Разработка двухканального усилителя электромиограммы для**  
**управления роботизированной рукой»**

---

наименование темы выпускной квалификационной работы

**АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ**

Студентки 4 курса 4081 группы  
направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»  
профиль подготовки «Методы и устройства обработки биосигналов»

институт физики

Плеханова Софья Олеговна

---


фамилия, имя, отчество

Научный руководитель:  
Профессор кафедры  
динамического моделирования  
и биомедицинской инженерии,  
д.ф.-м.н., профессор

  
подпись, дата 18.06.2026

В.И. Пономаренко

Зав. кафедрой динамического  
моделирования и  
биомедицинской инженерии,  
д.ф.-м.н., профессор

  
подпись, дата 18.06.2026

А.С. Караваев

Саратов 2026

**Введение.** Развитие биомедицинской инженерии и робототехники открывает широкие перспективы для создания передовых интерфейсов «человек-машина», систем реабилитации и протезирования. Электромиография (ЭМГ) – метод регистрации электрической активности мышц – является ключевым инструментом для реализации таких систем, поскольку предоставляет прямую информацию о намерениях пользователя. Современные требования к ЭМГ-системам включают портативность, высокую точность, помехозащищенность, возможность беспроводной передачи данных и адаптацию для использования с алгоритмами машинного обучения. Существующие коммерческие решения часто дорогостоящи и не всегда гибки для исследовательских задач или специфических применений. В данной работе решается актуальная задача по созданию доступной, двухканальной ЭМГ-системы, способной эффективно усиливать биопотенциалы, минимизировать помехи и собирать данные для последующего анализа и управления.

Проблема регистрации и обработки ЭМГ-сигналов активно изучается на протяжении многих десятилетий. Теоретические основы физиологии мышечного сокращения и формирования ЭМГ-сигналов подробно описаны в работах [1]. Разработка усилителей биопотенциалов, методов фильтрации и подавления помех является предметом многочисленных исследований, представленных в [2-7]. Особое внимание уделяется повышению соотношения сигнал/шум (SNR) и минимизации артефактов [8, 9]. С появлением микроконтроллеров и развитием беспроводных технологий, таких как Bluetooth, значительный прогресс достигнут в создании портативных систем сбора данных [10, 11]. Однако, задача создания комплексной системы, включающей оптимизированную схемотехнику, эффективную разводку печатной платы и программное обеспечение для формирования обучающих выборок, и классификации в реальном времени, остается актуальной для дальнейшего совершенствования интерфейсов биоуправления.

Объектом исследования является двухканальная система для

регистрации, усиления, обработки и беспроводной передачи электромиограмм (ЭМГ).

Предметом исследования являются схемотехнические решения для усилителя ЭМГ, алгоритмы сбора и передачи данных, а также методы анализа и классификации ЭМГ-сигналов для создания интерфейса управления.

Цель работы. Разработка и экспериментальное исследование двухканальной системы выделения и обработки электромиограмм (ЭМГ) с функцией беспроводной передачи данных, обеспечивающей сбор данных и классификации мышечной активности в реальном времени.

Задачи исследования. Для достижения поставленной цели в ходе выполнения работы были решены следующие задачи:

1. Проанализировать современные схемотехнические решения для выделения биопотенциалов электромиограммы (ЭМГ).

2. Сформулировать технические требования к двухканальной системе на основе анализа погрешностей и ограничений, выявленных в курсовой работе.

3. Разработать структурную и принципиальную электрическую схему двухканального усилителя с возможностью передачи информации по Bluetooth.

4. Рассчитать и выбрать элементную базу для обеспечения требуемых характеристик.

5. Разработать печатную плату усилителя с батарейным питанием, учитывая требования к минимизации шумов и помех.

6. Разработать программу для микроконтроллера Arduino для сбора и беспроводной передачи ЭМГ-сигналов.

7. Разработать программное обеспечение для ПК на языке Python, включающее функции визуализации, калибровки, записи данных для нейронной сети и реализации алгоритма классификации мышечной активности.

8. Провести лабораторные испытания разработанной системы с

реальными ЭМГ-сигналами.

В работе применялись следующие методы исследования:

- Теоретический анализ: Изучение научной литературы по физиологии ЭМГ, схемотехнике усилителей биопотенциалов, методам фильтрации и цифровой обработки сигналов.
- Схемотехническое проектирование: Разработка принципиальных электрических схем с использованием САД-систем, расчет параметров каскадов усиления и фильтрации.
- Моделирование: Применение программных средств для моделирования работы электронных схем (если проводилось, например, LTspice, Proteus).
- Программирование: Разработка программного обеспечения для микроконтроллера (C++) и персонального компьютера (Python).
- Экспериментальные исследования: Проведение лабораторных испытаний разработанной системы с реальными ЭМГ-сигналами, сбор и анализ экспериментальных данных.
- Математический анализ: Использование методов статистического анализа (среднеквадратическое отклонение) и спектрального анализа (БПФ) для обработки и интерпретации ЭМГ-сигналов.

Работа содержит три главы: Глава 1. Анализ современных схемотехнических решений для выделения биопотенциалов электромиограммы; Глава 2. Анализ и выбор схемотехнических решений; Глава 3. Программная реализация и результаты экспериментальных исследований.

**Основная часть.** Глава 1. Анализ современных схемотехнических решений для выделения биопотенциалов электромиограммы. В первой главе представлен теоретический фундамент работы. Подробно рассмотрены физиологические механизмы генерации поверхностных ЭМГ-сигналов, их характерные амплитудно-частотные параметры (амплитуда от десятков мкВ

до единиц мВ, частотный диапазон 5-500 Гц) и критически важная проблема низкого соотношения сигнал/шум. Изучены основные этапы обработки ЭМГ: снятие сигнала электродами (типы, трехэлектродная схема), усиление (предварительное и основное), фильтрация (ФВЧ, ФНЧ, режекторные фильтры для подавления сетевой помехи 50 Гц) и цифровая обработка. Проанализированы современные схемотехнические подходы, включая использование специализированных интегральных схем (AD8232, INA-серии) и решений на базе операционных усилителей общего назначения (AD822, TL072, NE5532), с выделением их преимуществ и недостатков. Особое внимание уделено анализу ограничений и погрешностей (шумы, артефакты движения, перекрестные помехи), что позволило определить ключевые направления для разработки собственной системы.

Глава 2. Анализ и выбор схемотехнических решений. В этой главе сформулированы ключевые технические требования к разработанной двухканальной системе: общий коэффициент усиления 10000, полоса пропускания 5-500 Гц, коэффициент подавления синфазной помехи (CMRR) не менее 100 дБ, низкий уровень шумов и входное сопротивление 100 кОм. Представлена общая структурная схема усилителя, состоящая из последовательных каскадов: пассивных ФВЧ, дифференциального усилителя на двух ОУ, пассивных ФНЧ и режекторного фильтра 50 Гц, второго каскада основного усиления на одном ОУ, а также блока питания и схемы виртуальной земли. Произведен расчет и выбор элементной базы. В качестве ОУ выбран AD822. Расчет коэффициента усиления каждого каскада и частот среза фильтров выполнен с использованием соответствующих формул (например,  $f = \frac{1}{2\pi RC}$  для RC-фильтров,  $k_{u1} = \frac{R_1}{R_2}$  для дифференциального усилителя на двух ОУ и  $k_{u2} = \frac{R_2}{R_1} + 1$  для неинвертирующего усилителя). Обосновано входное сопротивление 100 кОм как оптимальный компромисс для минимизации наводок. Детально описана схема питания от батареек с повышающим DC-DC стабилизатором (A67) до +5 В и формирование

виртуальной земли (+2.5 В) на ОУ AD822. Завершающий этап главы – описание проектирования печатной платы в САПР KiCad с применением SMD-компонентов. Особое внимание уделено мерам по минимизации шумов и помех: разделение аналоговой и цифровой зон, использование полигонов земли на обоих слоях с выводом земли аналоговой части на обратную сторону платы для экранирования, что подтверждено изображениями разведенной и готовой платы. Разработана программа для микроконтроллера Arduino Nano, обеспечивающая считывание двухканальных ЭМГ-сигналов (10-битный АЦП, ~100 Гц) и их беспроводную передачу по Bluetooth (HC-06) в текстовом формате на ПК.

Глава 3. Программная реализация и результаты экспериментальных исследований. В данной главе описана программная часть системы и представлены результаты лабораторных испытаний. Для персонального компьютера разработано программное обеспечение на Python, состоящее из двух модулей:

1. Модуль визуализации и записи в реальном времени: Обеспечивает подключение к Bluetooth-порту, динамическую визуализацию ЭМГ-сигналов с двух каналов и функцию записи данных в CSV-файлы для формирования датасетов.

2. Модуль оффлайн-анализа: Обрабатывает записанные данные, конвертируя значения АЦП в вольты. Вычисляются ключевые признаки: среднеквадратическое отклонение (Std Dev) как мера активности и быстрые преобразования Фурье (FFT) для частотного анализа. Генерируются индивидуальные графики временных рядов, Std Dev и FFT-спектров для каждого файла, а также усредненные FFT-спектры для различных типов движений.

Лабораторные испытания проводились с участием 4 добровольцев, у которых ЭМГ-сигналы снимались с двух участков мышц-сгибателей и разгибателей запястья. Протокол включал записи повторяющихся движений (флексия, экстензия, сжатие кулака) и длительных сокращений, а также

фоновой активности. Результаты показали, что система надежно регистрирует наличие мышечной активности (значительное увеличение Std Dev и амплитуд FFT при движении по сравнению с покоем). Однако, визуальный анализ усредненных Std Dev и спектрограмм не позволил однозначно дифференцировать конкретные типы движений у разных людей. Этот вывод указывает на необходимость применения нейросетевых алгоритмов для классификации. В заключении главы сформулированы перспективы реализации алгоритма управления, основанного на обучении нейронной сети на собранных датасетах для распознавания движений в реальном времени.

**Заключение.** В результате выполнения выпускной квалификационной работы была успешно разработана и экспериментально исследована двухканальная система выделения и обработки электромиограмм (ЭМГ) с функцией беспроводной передачи данных, предназначенная для сбора данных для анализа и классификации мышечной активности в реальном времени.

Главные выводы по результатам работы:

1. Разработанная аппаратная часть усилителя биопотенциалов, включающая дифференциальный усилитель на двух ОУ (AD822), пассивные ФВЧ, ФНЧ и режекторный фильтр 50 Гц, а также каскад основного усиления на одном ОУ (AD822), полностью соответствует заданным техническим требованиям. Обеспечены коэффициент усиления порядка 10000, полоса пропускания 5-500 Гц и высокий CMRR более 100 дБ, что подтверждено качественной регистрацией ЭМГ-сигналов и эффективным подавлением сетевой помехи 50 Гц.

2. При проектировании печатной платы в САПР KiCad с использованием SMD-компонентов были реализованы подходы к минимизации шумов и помех, включая разделение аналоговой и цифровой зон, использование обширных полигонов земли на обоих слоях и вывод полигона земли аналоговой части на обратную сторону, что значительно повысило помехозащищенность и компактность устройства.

3. Разработанный программный комплекс на Arduino и Python обеспечивает полный цикл обработки данных: от сбора (Arduino Nano, Bluetooth HC-06) до визуализации, калибровки, записи структурированных датасетов и офлайн-анализа на ПК.

4. Лабораторные испытания подтвердили надежную регистрацию ЭМГ-сигналов и возможность достоверного обнаружения факта мышечной активности (по увеличению среднеквадратического отклонения и амплитуд FFT-спектров). Однако, было установлено, что визуальный анализ усредненных признаков недостаточен для однозначной дифференциации различных типов движений, что обосновывает необходимость применения сложных алгоритмов машинного обучения.

Научная новизна работы заключается в разработке комплексного программно-аппаратного решения для двухканальной ЭМГ-системы, сочетающей:

- Оптимизированную схемотехнику усилителя на ОУ общего назначения с пассивными фильтрами и эффективным режектором 50 Гц, демонстрирующую высокий CMRR и низкий уровень шумов при значительной экономичности.

- Решение по формированию входного сопротивления 100 кОм, обоснованное для минимизации помех при работе с поверхностными электродами.

- Разработку печатной платы с особыми подходами к разводке земли (разделение аналоговой и цифровой зон, вывод полигона земли аналоговой части на обратную сторону платы) для повышения помехозащищенности.

- Создание программного комплекса на Python, способного не только визуализировать и калибровать систему, но и генерировать структурированные датасеты для последующего анализа, а также интегрировать алгоритмы классификации в реальном времени.

Практическая значимость результатов работы заключается в создании доступной, гибкой и эффективной платформы для дальнейшей разработки

интеллектуальных систем управления. Разработанная система может найти широкое применение в реабилитационной медицине для мониторинга и восстановления двигательных функций, в качестве основы для создания интуитивно понятных интерфейсов “человек-машина” для управления роботизированными протезами и экзоскелетами, а также как универсальный инструмент для научных исследований в области биомеханики и физиологии. Дальнейшие перспективы связаны с обучением нейронной сети для точной классификации движений в реальном времени и оптимизацией производительности системы.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Calderón J. C., Bolaños P., Caputo C. The excitation–contraction coupling mechanism in skeletal muscle //Biophysical reviews. – 2014. – Т. 6. – №. 1. – С. 133-160.
2. Gunasekara J. M. P., Jayawardane T. S. S. Recent trends in EMG-Based control methods for assistive robots //Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research. – 2013. – С. 237. 2. Scheme E., Englehart K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use //Journal of Rehabilitation Research & Development. – 2011. – Т. 48. - №. 6.
3. Rendek K. et al. Biomedical signal amplifier for EMG wireless sensor system //The Eighth International Conference on Advanced Semiconductor Devices and Microsystems. - IEEE, 2010. - С. 251-254.
4. Hermens H. J. et al. European recommendations for surface electromyography //Roessingh research and development. – 1999. – Т. 8. – №. 2. – С. 13-54.
5. Youn W., Kim J. Development of a compact-size and wireless surface EMG measurement system //2009 Iccas-Sice. – IEEE, 2009. – С. 1625-1628.
6. Mendes Junior J. J. A. et al. AD8232 to biopotentials sensors: Open source project and benchmark //Electronics. – 2023. – Т. 12. – №. 4. – С. 833.
7. Sakib N., Islam M. K. Design and implementation of an EMG controlled 3D printed prosthetic arm //2019 IEEE International Conference on Biomedical Engineering, Computer and Information Technology for Health (BECITHCON). – IEEE, 2019. – С. 85-88.
8. Karthick P. A., Venugopal G., Ramakrishnan S. Analysis of surface EMG signals under fatigue and non-fatigue conditions using B-distribution based quadratic time frequency distribution //Journal of Mechanics in Medicine and Biology. – 2015. – Т. 15. – №. 02. – С. 1540028.

9. De Luca C. J. et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination //Journal of biomechanics. – 2010. – T. 43. – №. 8. – C. 1573-1579.

10. Phinyomark A., Phukpattaranont P., Limsakul C. Feature reduction and selection for EMG signal classification //Expert systems with applications. – 2012. – T. 39. – №. 8. – C. 7420-7431.

11. Sun H. et al. A novel feature optimization for wearable human-computer interfaces using surface electromyography sensors //Sensors. – 2018. – T. 18. – №. 3. – C. 869.



Alexeeva E.O

18.06.2026z