

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И.САТПАЕВА»

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

Жаканов Ансар Серикович

Исследование мышечной активности для задачи управления
бионическим протезом руки

Дипломная работа

Образовательная программа: 6B07114 Биомедицинская инженерия

Алматы 2025

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И.САТПАЕВА»

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ

Заведующий кафедрой РТиТСА

канд. тех. наук, профессор

К.А. Ожигенов

"05" 06 2025г.

Дипломная работа

На тему: «Исследование мышечной активности для задачи управления
бионическим протезом руки»

Образовательная программа: 6B07114 Биомедицинская инженерия

Выполнил

Рецензент

к.т.н., ассоциированный профессор

А. К. Сейдилдаева

"05" 06 2025 г.

Жаканов Ансар Серикович

Научный руководитель

PhD, ассоциированный профессор

Г. К. Бердибаева

"05" 06 2025 г.

Алматы 2025

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И.САТПАЕВА»

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»



ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломного проекта

Обучающиеся: Жаканов Ансар Серикович

Тема: Исследование мышечной активности для задачи управления
бионическим протезом руки

Утверждена приказом проректора по академической работе:

№521/П/Ө	от 13.11.2024 г
Срок сдачи законченного проекта	«30» 05 2025 г.

Исходные данные к дипломному проекту:

- А) Анализ предметной области;
- Б) Выбор технологий и компонентов;
- В) Разработка аппаратной части;
- Г) Разработка программной части;
- Д) Тестирование и верификация работы прототипа;
- Е) Подготовка документации

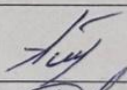
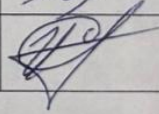
Перечень подлежащих разработке в дипломном проекте вопросов: (с точным указанием обязательных чертежей): представлены ___ слайда презентации. Рекомендуемая основная литература: из ___ наименований.

ГРАФИК
подготовка дипломного проекта

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю и консультантам	Примечание
1. Анализ предметной области	01.10.2024 – 15.02.2025	Выполнено
2. Выбор технологий и компонентов	17.02.2025 – 16.03.2025	Выполнено
3. Разработка аппаратной части	18.03.2025 – 18.4.2025	Выполнено
4. Разработка программной части	18.04.2025 – 09.05.2025	Выполнено
5. Тестирование и верификация работы прототипа	09.05.2025 – 25.5.2025	Выполнено
6. Подготовка документации	25.05.2025 – 30.05.2025	Выполнено

Подписи

консультантов и нормоконтролера на законченный дипломный проект с указанием
относящихся к ним разделов проекта

Наименования разделов	Консультанты И.О.Ф. (уч.степень.звание)	Дата подписания	Подпись
Программное обеспечение	Аймуханбетов Е.А. Ст.преподаватель	04.06.25	
Нормоконтролер	Игембай Е.А. Преподаватель	04.06.25	

Научный руководитель  Бердибаева Г. К.

Задание принял к исполнению обучающийся  Жаканов А.С.

Дата «05» 06 2025 г

АННОТАЦИЯ

В данной дипломной работе представлена разработка бионического протеза руки с управлением электромиографическими сигналами. Основное внимание уделено исследованию мышечной активности верхних конечностей, разработке аппаратной схемы электромиографа, программному обеспечению для обработки сигналов и управления двигателями протеза. В работе использованы современные микроконтроллеры, компонентная база и методы фильтрации сигнала. Проведено моделирование и тестирование прототипа. Работа имеет практическое значение для реабилитационной инженерии и разработки недорогих отечественных протезов.

АНДАТПА

Бұл дипломдық жұмыста электромиографиялық сигналдарды (ЭМГ) қолдану арқылы басқарылатын бионикалық қол протезін жасау мәселесі қарастырылған. Негізгі назар білектегі бұлшықет белсенділігін зерттеуге, электромиограф құрылғысының сұлбасын құрастыруға, сигналдарды өңдейтін және қадамдық қозғалтқыштарды басқаратын бағдарламалық жасақтаманы әзірлеуге бағытталған. Сигналды тіркеуден бастап оны орындаушы механизмге түрлендіру тізбегі толығымен сипатталған. Жоба заманауи микроконтроллерлер мен электронды компоненттерді, сүзу мен тұрақтандыру әдістерін қамтиды. Модельдеу мен прототипті сынау жүргізілді. Жұмыстың қолданыстағы маңыздылығы — қолжетімді отандық протездерді жасауға және оңалту инженериясына үлес қосу.

ABSTRACT

This graduation thesis focuses on the development of a bionic arm prosthesis controlled by electromyographic (EMG) signals. The research emphasizes the study of forearm muscle activity, design of the EMG acquisition hardware, and development of software to process signals and control stepper motors. The project outlines a complete workflow — from signal acquisition to motor actuation. It incorporates modern microcontrollers, signal filtering and stabilization methods, and practical circuit design. Simulation and prototype testing were conducted. This work holds practical value in the field of rehabilitation engineering and contributes to the creation of affordable domestic prosthetic solutions.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	8
1 Литературный обзор	9
1.1 Мышцы и кости верхних конечностей. Соединения костей конечностей.	9
1.1.1 Скелет пояса верхней конечности образуют две парные кости лопатка и ключица.	9
1.1.2 Кости свободной верхней конечности	9
1.1.3 Мышцы верхних конечностей	10
1.2 Электромиография (ЭМГ)	12
1.2.1 Оборудование	13
1.2.2 Методы регистрации	13
1.3 Миограф	14
1.3.1 Основные функции миографа	15
1.3.2 Требования к миографам	15
1.4 Существующие технические решения в области бионических протезов	16
1.4.1 Бионическая рука Ottobock bebionic EQD	16
1.4.2 Бионическая рука "MANIFESTO"	18
1.4.3 Vincent Evolution 4 – Технические и функциональные характеристики	19
2 Разработка аппаратной части бионического протеза	22
2.1 Разработка функциональной схемы	22
2.2 Выбор компонентной базы	23
2.3 Расчет электрических цепей	25
2.3.1 Расчет предусилителя	25
2.3.2 Расчет фильтра верхних частот	26
2.3.3 Расчет фильтра нижних частот	30
2.3.4 Расчет выпрямителя	33
2.3.5 Принцип работы синфазноподавляющего контура	36
2.3.6 Расчет линейного стабилизатора	38
2.4 Моделирование электромиографа в программе Multisim	39
3 Разработка программной части системы управления	43
4 Проектирование печатного узла	45
4.1 Трассировка и изготовление печатной платы	45
4.2 Проверка работоспособности электромиографа	46
Заключение	49
Список литературы	50
Приложение А	53
Приложение Б	54
Приложение В	55
Приложение Г	56
Приложение Д	57
Приложение Е	63
Приложение Ж	65
Приложение И	66
Приложение К	67

Приложение Л	69
Приложение М	71
Приложение Н	73
Приложение П	74
Приложение Р	75

ВВЕДЕНИЕ

В наше время люди нередко сталкиваются с различными социальными проблемами, одной из которых является инвалидность. Согласно информации взятой с сайта источника Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), на сегодняшний день более 1,3 миллиарда людей по всему миру имеют ограниченные возможности здоровья, что составляет 16% всего мирового населения [1]. Причинами инвалидности могут быть врожденные и приобретенные факторы, такие как: генетические заболевания, травмы различного характера, последствия профессиональной деятельности (производственные травмы), сахарный диабет, онкологические патологии и другие.

Инвалидность сопровождается снижением трудовой активности, что, в свою очередь, способствует росту уровня безработицы и оказывает негативное влияние на экономику страны. На сегодняшний день в Республике Казахстан насчитывается свыше 725 тысяч человек с инвалидностью. Из них значительную часть, то есть 58% составляют лица трудоспособного возраста [2].

Развитие медицинских технологий и внедрение инновационных подходов в диагностике позволяют своевременно выявлять патологические состояния, способные привести к инвалидности. Современные методы реабилитации, включая использование высокотехнологичных аппаратов, улучшают процесс восстановления и адаптации пациентов. Одним из перспективных направлений является создание медицинских изделий, способных частично или полностью компенсировать утраченные функции организма. Ярким примером такой разработки является бионический протез руки, предназначенный для восстановления функций верхней конечности.

Данная дипломная работа посвящена разработке программно-аппаратной части системы управления бионического протеза руки.

Объектом исследования является мышечный отдел предплечья, обеспечивающий сгибательные и разгибательные движения пальцев кисти. В качестве основного метода исследования используется поверхностная электромиография (далее ЭМГ), позволяющая регистрировать электрическую активность мышц.

1 Литературный обзор

Данная глава представляет результаты исследования в области анатомии верхних конечностей человека. Один из ее разделов посвящен электромиографии (ЭМГ), с акцентом на применяемые методы и используемое оборудование. Проведен обзор современных технических решений в сфере бионического протезирования рук. Собранные материалы позволили определить объект исследования и выбрать более подходящий метод его изучения.

1.1 Мышцы и кости верхних конечностей. Соединения костей конечностей.

1.1.1 Скелет пояса верхней конечности образуют две парные кости лопатка и ключица.

Лопатка – плоская кость треугольной формы. У нее выделяют две поверхности, реберную (вогнутая, содержит подлопаточную ямку) и дорсальную (разделена остью на надостную и подостную ямки). Латеральный утолщенный угол несет суставную впадину для соединения с плечевой костью и клювовидный отросток. Ость лопатки заканчивается акромионом выступом с суставной поверхностью для соединения с ключицей [3].

Ключица изогнутая S-образная кость с телом и двумя концами, грудинным (соединяется с грудиной) и акромиальным (с акромионом лопатки). Латеральный участок выпукл назад, медиальный – вперед [3].

1.1.2 Кости свободной верхней конечности

Скелет свободной части верхней конечности включает в себя плечевую кость, кости предплечья (лучевая и локтевая) и кости кисти [3].

Плечевая кость является длинной трубчатой костью, состоящей из тела и двух концов. Проксимальный конец образует головку для соединения с лопаткой, ниже которой расположены малый и большой бугорки, разделенные межбугорковой бороздой. Ниже них находится хирургическая шейка частое место переломов. На дистальном конце расположен мыщелок плечевой кости с суставными поверхностями для сочленения с костями предплечья, а также медиальный и латеральный надмыщелки [3].

Лучевая кость находится латерально. Проксимальный конец включает головку с суставной ямкой для соединения с плечевой костью и суставной окружностью с локтевой. Ниже расположены шейка и бугристость. Дистальный конец расширен, несет запястную суставную поверхность и шиловидный отросток [3].

Локтевая кость располагается медиально. Проксимальный конец содержит венечный и локтевой отростки, ограничивающие блоковидную вырезку для соединения с плечевой костью. Ниже находится бугристость, а дистальный конец образует головку с суставной окружностью и шиловидный отросток [3].

Кости кисти

Кисть состоит из:

Костей запястья (*ossa carpi*) – 8 костей, расположенных в два ряда. Проксимальный ряд: ладьевидная, полулунная, трехгранная, гороховидная. Дистальный ряд: трапеция, трапецевидная, головчатая, крючковидная. Эти кости образуют борозду запястья, важную для прохождения сухожилий и нервов [3].

Пястные кости 5 коротких трубчатых костей, пронумерованных от большого пальца (I – V) [3].

Фаланги пальцев трубчатые кости. Большой палец содержит 2 фаланги (проксимальную и дистальную), остальные пальцы – по 3 (проксимальная, средняя и дистальная) [3]. Кости кисти изображены на рисунке 1.

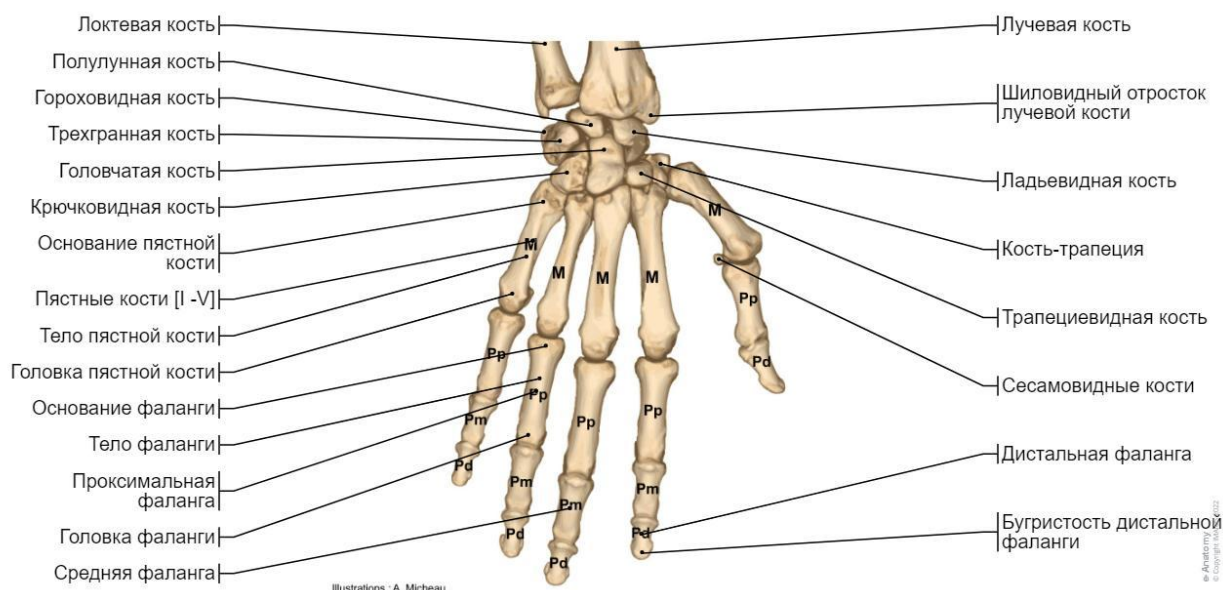


Рисунок 1 – Кости кисти

1.1.3 Мышцы верхних конечностей

Выделяют три группы мышц верхних конечностей: дельтовидные, мышцы плеча, мышцы сгибателей и разгибателей руки [4]. Основные мышцы верхней конечности представлены на рисунке 2.

Дельтовидная мышца располагается поверх плечевого сустава, формируя округлый контур плеча. Состоит из трех частей: передняя поднимает руку вперед, участвует в жимах, средняя – отводит руку в сторону, задняя отводит руку назад,

опускает поднятую руку, участвует в тяговых движениях. При совместном сокращении всех частей дельтовидная мышца отводит руку до горизонтального уровня [4].

Двуглавая мышца плеча. Состоит из двух головок, соединяющихся и прикрепляющихся к лучевой кости. Является сгибателем локтевого сустава, также выполняет супинацию предплечья [4].

Плечевая мышца. Находится под бицепсом, также относится к сгибателям, обеспечивает сгибание в локтевом суставе [4].

Плечелучевая мышца. Расположена на предплечье, участвует в сгибании локтевого сустава и пронационно-супинационных движениях предплечья [4].

Трехглавая мышца плеча. Находится на задней поверхности плеча, имеет три головки. Основная функция – разгибание в локтевом суставе. Активна при выполнении жимов и отжиманий [4].

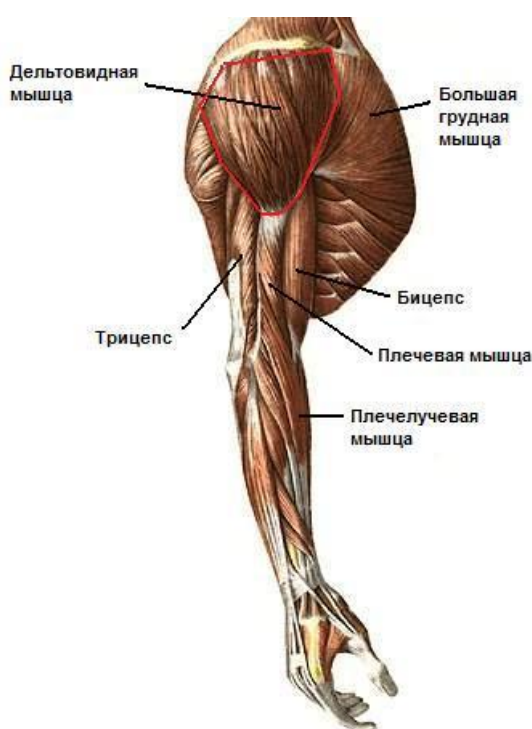


Рисунок 2 – Основные мышцы верхней конечности

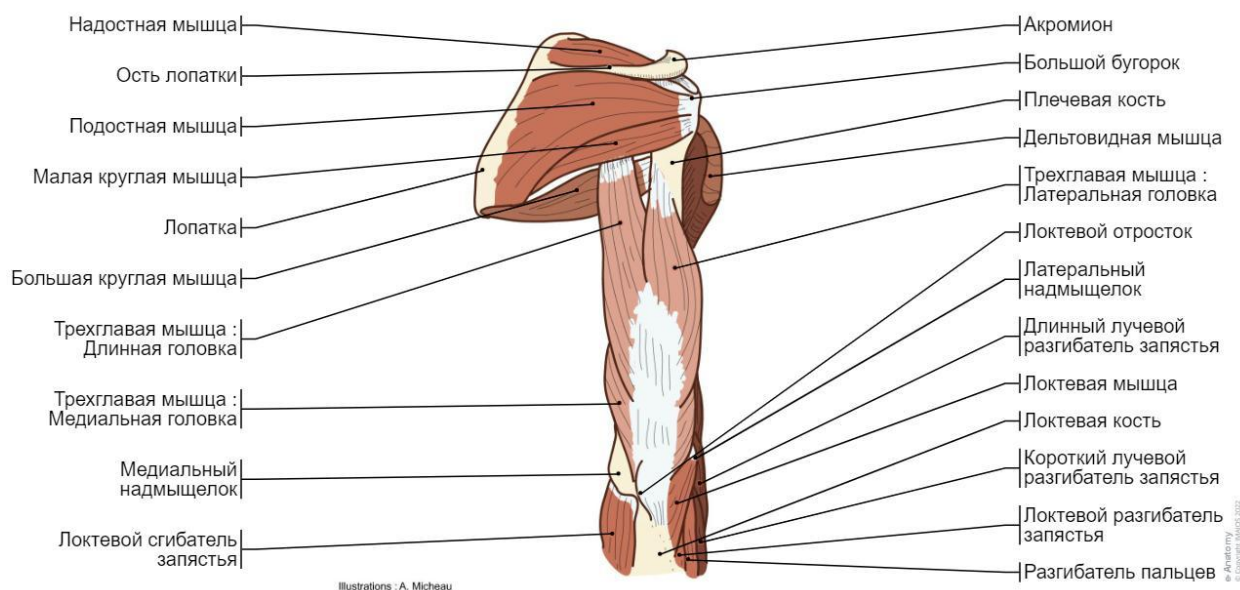


Рисунок 3 – Мышцы, мышечная система, плечо, анатомия

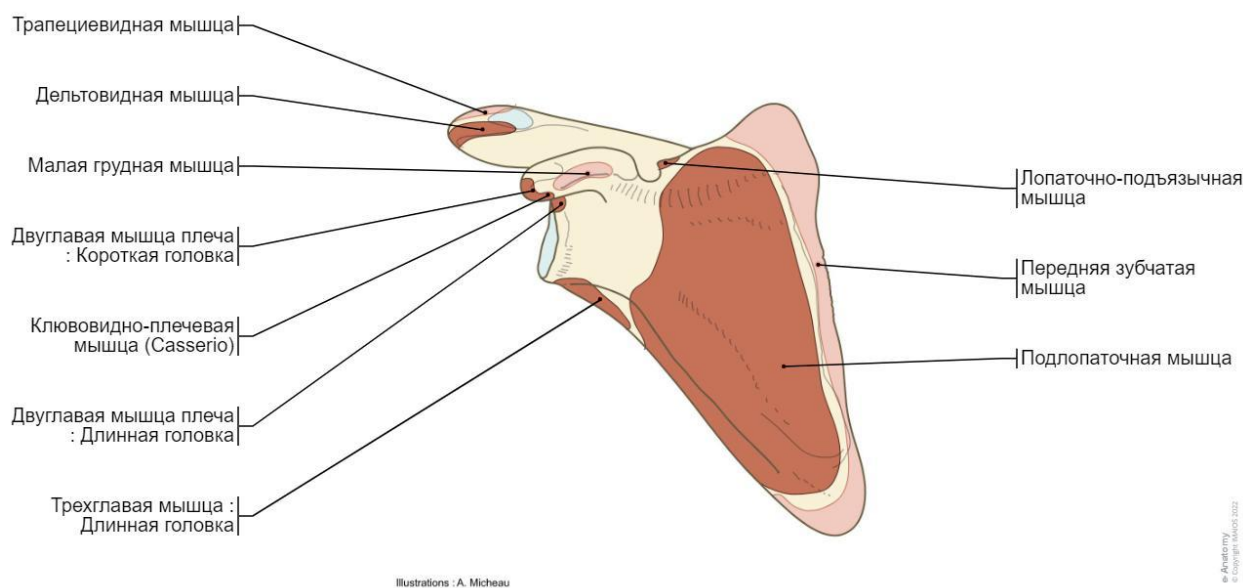


Рисунок 4 – Лопатка, мышцы прикрепление, атлас анатомии

1.2 Электромиография (ЭМГ)

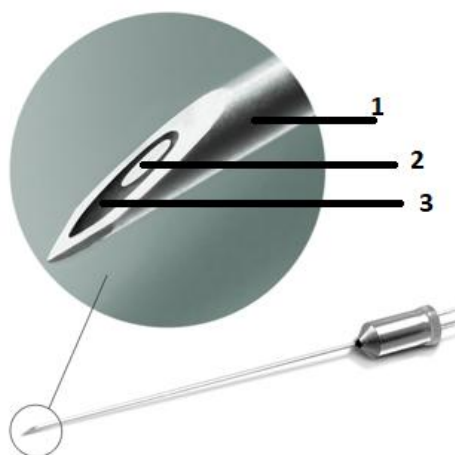
Электромиография (ЭНМГ) – это метод исследования биоэлектрических потенциалов, возникающих в скелетных мышцах человека и животных при возбуждении мышечных волокон. Термин происходит от греческих слов «*μυο*» – мышца и «*grapho*» – пишу. Метод относится к разделу электрофизиологии и основан на регистрации электрической активности мышц [8].

1.2.1 Оборудование

Исследование проводится с использованием электромиографа, основного прибора для записи ЭМГ-сигналов. Электроэнцефалографа, оснащенного специальным входом для регистрации ЭМГ (при необходимости совмещения исследований). Электромиограммы графического изображения электрической активности мышцы, записываемое на бумажный носитель, фотопленку или в цифровом виде (магнитные и электронные носители). Показатели: Амплитуда – до нескольких милливольт, длительность потенциалов – 20 – 25 мс [8].

1.2.2 Методы регистрации

Игольчатая (инвазивная) ЭМГ. Сигналы регистрируются с помощью электродов, вводимых в толщу мышцы. Позволяет измерять активность отдельных мышечных волокон или моторных единиц (группа волокон, иннервируемая одним мотонейроном) [8, 9].



1 – референтная основа; 2 – активная основа; 3 – ограничительная структура

Рисунок 5 – Структура игольчатого электрода

Как видно из рисунка 5 игольчатый электрод имеет трехслойную структуру. Внешняя часть представляет из себя референтный электрод, который через ограничительный слой разделяется с активным электродом. Сначала регистрируется электрическая активность в покое, а затем происходит регистрация электрической активности при напряжении в мышце. На основании этой методики можно производить оценку параметров двигательной единицы. Данный метод предназначен для диагностики заболеваний двигательных мотонейронов [8, 9].

Поверхностная (накожная) ЭМГ. Электроды накладываются на кожу над мышцей. Метод фиксирует суммарную активность мышцы в целом. Неинвазивен и часто используется в биомеханике и реабилитологии. Для поверхностной ЭМГ

могут применяться как электроды с фиксированным расстоянием между собой, так и с нефиксированным (рис. 6). Использование электродов с нефиксированным расстоянием позволяет определить функциональность сразу нескольких мышц [9].



А – с фиксированным расстоянием; Б – с нефиксированным расстоянием
Рисунок 6 – Поверхностные электроды

Основными достоинствами данного метода являются: процедура является неинвазивной, простота реализации исследования, возможность анализировать несколько групп мышц [9].

Стимуляционная ЭМГ. Проводится при искусственной стимуляции нерва или чувствительных рецепторов. Применяется для оценки: проведения возбуждения по нервам, состояния нервно-мышечной передачи, рефлекторных ответов. Процесс электростимуляционной ЭМГ проходит следующим образом: в месте расположения электродов обезжиривают поверхность кожи, активный электрод располагают на моторную точку мышцы, референтный электрод закрепляется на сухожилие, исследуемой мышцы, а заземляющий электрод размещают между референтным и активным (рис. 7) [9].



Рисунок 7 – Расположение электродов при стимуляционной ЭМГ

1.3 Миограф

Миограф – это медицинский прибор, предназначенный для регистрации и анализа биоэлектрической активности мышц. Он используется в методах электромиографии (ЭМГ) и электронейромиографии (ЭНМГ) для измерения электрических потенциалов, возникающих при сокращении мышечных волокон [8].

1.3.1 Основные функции миографа

Прием и усиление слабых электрических сигналов с поверхности кожи или из глубины мышцы (с помощью накожных или игольчатых электродов);

Преобразование сигналов в визуальную форму (графики, числовые данные);

Вычисление параметров: амплитуды, частоты, длительности и формы потенциалов действия.

Современные миографы являются многоканальными цифровыми устройствами с программным обеспечением, позволяющим проводить комплексную оценку состояния нервно-мышечной системы и документировать результаты исследований. Пример электромиографа показан на рисунке 8.



Рисунок 8 – Электромиограф

1.3.2 Требования к миографам

Для обеспечения точности, надежности и клинической пригодности электромиографической диагностики, миографы должны соответствовать указанным требованиям.

Электротехнические характеристики:

- Высокое входное сопротивление (не менее 10^6 Ом) – для снижения потерь сигнала и обеспечения точной регистрации;

- Широкий частотный диапазон (от 5 Гц до 10 кГц) – для захвата как медленных, так и быстрых компонентов ЭМГ-сигналов;
- Высокая чувствительность – должна обеспечивать регистрацию сигналов амплитудой от 10 мкВ до нескольких мВ;
- Низкий уровень шумов и помех – защита от сетевых и биологических шумов (использование фильтров, экранировка).

Функциональные требования:

- Регистрация и отображение сигналов в реальном времени;
- Возможность записи и хранения данных для последующего анализа;
- Поддержка многоуровневой фильтрации: высокочастотной, низкочастотной и полосовой;
- Возможность проведения стимуляционных исследований с точной настройкой параметров стимулов (длительность, частота, амплитуда);
- Совместимость с различными типами электродов (накожные, игольчатые, одноразовые).

Программное обеспечение:

- Удобный пользовательский интерфейс;
- Возможность автоматического расчета диагностических показателей (амплитуда, латентность, скорость проведения);
- Наличие шаблонов и баз данных для сравнительного анализа;
- Возможность экспорта данных в стандартные форматы (PDF, CSV, EDF и др.).

Безопасность и эргономика:

- Соответствие медицинским стандартам электробезопасности (например, IEC 60601);
- Наличие изоляции пациента от электрической сети;
- Компактные размеры и удобная конструкция для использования в клинике или лаборатории;
- Возможность подключения к компьютеру или ноутбуку.

Сертификация:

- Наличие регистрации как медицинского изделия;
- Сертификаты качества (например, CE, ISO 13485, FDA — при использовании за рубежом).

1.4 Существующие технические решения в области бионических протезов

1.4.1 Бионическая рука Ottobock bebionic EQD

Бионическая рука Ottobock bebionic EQD (модель 8E70) – это высокотехнологичный миоэлектрический протез, разработанный для обеспечения естественного и интуитивного управления движениями кисти (рис. 9) [5].



Рисунок 9 – Бионическая рука Ottobock bebionic EQD

Ниже представлены ключевые характеристики и особенности данной модели.

Основные характеристики:

- Индивидуальные моторы в каждом пальце: обеспечивают точное и координированное движение, позволяя выполнять широкий спектр захватов и манипуляций.
- 14 различных вариантов захвата и положений кисти: позволяют адаптироваться к различным повседневным задачам, таким как прием пищи, перенос предметов, открытие дверей и набор текста на клавиатуре.
- Пропорциональное управление скоростью: обеспечивает контроль над скоростью движения, что особенно важно при выполнении деликатных задач.
- Совместимость с системой распознавания движений Myo Plus: обеспечивает интуитивное и естественное управление протезом без необходимости переключения режимов.
- Пассивная подвижность пальцев: пальцы автоматически сгибаются при случайном контакте, что защищает механические компоненты от повреждений.

Технические детали:

- Доступные размеры: маленький (S) и средний (M).
- Варианты запястья: три различных модуля, включая EQD (быстросъемное запястье), что обеспечивает универсальность и индивидуальную подгонку в зависимости от уровня ампутации пользователя.
- Цветовые варианты: черный и белый.
- Интерфейс Bluetooth: позволяет легко подключаться к программному обеспечению настройки bebalance+ с помощью одного адаптера Bluetooth.
- Совместимость с другими компонентами: может использоваться в сочетании с локтевыми компонентами ErgoArm и DynamicArm для пользователей с ампутацией выше локтя.

Управление и настройка:

- Программное обеспечение bebalance+: позволяет настраивать управление протезом в соответствии с индивидуальными потребностями

пользователя. Связь между программным обеспечением и протезом осуществляется через Bluetooth.

1.4.2 Бионическая рука " MANIFESTO"

На сайте Motorica представлена бионическая кисть " MANIFESTO" — современный российский протез верхней конечности, разработанный с упором на функциональность, адаптивность и эстетику (рис. 10) [6].



Рисунок 10 – Бионическая рука " MANIFESTO"

Ниже ключевые характеристики протеза руки " MANIFESTO":

Тип управления:

- Миоэлектрическое управление — реагирует на электрическую активность мышц (сигналы с поверхности кожи).
- Возможность подключения двухканального и многоканального управления (в зависимости от модели).
- Настройка под индивидуальные сигналы пользователя через мобильное приложение.

Функциональность кисти:

- До 12 типов захватов и жестов, включая:
 - щипковый захват
 - силовой цилиндрический захват
 - латеральный захват (ключ)
 - крюкообразный хват
 - "окей", "лайк", "мир", "кулак" и др.
- Возможность индивидуального программирования движений через интерфейс.
- Независимая работа пальцев — повышенная точность при захвате мелких предметов.

Питание и зарядка:

- Встроенный литий-ионный аккумулятор.

- Автономная работа до 24 часов.
- Зарядка через USB Type-C.

Цифровая интеграция:

- Связь с мобильным приложением (iOS/Android):
- Калибровка и настройка
- Отслеживание состояния и заряда
- Обновление прошивки

1.4.3 Vincent Evolution 4 – Технические и функциональные характеристики

Управление:

- Миоэлектрическое управление: управление движениями осуществляется за счет регистрации биоэлектрических сигналов мышц культи (через 2 или более электродов).
- Автоматическое переключение хватов по положению руки и/или активности.
- Поддержка многоканального управления и продвинутой адаптации под индивидуальные особенности пользователя.

Функции кисти:

- Полностью анатомическая форма с подвижными пальцами.
- 15+ режимов хвата и жестов, включая:
- щипковый, цилиндрический, латеральный (ключевой), крюковый, открытая ладонь, кулак и др.
- Независимое движение каждого пальца, в т.ч. большого – позволяет выполнять тонкую моторику, держать карты, ручку, стакан, смартфон.
- Интеллектуальная адаптация хвата в зависимости от объекта.

Питание:

- Литий-ионный аккумулятор высокой емкости.
- Время автономной работы: до 1,5 суток при средней нагрузке.
- Зарядка через магнитный кабель или USB.

Цифровая настройка:

- Управление и калибровка через мобильное приложение или компьютерный интерфейс.
- Возможность обновления прошивки.
- Настройка чувствительности, скорости движений, силы хвата и других параметров.

Физические параметры:

- Вес кисти: около 500–600 г
- Размеры: несколько типоразмеров (в зависимости от размера руки пользователя)
- Материалы: углеволокно, алюминиевые сплавы, ударопрочный пластик [7].



Рисунок 11 – Бионическая рука Vincent Evolution 4

Таблица 1 – Сравнительная таблица бионических протезов руки

Характеристика	bebionic (8E70)	MANIFESTO (Motorica)	Vincent Evolution 4
Тип управления	Миоэлектрическое (2 канала)	Миоэлектрическое (2+ канала, с возможностью обучения)	Миоэлектрическое (многоканальное, адаптивное)
Кол-во хватов/жестов	До 14	До 12	15+
Индивидуальное движение пальцев	Да	Да	Да
Обратная связь (виброотклик)	Нет (в стандартной версии)	Да (в расширенной комплектации)	Да (встроено)
Мобильное приложение	Да (bebalance, Bluetooth)	Да (iOS/Android)	Да (Vincent App ил ПО для ПК)
Материалы корпуса	Композиты, пластик, алюминий	Пластик, углеволокно, алюминиевые элементы	Углеволокно, алюминиевые сплавы
Вес кисти	~400–600 г (в зависимости от размера)	~400–500 г	~500–600 г
Автономность	До 1 суток	До 24 часов	До 1.5 суток

Зарядка	Стандартный порт зарядки	USB Type-C	Магнитный разъем или USB
Защита от влаги/пыли	Ограниченная (не водонепроницаема)	Ограниченная	Защита от брызг и пыли (ограниченная)

2 Разработка аппаратной части бионического протеза

Предыдущий раздел заложил базовые знания в области медицинского приборостроения, в частности миографов. Настоящая глава посвящена разработке функциональной и принципиальной электрической схемы устройства. Также в ней представлены обоснование выбора элементной базы и расчеты, связанные с электрическими цепями.

2.1 Разработка функциональной схемы

На основании рассмотренного материала в разделе «Обзор существующих технических решений» и литературного источника [10] была разработана функциональная схема (рис. 12) бионического протеза руки.

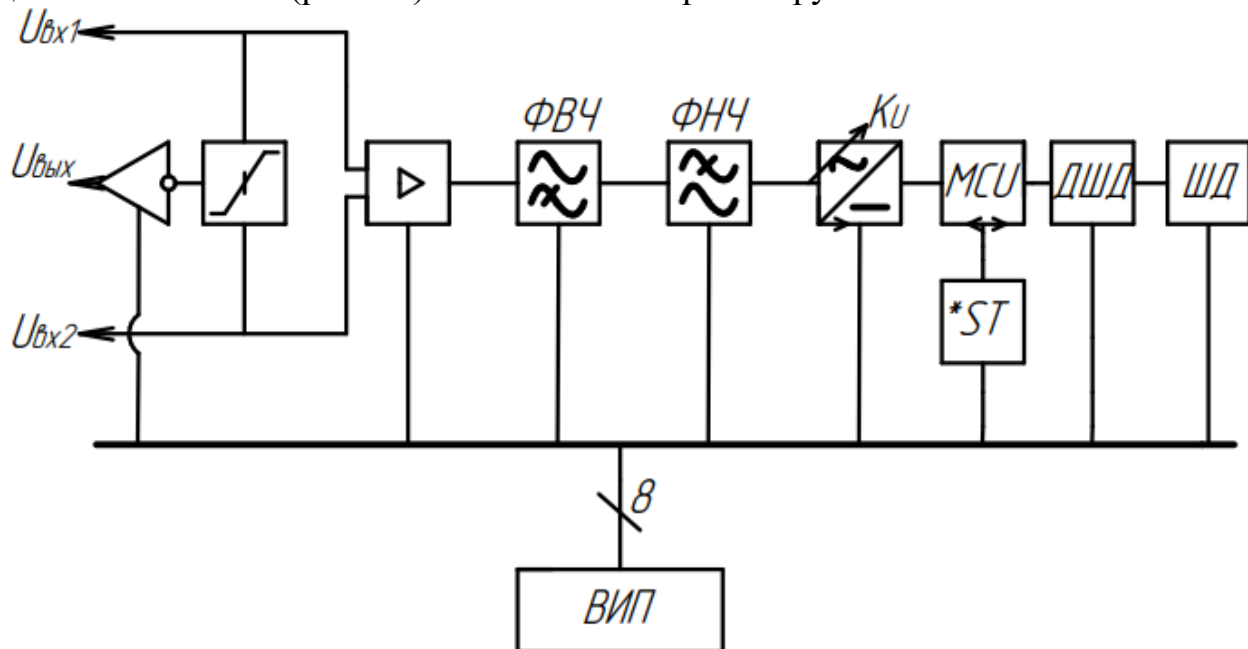


Рисунок 12 – Функциональная схема бионического протеза руки

Совокупность функциональных групп образуют функциональную схему. В данную функциональную схему вошли следующие группы: предусилительная группа, группа фильтрации, усилительная группа, группа, осуществляющая управление и исполнительная группа. Группа предусилителя образована инструментальным усилителем и контуром для нейтрализации синфазных помех. Группа, предназначенная для фильтрации сигнала образована фильтрами верхних и нижних частот (далее ФВЧ, ФНЧ). Усилительная группа реализована на выпрямителе с возможностью регулирования коэффициента усиления. Группа, осуществляющая управление образована приемно-передающим устройством, для питания которого необходим стабилизатор напряжения, а также в эту группу входит драйвер с помощью которого управляется исполнительное устройство.

Принцип работы: для снятия биопотенциалов используются хлорсеребряные электроды. Полученные значения напряжения поступают на входы инструментального усилителя. Также инструментальный усилитель образуют контур для отвода синфазной помехи. С выхода инструментального усилителя сигнал поступает на частотно-избирательные цепи, которые отфильтровывают сигнал в нужном диапазоне частот. После фильтрации сигнал поступает на выпрямитель, который выпрямит сигнал и усилит до нужного уровня напряжения. С выпрямителя сигнал поступает на приемно-передающее устройство, которое оцифровывает сигнал, обрабатывает и на основании обработки сигнала отправляет сигнал на исполнительное устройство.

2.2 Выбор компонентной базы

При выборе инструментального усилителя, на котором будет выполнен предусилитель будем руководствоваться требованиями, которые были предъявлены в 1-ой главе. Наиболее известными инструментальными усилителя являются INA114 и AD620. Сравнение двух моделей приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Характеристики инструментальных усилителей INA114 и AD620 [18, 19]

Характеристики	INA114	AD620
Бренд	Texas instruments	ANALOG DEVICES
Корпус	DIP-8/SOIC-16	DIP-8/SOIC-8
Входное сопротивление, ГОм	10	10
Входной ток смещения нА	0,5	0,5
Напряжение смещения мкВ	25	30
Выходной ток, мА	20	18
Ток собственного потребления, мА	2,2	0,9
Цена, руб.	2310/3780	940/550

При сравнении двух инструментальных усилителей видно, что по таким параметрам как: напряжение смещения, выходной ток, INA114 превосходит AD620. Однако AD620 меньше потребляет ток от источника и намного дешевле INA114. Ввиду того, что между ними не критическая разница в характеристиках и меньшей цены, в качестве предусилителя выбираем AD620 в корпусе SOIC-8.

Контур для подавления синфазной помехи также реализуется на операционном усилителе (далее ОУ). Выбираем уже имеющийся прецизионный ОУ OP07CD в корпусе SOIC-8, который обладает низкими значениями токов смещения и низким уровнем напряжения смещения [20].

Функцию блока фильтрации будет выполнять активная фильтрация. Активная фильтрация подразумевает использование ОУ. Выпрямитель, представляющий блок усиления, должен иметь возможность изменять диапазон коэффициента усиления, такое техническое решение возможно только при использовании ОУ. Реализация этих функциональных блоков на двух разных микросхемах ОУ приведет к увеличению габаритных показателей схемы и в целом устройства. Поэтому необходимо подобрать 4-х канальный ОУ для уменьшения габаритных показателей схемы. Сравним уже имеющиеся 4-х канальные ОУ LM224 и TL074CD. В таблице 5 приведены характеристики, по которым будет происходить сравнение.

Таблица 3 – Характеристики 4-х канальных ОУ LM224 и TL074CD [21, 22]

Характеристики	LM224	TL074
Бренд	STMicroelectronics	
Корпус	DIP-14/SOIC-14	DIP-14/SOIC-14
Кол-во каналов	4	4
Входной ток смещения нА	20	0,02
Напряжение смещения мкВ	3000	3000
Выходной ток, мА	40	40
Ток собственного потребления, мА	1,4	1,4
Скорость нарастания выходного сигнала, В/мкс	0,5	13
Особенность	Общего применения	Малошумящий
Цена, руб.	58/14	240/48

Из таблицы 3 видно, что TL074 имеет более дорогую стоимость, нежели LM224. Однако у TL074 намного меньше входной ток смещения и намного выше скорость нарастания выходного сигнала, а также данный ОУ является малошумящим. Поэтому для реализации блока фильтрации и усиления выбираем TL074 в корпусе SOIC-14.

Для оцифровки сигнала необходимо использовать АЦП. Было принято решение использовать АЦП на борту микроконтроллера. Из уже имеющихся контроллеров имеются STM8S207RB и STM32F407VGT6 выбираем STM32F407VGT6, так как архитектура данного контроллера содержит 16-ти битное АЦП, а архитектура STM8S207RB содержит 10-ти битное АЦП [23, 24].

Задача исполнительного устройства заключается в приведении действия кисти или пальцев по отдельности. В качестве исполнительного устройства может являться шаговый двигатель или сервопривод. В данной ВКР исполнительным устройством будет являться шаговый двигатель 28BYJ-48. Его технические характеристики приведены в таблице 4.

Таблица 4 – Характеристики на шаговый двигатель 28BYJ-48 [25]

Тип мотора	Униполярный шаговый двигатель
Угол одного шага, градусы	5,625
Напряжение питания, В	5
Число фаз	4
Частота, Гц	100000
Передаточное число редуктора	1:64
Номинальная скорость вращения об/мин	15
Крутящий момент, г · см	450

Для управления данным шаговым двигателем необходимо использовать драйвер ULN2003 и микроконтроллер. Схему подключения смотреть в приложении. Принцип работы шагового двигателя заключается в следующем: порты микроконтроллера подключаются к выводам драйвера (IN1-IN4), а выходные выводы драйвера (out1-out4) подключаются к обмоткам возбуждения шагового двигателя. Сигнал, поступающий с микроконтроллера на драйвер, преобразуется в токовые импульсы, которые поступают на обмотки возбуждения, что приводит в действие вал шагового двигателя [25].

2.3 Расчет электрических цепей

2.3.1 Расчет предусилителя

Как было отмечено выше, в качестве предусилителя выбирается инструментальный усилитель AD620. Чтобы задать коэффициент усиления для AD620 необходимо между 1 и 8 выводами микросхемы установить резистор нужного номинала. На рисунке 13 представлена схема включения AD620.

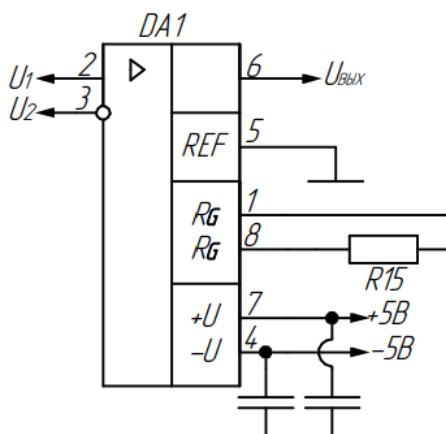


Рисунок 13 – Схема включения AD620

Согласно технической документации на AD620 коэффициент усиления рассчитывается по формуле [19]:

$$K_U = 1 + \frac{49,4 \text{ кОм}}{R_G} . \quad (1)$$

Поскольку инструментальный усилитель является предусилителем, поэтому зададим маленький коэффициент усиления 10.

Выразим R_G из (1):

$$R_G = \frac{49,4 \cdot 10^3}{10 - 1} = \frac{49400}{9} = 5488 \text{ Ом} . \quad (2)$$

Из ряда E24 выбираем $R_G = R_{15} = 5,6 \cdot 10^3 \text{ Ом} \pm 5\%$.

Перерасчет коэффициента усиления:

$$K_U = 1 + \frac{49,4 \cdot 10^3}{5600} = \frac{49400}{5600} = 9,88 . \quad (3)$$

Также из рисунка 13 видно, что к ножкам 7 и 4 необходимо подключить фильтрующие конденсаторы. Такое технологичное решение позволит ликвидировать помехи на дорожках по питанию на печатной плате.

2.3.2 Расчет фильтра верхних частот

Задача ФВЧ отфильтровать сигнал, который пришел с выхода предусилителя. Необходимо задать полосу пропускания фильтра в районе 120 Гц, что позволит избавить полезный сигнал от сетевой помехи, которая лежит в диапазоне 50 Гц. В качестве ФВЧ была выбрана схема, изображенная на рисунке 14.

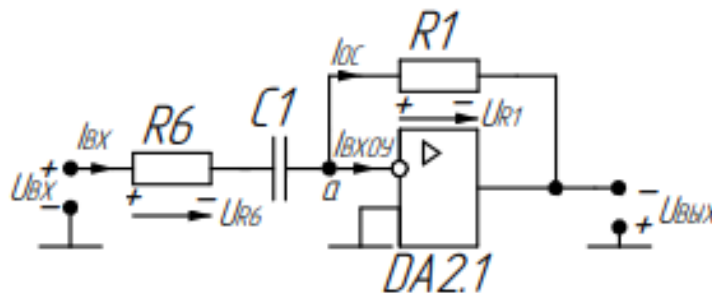


Рисунок 14 – Схема включения ФВЧ

Необходимо вывести формулу, по которой определяется граничная частота данного фильтра. Для этого воспользуемся физическим и математическим анализом.

Из рисунка 14 справедливо:

$$\text{Для узла а: } I_{BX} = I_{BXOY} + I_{OC} . \quad (4)$$

Из выражения 4 видно, что в цепи протекает один ток, так как входной ток операционного усилителя равен 0, ввиду большого сопротивления на входах ОУ TL074CD.

Входное напряжение:

$$U_{BX} = U_{R6} + U_{C1}. \quad (5)$$

Выходное напряжение:

$$U_{BЫX} = -U_{R1}. \quad (6)$$

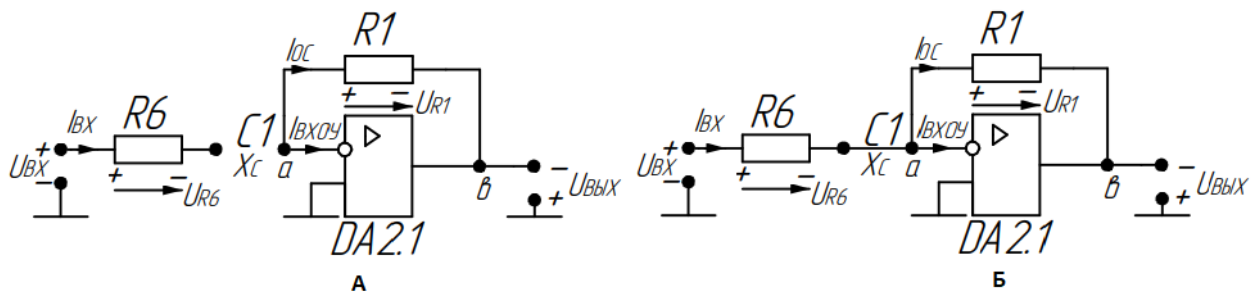
Из выражения 6 очевидно, что выходное напряжение определяется напряжением на резисторе R_1 , причем с противоположным знаком, так как схема включения ФВЧ – инвертирующий ОУ.

Рассмотрим работу цепи на нижних и высоких частотах. Так как в цепи имеется реактивный элемент – конденсатор, характер его поведения будет определяться частотным диапазоном работы схемы (рис. 14). На нижних частотах конденсатор представляет из себя разрыв, а на высоких закоротку, это четко прослеживается в выражениях (7) и (8).

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C} = [\omega \rightarrow 0] = \frac{1}{0 \cdot C} \rightarrow \infty; \quad (7)$$

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C} = [\omega \rightarrow \infty] = \frac{1}{\infty \cdot C} \rightarrow 0. \quad (8)$$

Схемы замещения для данных процессов приведены на рисунке 15.



А – схема замещения на нижних частотах; Б – схема замещения на верхних частотах;

Рисунок 15 – Схемы замещения ФВЧ

Из рисунка 15 А видно, что на нижних частотах входная цепь разорвана с цепью обратной связи, ввиду разрыва на конденсаторе. Теперь в ветке ав не протекает ток, а это значит, что и нет падения напряжения на резисторе R_1 и соответственно выходное напряжение равно нулю. На основании данного заключения очевидно, что коэффициент усиления K_U на низких частотах равен нулю. На высоких частотах (рис.15 Б) между цепями нет разрыва и через резисторы R_1 и R_6 течет входной ток, что было рассмотрено ранее в выражении 4. Соответственно при одинаковых номинал R_1 и R_6 на них будет падать одно и тоже напряжение. На основании этого можно утверждать, что на высокой частоте коэффициент усиления будет равен единице, это видно из выражения 9:

$$K_U = \frac{U_{BЫX}}{U_{BX}} = -\frac{I_{OC} \cdot R_1}{I_{BX} \cdot R_6} = [R_1 = R_6] = 1. \quad (9)$$

Далее необходимо провести математический анализ цепи для получения выражения, которое определяет полосу пропускания ФВЧ.

Входное сопротивление всей цепи:

$$Z_{BX} = R_6 + X_C. \quad (10)$$

Сопротивление обратной связи:

$$R_{OC} = R_1. \quad (11)$$

Постоянная времени входной цепи:

$$\tau_1 = R_6 + C_1. \quad (12)$$

Постоянная времени цепи обратной связи:

$$\tau_2 = R_1 + C_1. \quad (13)$$

Комплексный коэффициент передачи:

$$K_U = \frac{U_{BIX}}{U_{BX}} = -\frac{I_{BX} \cdot R_{OC}}{I_{BX} \cdot Z_{BX}} = -\frac{R_{OC}}{Z_{BX}} = -\frac{R_1}{R_6 + \frac{1}{j\omega C_1}} = \frac{-j\omega R_1 C_1}{j\omega R_6 C_1 + 1} = \frac{1}{1 + j\omega \tau_1} \rightarrow; \quad (14)$$

$$\rightarrow \frac{-j\omega \tau_2 \cdot (1 - j\omega \tau_1)}{1 + \omega^2 \tau_1^2} = \frac{-j\omega \tau_1 - \omega^2 \tau_1 \tau_2}{1 + \omega^2 \tau_1^2} = -\left[\frac{\omega^2 \tau_1 \tau_2}{1 + \omega^2 \tau_1^2} + j \frac{\omega \tau_2}{\omega^2 \tau_1^2} \right]$$

Модель коэффициента передачи:

$$K_U(\omega) = \frac{U_{BIX}}{U_{BX}} = \sqrt{\frac{\omega^4 \tau_1^2 \tau_2^2}{(1 + \omega^2 \tau_1^2)^2} + \frac{\omega^2 \tau_2^2}{(1 + \omega^2 \tau_1^2)^2}} = \frac{\omega \tau_2 \cdot \sqrt{1 + \omega^2 \tau_1^2}}{1 + \omega^2 \tau_1^2} = \frac{\omega \tau_2}{\sqrt{1 + \omega^2 \tau_1^2}}. \quad (15)$$

Из физического анализа очевидно, что максимальный коэффициент усиления будет определяться следующим образом:

$$K_{U \max} = \frac{R_1}{R_6}. \quad (16)$$

Тогда полоса пропускания данного фильтра будет определяться следующим выражением:

$$K_U \geq \frac{K_{U \max}}{\sqrt{2}}. \quad (17)$$

На частоте среза полосы пропускания имеем:

$$K_{U_{cp}} = K_U(\omega_{cp}) = \frac{K_{U \max}}{\sqrt{2}} = \frac{R_1}{R_6 \cdot \sqrt{2}}. \quad (18)$$

Подставим (15) в (18) получим:

$$\frac{\omega_{cp} \tau_2}{\sqrt{1 + \omega_{cp}^2 \tau_1^2}} = \frac{R_1}{R_6 \cdot \sqrt{2}}. \quad (19)$$

Решаем относительно ω_{cp} получаем:

$$\sqrt{2} \cdot \omega_{cp} R_1 R_6 C_1 = R_6 \cdot \sqrt{1 + \omega_{cp}^2 \tau_1^2} \rightarrow 2\omega_{cp}^2 \tau_1^2 = 1 + \omega_{cp}^2 \tau_1^2. \quad (20)$$

Итоговое выражение:

$$\omega_{cp} = \frac{1}{R_6 \cdot C_1}. \quad (21)$$

Далее необходимо рассчитать ФВЧ. Зададимся емкостью конденсатора во входной цепи 100 нФ. Зададим полосу пропускания фильтра в районе 120 Гц, для того чтобы ликвидировать сетевую помеху.

Вычислим R_6 и R_1 из выражения (21):

$$\begin{aligned} f_{cp} &= \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_{1,6} \cdot C_1} \rightarrow 120 = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 100 \cdot 10^{-9} \cdot R_{1,6}} \rightarrow; \\ &\rightarrow 120 = \frac{1}{6,28 \cdot 10^{-7} \cdot R_{1,6}} \rightarrow 1 = 120 \cdot 6,28 \cdot 10^{-7} \rightarrow; \\ &\rightarrow 7,536 \cdot 10^{-5} \cdot R_{1,2} = 1 \rightarrow R_{1,2} = \frac{1}{7,536 \cdot 10^{-5}} = 13594 \text{ Ом}. \end{aligned} \quad (21)$$

Из ряда E24 выбираем $R_{1,2} = 13 \text{ кОм} \pm 5\%$

Проведем перерасчет частоты пропускания:

$$f_{cp} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_6 \cdot C_1} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 13 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 122 \text{ Гц}. \quad (22)$$

Из выражения (22) видно, что полоса пропускания лежит в диапазоне 122 Гц, что удовлетворяет требования по подавлению сетевой помехи.

Для проверки расчетов воспользуемся программным обеспечением Multisim. На рисунке 16 приведена схема ФВЧ собранная в программе Multisim, а также АЧХ.

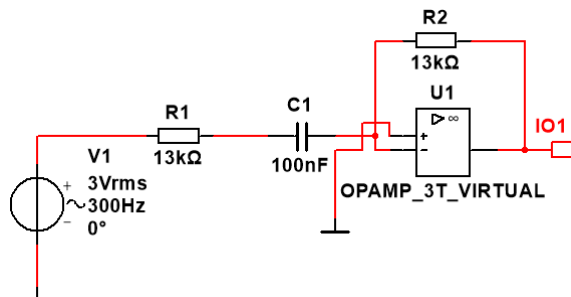


Рисунок 16 – Схема ФВЧ

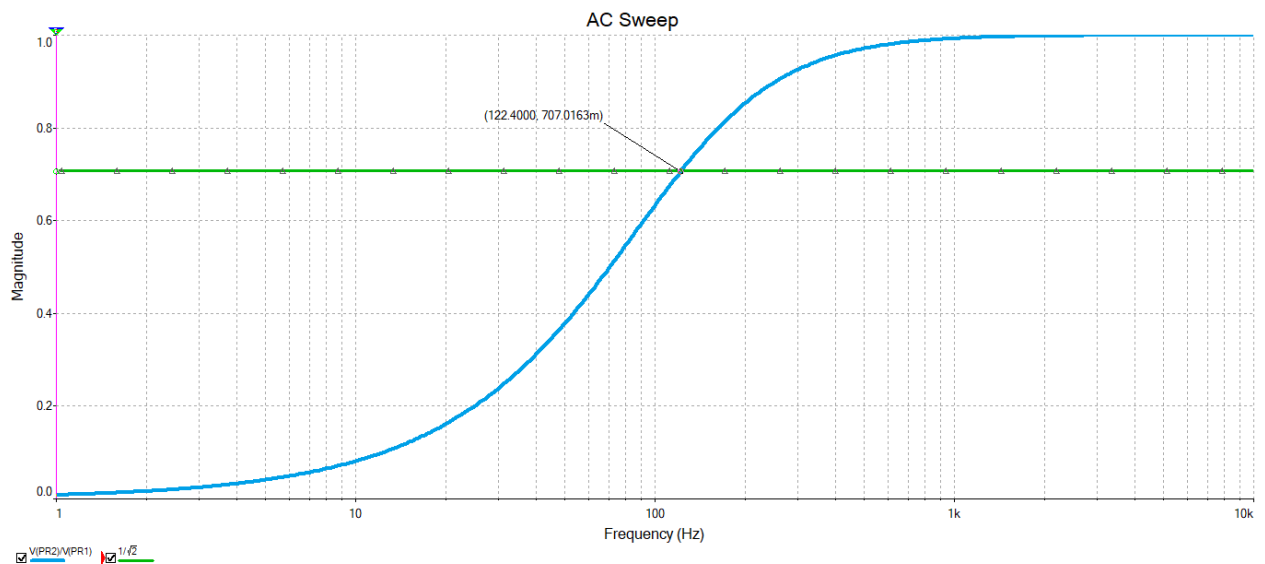


Рисунок 17 – АЧХ, полученная в Multisim

Из рисунка 17 видно, что приведенные расчеты выше верны.

2.3.3 Расчет фильтра нижних частот

Задача ФНЧ ограничить рост сигнала до большого диапазона частот. ЭМГ сигнал может достигать 10-ки кГц, работа схемы на высоких частотах может привести к не стабильной работе ОУ. В качестве ФНЧ была выбрана схема, изображенная на рисунке 18.

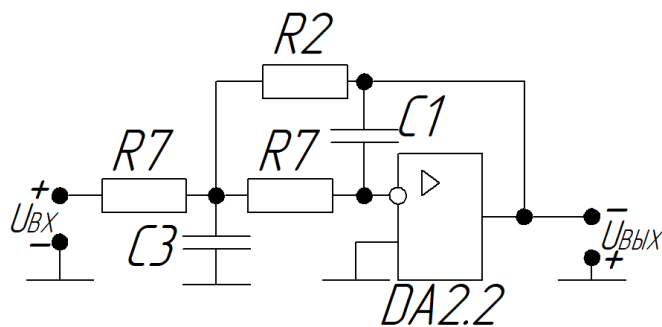
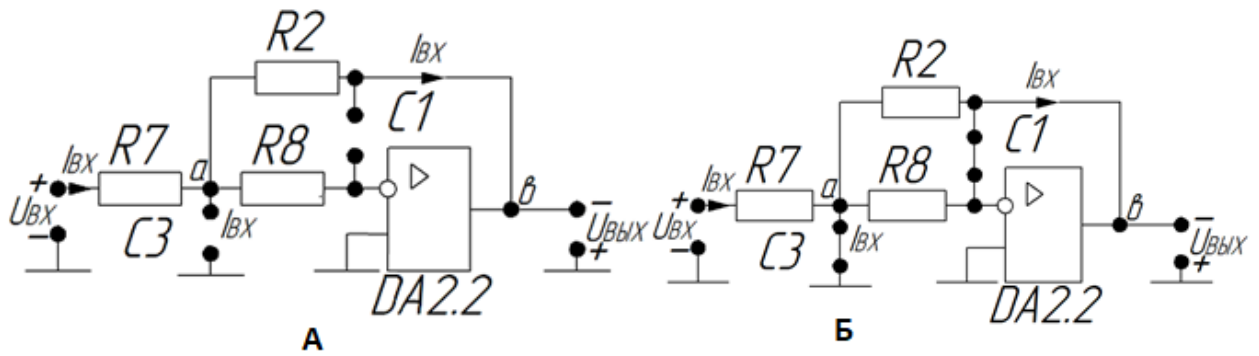


Рисунок 18 - Схема ФНЧ

Для исследования свойств цепи необходимо также сделать физический и математический анализ. На рисунке 19 изображены схемы замещения для данной цепи на различных частотах.



А – схема замещения на нижних частотах; Б – схема замещения на верхних частотах;

Рисунок 19 – Схемы замещения ФНЧ

На нижних частотах конденсаторы C_1 и C_3 (рис. 19 А) представляют из себя разрывы. Тогда входной ток проходит через R_7 и втекает в узел в а, и потом по пути наименьшего сопротивления весь ток протекает в ветке ав, которая образует цепь обратной связи. При равенстве резисторов R_2 и R_7 на них будет падать одно и тоже напряжение, ввиду протекания входного тока. Из чего следует сделать вывод, что на низких частотах коэффициент усиления схемы равен единице. На высоких частотах конденсаторы C_1 и C_3 (рис. 21 А) представляют из себя коротки. Тем самым шунтируя цепь обратной связи, ввиду этого в ней не протекает входной ток и нет падения напряжения на резисторе R_2 . Соответственно коэффициент усиления на верхних частотах равен нулю. Далее проведем математический анализ цепи. Для удобства зададим емкость всех конденсаторов одинаковой, так же и для сопротивления резисторов.

Входное сопротивление всей цепи:

$$Z_{BX} = R_7 + X_C. \quad (23)$$

Постоянная времени входной цепи:

$$\tau = R + C. \quad (24)$$

Комплексный коэффициент передачи:

$$\begin{aligned} K_U = \frac{U_{ВЫХ}}{U_{ВХ}} &= -\frac{-1}{1 - \omega^2 R^2 C^2 + j3\omega RC} = \left[\frac{(1 - \omega^2 \tau^2) - j3\omega\tau}{(1 - \omega^2 \tau^2)^2 + 9\omega^2 \tau^2} \right] \rightarrow; \\ &\rightarrow -\left[\frac{1 - \omega^2 \tau^2}{(1 - \omega^2 \tau^2)^2 + 9\omega^2 \tau^2} + j \frac{3\omega\tau}{(1 - \omega^2 \tau^2)^2 + 9\omega^2 \tau^2} \right]. \end{aligned} \quad (25)$$

Модель коэффициента передачи:

$$K_U(\omega) = -\frac{\sqrt{(1 - \omega^2 \tau^2)^2 + 9\omega^2 \tau^2}}{(1 - \omega^2 \tau^2)^2 + 9\omega^2 \tau^2} = \frac{1}{\sqrt{(1 - \omega^2 \tau^2)^2 + 9\omega^2 \tau^2}}. \quad (26)$$

Полоса пропускания данного фильтра будет определяться следующим выражением:

$$K_U \geq \frac{K_{U \max}}{\sqrt{2}}. \quad (27)$$

Из физического анализа очевидно, что максимальный коэффициент усиления равен единице.

Подставим (26) в (27) получим:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} = \frac{1}{\sqrt{(1 - \omega^2 \tau^2)^2 + 9\omega^2 \tau^2}}. \quad (28)$$

Решаем относительно ω_{ep} получаем:

$$2 = (1 - \omega_{ep}^2 \tau^2)^2 + 9\omega_{ep}^2 \tau^2; \quad (29)$$

$$2 = 1 - 2\omega_{ep}^2 \tau^2 + (\omega_{ep}^2 \tau^2)^2 + 9\omega_{ep}^2 \tau^2;$$

$$(\omega_{ep}^2 \tau^2)^2 + 7\omega_{ep}^2 \tau^2 - 1 = 0;$$

$$\omega_{ep}^2 \tau^2 = \frac{-7 \pm \sqrt{49 - 4 \cdot 1 \cdot (-1)}}{2} = \frac{-7 \pm \sqrt{53}}{2}.$$

Левая часть не может иметь отрицательное значение, то в правой части остается один корень. Итоговое выражение граничной частоты:

$$\omega_{ep}^2 \tau^2 = \frac{-7 + \sqrt{53}}{2}; \quad (30)$$

$$\omega_{ep}^2 = \frac{-7 + \sqrt{53}}{2\tau^2};$$

$$\omega_{ep} = \frac{\sqrt{\sqrt{53} - 7}}{\sqrt{2}\tau}.$$

Далее необходимо рассчитать ФНЧ. Зададимся емкостью конденсаторов 15 нФ. Зададим полосу пропускания фильтра в районе 2 кГц.

Рассчитаем сопротивление резисторов:

Из выражения (30) справедливо:

$$R = \frac{\sqrt{\sqrt{53} - 7}}{\sqrt{2} \cdot \omega_{ep} \cdot C} = \frac{\sqrt{\sqrt{53} - 7}}{\sqrt{2} \cdot 2 \cdot f_{ep} \cdot \pi \cdot C} \rightarrow;$$

$$\rightarrow \frac{\sqrt{\sqrt{53} - 7}}{\sqrt{2} \cdot 2 \cdot 2000 \cdot 3,14 \cdot 15 \cdot 10^{-9}} 1986,40 \text{ Ом}. \quad (31)$$

Из ряда E24 выбираем $R_{2,7,8} = 2 \text{ кОм} \pm 5\%$

Перерасчет граничной частоты:

$$\omega_{ep} = \frac{\sqrt{\sqrt{53} - 7}}{\sqrt{2} \cdot 2 \cdot 10^3 \cdot 15 \cdot 10^{-9}} = 12474; \quad (32)$$

$$f_{ep} = \frac{\omega_{ep}}{2 \cdot \pi} = 1986 \text{ Гц}.$$

Из выражения (32) видно, что граничная частота составляет 1986 Гц.

Проверим расчеты в программе Multisim. На рисунке 20 изображена схема ФНЧ в Multisim.

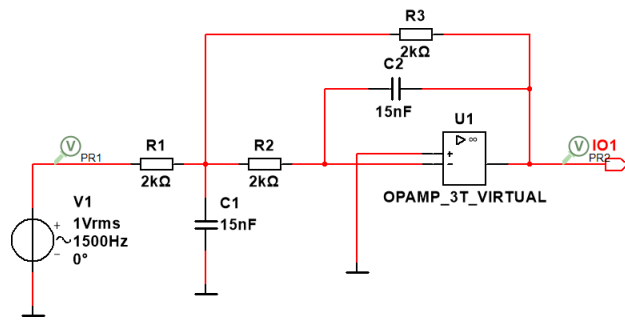


Рисунок 20 – Схема ФНЧ

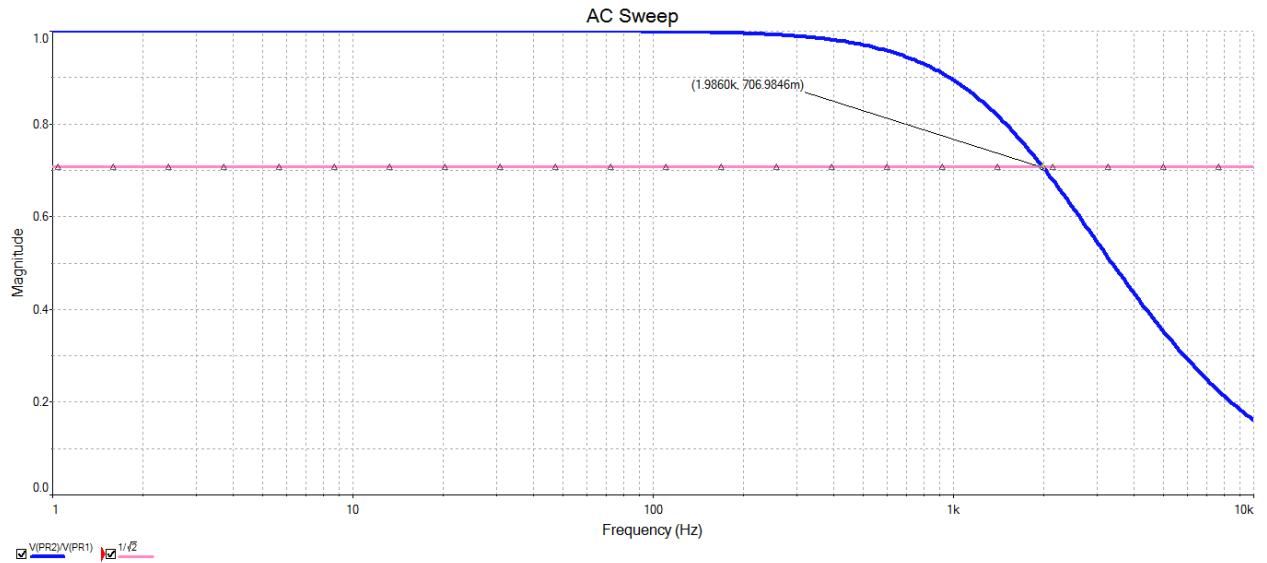


Рисунок 21 – АЧХ, полученная в Multisim

Из рисунка 21 видно, что приведенные расчеты выше верны.

2.3.4 Расчет выпрямителя

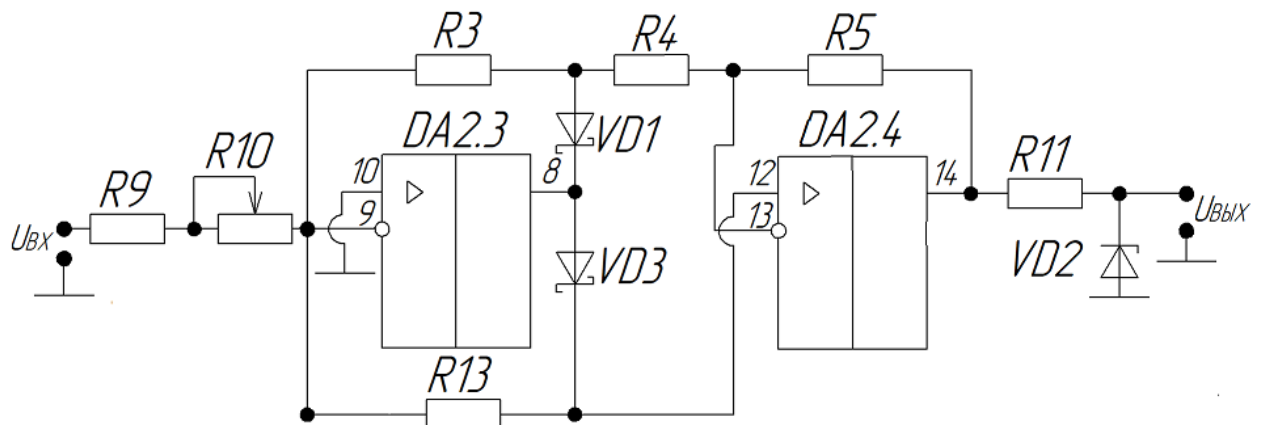


Рисунок 22 - Выпрямитель на ОУ

Выпрямитель необходим для усиления сигнала в нужном диапазоне, а также необходимо выпрямить сигнал. Такое техническое решение обосновывается тем, что АПЦ на микроконтроллере способно принимать сигнал в диапазоне от 0 до 3,3 В [24]. Регулировка коэффициента усиления осуществляется за счет переменного резистора. Рассмотрим работу схемы на положительном сигнале. Схема замещения для данного процесса изображена на рисунке 23.

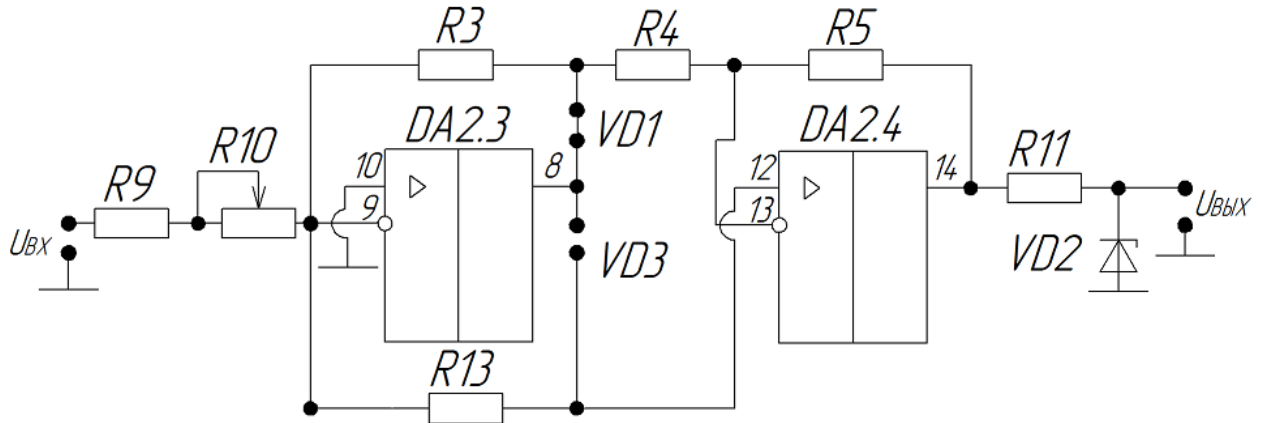


Рисунок 23 – Схема замещения при положительном сигнале

Так как операционный усилитель $DA2.3$ работает как инвертирующий усилитель, то при положительном входном напряжении, напряжение на выходе будет отрицательным, то есть диод $VD1$ проводит, а диод $VD3$ закрыт.

Коэффициент усиления идеального выпрямителя при положительном входном напряжении представляет собой произведение двух коэффициентов усиления $K_{DA2.3}$ и $K_{DA2.4}$, так как при положительном входном напряжении оба операционных усилителя работают, как инвертирующие усилители, то их коэффициенты усиления определяются по формулам:

$$K_{DA2.3} = -\frac{R_3}{R_9 + R_{10}}, \quad (33)$$

$$K_{DA2.4} = -\frac{R_5}{R_4}. \quad (34)$$

Общий коэффициент усиления идеального выпрямителя при положительном входном напряжении определяется по формуле:

$$K_U = K_{DA2.3} \cdot K_{DA2.4}. \quad (35)$$

Следовательно, конечное выражение для определения общего коэффициента усиления при положительном входном напряжении примет следующий вид:

$$K_U = \frac{R_3 \cdot R_5}{(R_9 + R_{10}) \cdot R_4}. \quad (36)$$

Так как $DA2.3$ инвертирующий усилитель, то при отрицательном входном напряжении, напряжение на выходе будет положительным, то есть диод $VD1$

закрыт, а диод $VD3$ открыт. Схема замещения для данного процесса изображена на рисунке 24.

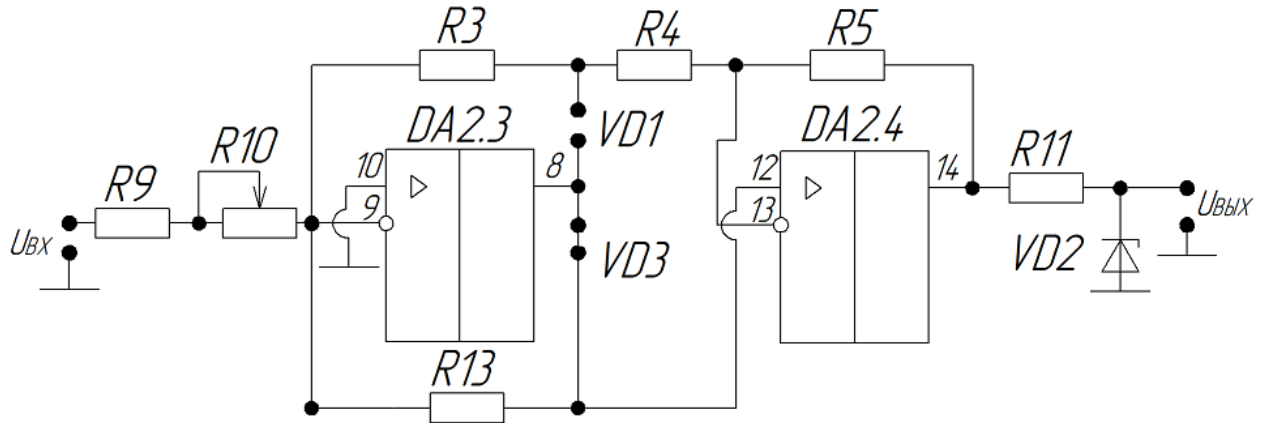


Рисунок 24 – Схема замещения для отрицательного сигнала

Коэффициент усиление инвертирующего усилителя построенного на $DA1$ определяется по формуле:

$$K_{DA2.3} = -\frac{R_{OC}}{R_9 + R_{10}}. \quad (37)$$

Сопротивление обратной связи $DA2.3$ определяется по формуле:

$$R_{OC} = (R_3 + R_4) \parallel R_{13} = \frac{(R_3 + R_4) \cdot R_{13}}{R_3 + R_4 + R_{13}}. \quad (38)$$

Тогда формула для коэффициента усиления $DA1$ примет вид:

$$K_{DA2.3} = \frac{R_{OC}}{R_9 + R_{10}} = \frac{\frac{(R_3 + R_4) \cdot R_{13}}{R_3 + R_4 + R_{13}}}{R_9 + R_{10}} = \frac{(R_3 + R_4) \cdot R_{13}}{(R_3 + R_4 + R_{13}) \cdot (R_9 + R_{10})}. \quad (39)$$

Коэффициент усиления $DA2$ будет определяться по формуле:

$$K_{DA2.4} = 1 + \frac{R_5}{R_3 + R_4}. \quad (40)$$

Общий коэффициент усиления идеального выпрямителя при отрицательном входном напряжении определяется по формуле:

$$K_U = K_{DA2.3} \cdot K_{DA2.4}. \quad (41)$$

Следовательно, конечное выражение для определения общего коэффициента усиления при отрицательном входном напряжении примет следующий вид:

$$K_U = \frac{(R_3 + R_4) \cdot R_{13}}{(R_3 + R_4 + R_{13}) \cdot (R_9 + R_{10})} \cdot \left(1 + \frac{R_5}{R_3 + R_4}\right). \quad (42)$$

Зададим сопротивления резисторов $R3=R13=R4=R5=100$ кОм.

Рассчитаем R_9 и R_{10} для обеспечения динамического изменения коэффициента усиления. Зададим минимальный и максимальный коэффициент усиления для выпрямителя, соответственно минимальный будет равен единице, а максимальный девянность.

Тогда сопротивление резисторов $R_9, 10$:

$$(R_9 + R_{10}) = \frac{R_3 \cdot R_5}{K_{\min} \cdot R_4} = \frac{100 \text{ кОм} \cdot 100 \text{ кОм}}{1 \cdot 100 \text{ кОм}} = 100 \text{ кОм}; \quad (43)$$

$$(R_9 + R_{10}) = \frac{R_3 \cdot R_5}{K_{\max} \cdot R_4} = \frac{100 \text{ кОм} \cdot 100 \text{ кОм}}{90 \cdot 100 \text{ кОм}} = 1,1 \text{ кОм}.$$

Исходя из выражения (43) выбираем $R_9=1,1\text{кОм}$, а $R_{10}=100\text{кОм}$.

К выходу выпрямителя подключается стабилитрон. Такое техническое решение необходимо для ограничения выходного напряжения, так как выход выпрямителя будет подключаться к АЦП микроконтроллера. Согласно технической документации на STM32F407VGT6 вывод микроконтроллера может принимать от 0 до 3,3 В. Поскольку напряжение питания электромиографа 5 В, то напряжение насыщения ОУ может составлять порядка от 4 до 4,5 В, что больше допустимого, поэтому необходимо установить стабилитрон с напряжением стабилизации 3,3 В. В качестве такого диода выбираем BZV55-C3V3, у которого диапазон стабилизации напряжения составляет от 2,4 до 70 В, а номинальный ток стабилизации 5 мА. Для обеспечения данного тока необходимо установить токоограничивающий резистор R_{11} [26]. Из закона Ома вычислим резистор R_{11} :

$$R_{11} = \frac{U_{cm}}{I_{cm}} = \frac{4}{5 \cdot 10^{-3}} = 800 \text{ Ом}. \quad (44)$$

Согласно ряду E24 резистора на 800 Ом нет, тогда выбираем на 820 Ом [27].

Из рисунка 22 видно, что в выпрямителе используются диоды Шоттки. В отличие от выпрямительных диодов, диоды Шоттки более быстродействующие. Такой параметр позволит нейтрализовать возникновение артефактов на высоких частотах. Для выпрямителя были выбраны диоды SS16 [28].

2.3.5 Принцип работы синфазноподавляющего контура

Как было отмечено ранее, одно из требований к миографам это наличие контура для подавления синфазной помехи. На рисунке 25 представлен контур для подавления синфазной помехи.

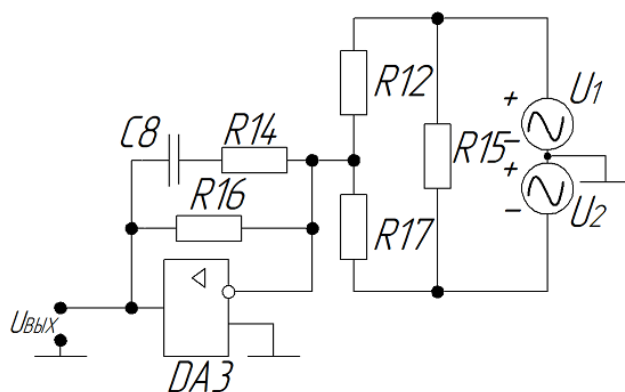
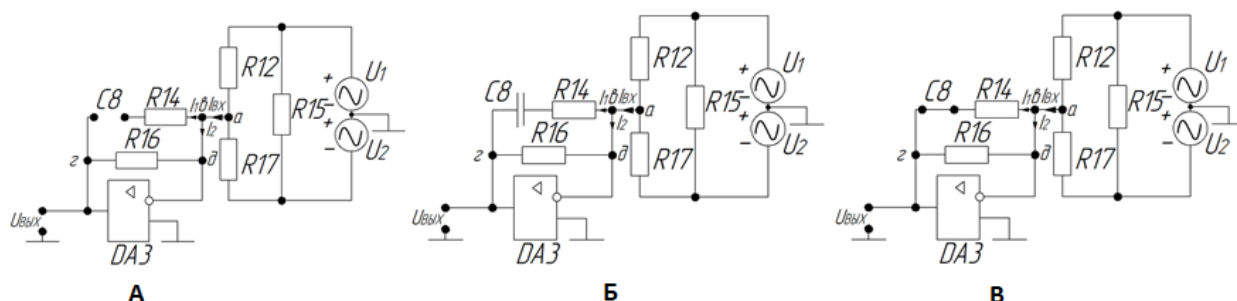


Рисунок 25 – Контур для подавления синфазной помехи

Данная схема не является теоретической новинкой и взята из технической документации на AD620 [19]. Источники U_1 и U_2 имитируют наводку сетевой помехи. Резистор R_{15} был рассчитан в пункте 2.3.1. Резисторы R_{12} , R_{14} , R_{16} , R_{17} являются типовыми и выбираются из технической документации на AD620. Принцип работы заключается в следующем: с выхода инструментального усилителя поступает не отфильтрованный сигнал. Такой сигнал помимо полезной составляющей имеет сетевую наводку и синфазную помеху. ОУ (DA3) инвертирует сигнал и через референтный электрод обратно наводит на человека, тем самым компенсирует и ликвидирует паразитную составляющую полезного сигнала. Рассмотрим работу контура на различных частотах (рис.26).



А – схема замещения на нижних частотах; Б – схема замещения на средних частотах; В – схема замещения на верхних частотах;

Рисунок 26 – Работа контура на различных частотах

Резисторы R_{12} и R_{17} образуют делитель. На нижних частотах конденсатор C_8 представляет из себя разрыв, тогда весь ток пройдет в ветке гд. Тогда схема включения ОУ7 масштабный инвертирующий ОУ с коэффициентом усиления 83. На верхних частотах конденсатор C_8 представляет из себя короткую, тогда весь ток пройдет через ветку вг. Схема включения ОУ7 масштабный инвертирующий усилитель, но коэффициент усиления стремится к единице. На средних частотах схема представляет из себя интегратор. Включение конденсатора C_8 и резистора R_{14} образует пассивный ФНЧ, что позволяет регулировать полосу пропускания контура.

2.3.6 Расчет линейного стабилизатора

Напряжение питания всей цепи составляет 5 В. Однако есть элементы в цепи, для которых такое напряжение выходит за допустимый диапазон питания этих элементов. Одним из таких элементов является микроконтроллер, для STM32F407VGT6 диапазон напряжения питания составляет от 1,8 В до 3,3 В [24]. Поэтому необходимо преобразовать из 5 В в 3,3 В. Для этого необходимо использовать линейный стабилизатор напряжения. В качестве линейного стабилизатора выбираем LM317. Данная микросхема позволяет принимать до 40 В входного напряжения, при этом на выходе обеспечивать от 1,2 до 37 В [29]. Схема включения линейного стабилизатора представлена на рисунке 27.

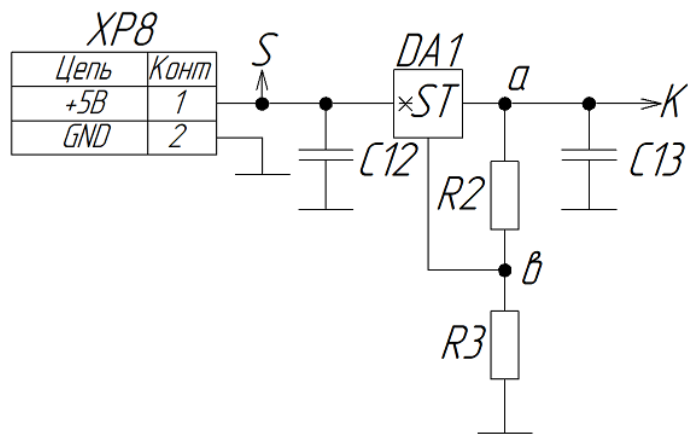


Рисунок 27 – Схема включения LM317

Параметры для расчета схемы: входное напряжение 5 В, выходное напряжение 3,3 В, сопротивление R2 240 Ом. Чтобы обеспечить выходное напряжение в 3,3 В необходимо рассчитать сопротивление резистора R3 по формуле 45:

$$U_{\text{вых}} = U_{\text{ав}} \cdot \left(1 + \frac{R_3}{R_2} \right). \quad (45)$$

где: $U_{\text{ав}} = 1,25 \text{ В}$ [29].

Расчет резистора R3:

$$3,3 = 1,25 \cdot \left(1 + \frac{R_3}{240} \right) \rightarrow \div 1,25; \quad (46)$$

$$2,64 = 1 + \frac{R_3}{240} \rightarrow \times 240;$$

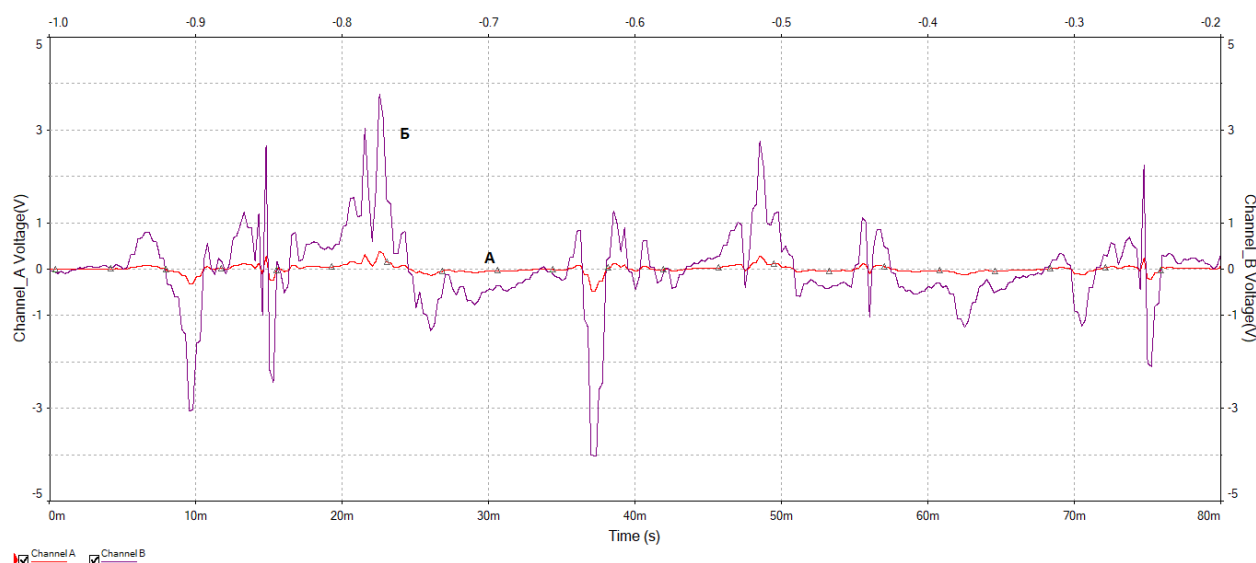
$$633,6 = 240 + R_3 \rightarrow R_3 = 393,3 \text{ Ом}.$$

Согласно ряду E24 резистора на 393 Ом нет, тогда выбираем на 390 Ом [27].

2.4 Моделирование электромиографа в программе Multisim

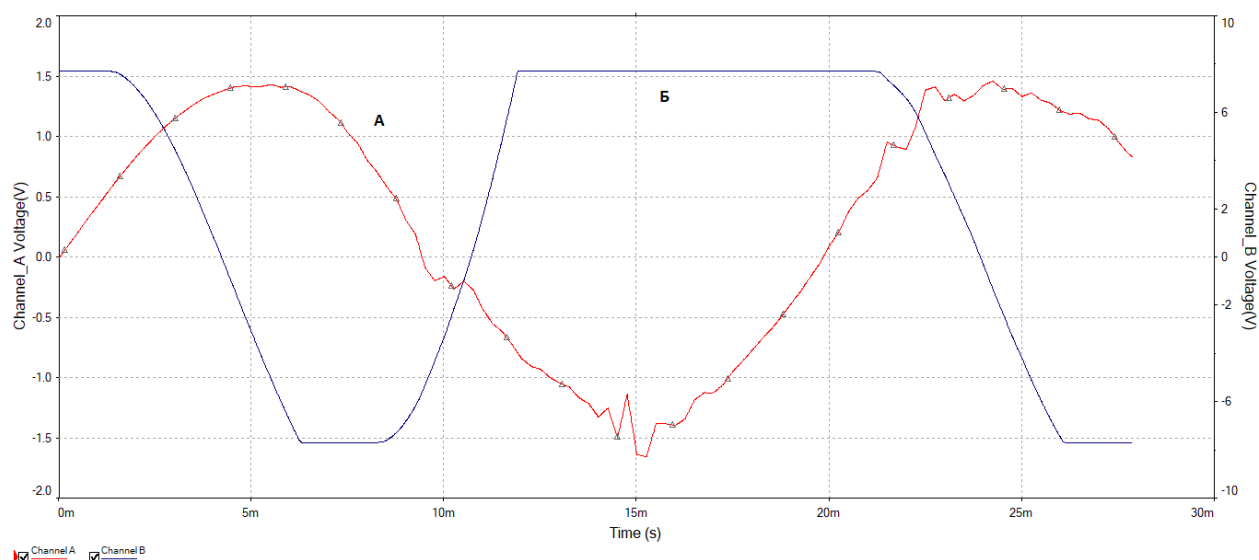
Для проверки работоспособности схемы была выбрана программа Multisim. Данная программа обладает большой компонентной базой, может производить различные типы анализов, позволяет загружать собственные формы сигналов. Используя базу данных physio.net, удалось получить оцифрованную миограмму с миопатией. Миопатия – это заболевание, приводящее к снижению силы пораженных мышц и ограничению двигательной активности [30].

Методика проверки схемы заключается в следующем: на входы инструментального усилителя (DA1) AD620 с генератора подается сигнал, содержащий оцифрованный сигнал с миопатией. К генератору с оцифрованным сигналом последовательно подключается генератор с гармоническим сигналом, который имеет амплитудные и частотные параметры, напоминающие сетевую помеху. Нужно получить осциллограммы входного и выходного напряжения на DA1, а также выходного напряжения на выходе DA3. Операционный усилитель DA3 образует контур для подавления синфазной помехи. Далее необходимо получить осциллограммы на фильтрах и на выходе выпрямителя. В приложении Г приведена схема электромиографа.



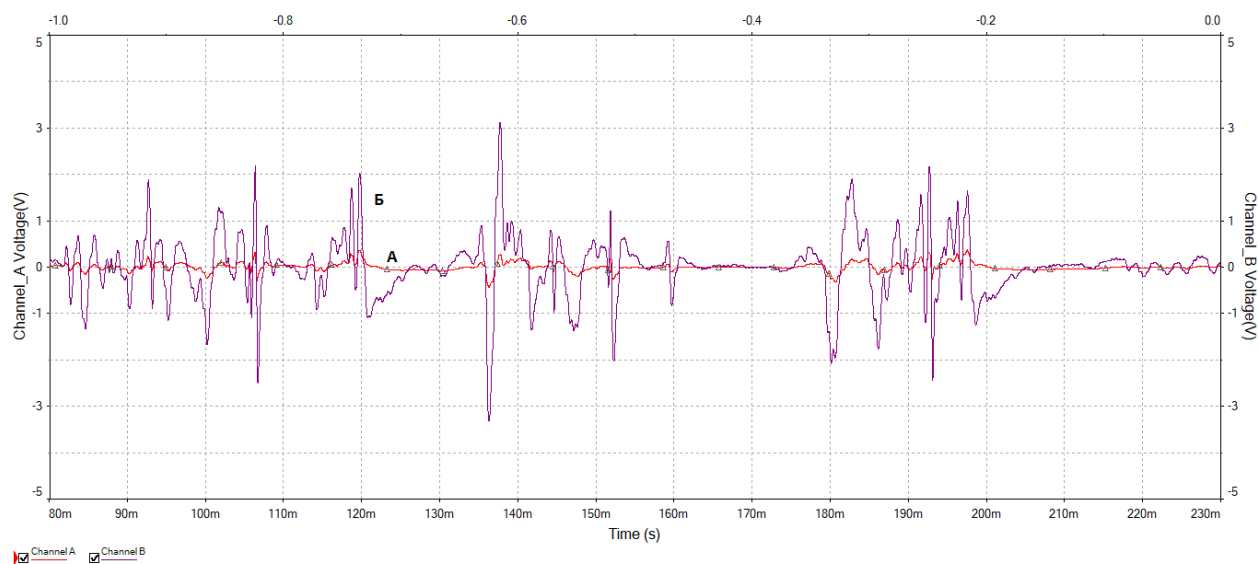
А-входное напряжение; Б-усиленное выходное напряжение;

Рисунок 28 – Осциллограммы входного и выходного напряжения с AD620

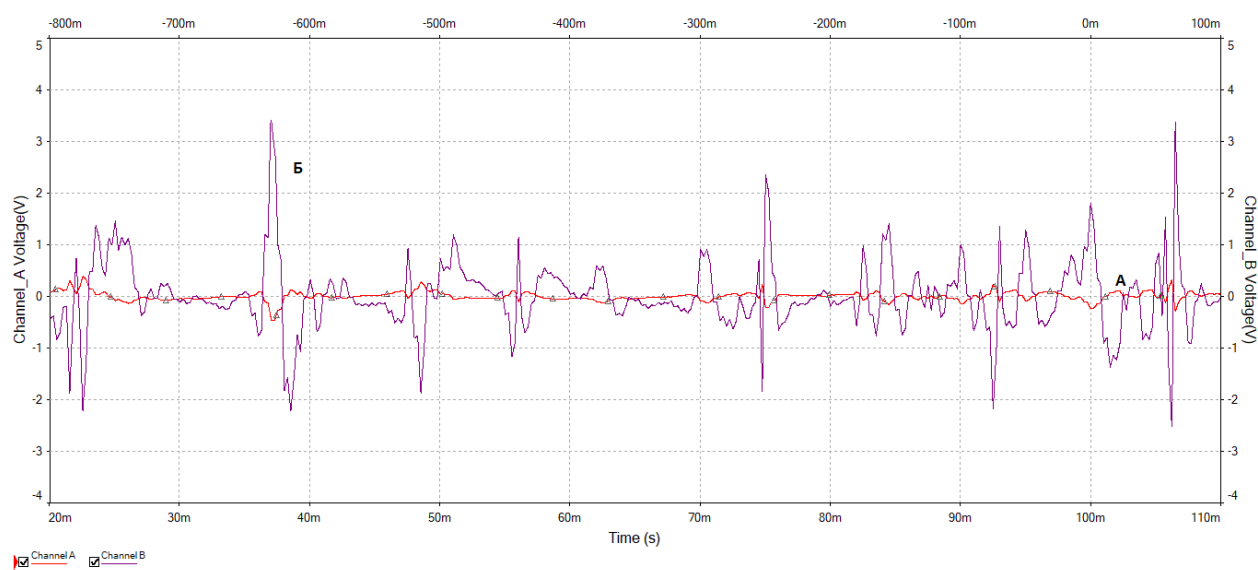


А-входное напряжение; Б-выходное напряжение;
Рисунок 29 – Осциллограммы входного и выходного напряжения с
OP07CD

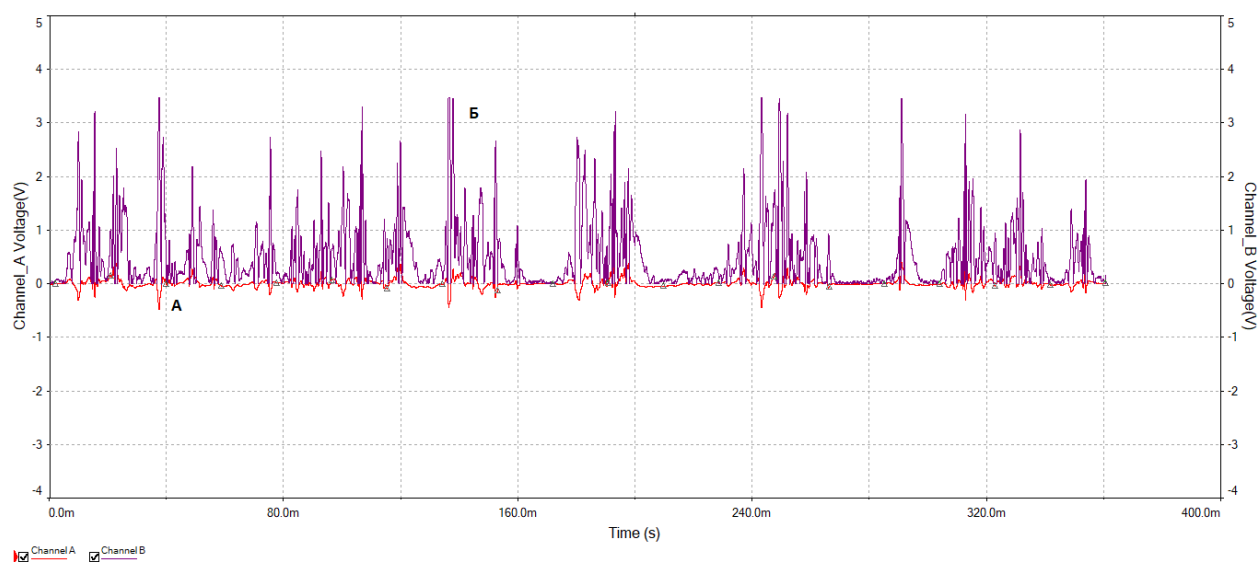
Из рисунка 28 видно, что на вход инструментального усилителя приходит биопотенциал, а на выходе усиленный биопотенциал в 10 раз. Еще раз отметим, что выбор такого коэффициента усиления определяется тем, что больший коэффициент усиления будет также и усиливать сетевую помеху, увеличение амплитуды сетевой помехи повлечет возрастание зоны ее распространения, а также большой коэффициент усиления приведет к увеличению синфазной помехи, что приведет к дополнительной нагрузке OP07CD. Поэтому инструментальный усилитель выполняет роль предусилителя, а когда сигнал пройдет блок фильтрации, то уже полезный сигнал будет усилен в нужном диапазоне. Из рисунка 29 видно, что контур для подавления синфазной помехи работает. Операционный усилитель OP07CD будет выставлять на выходе такую форму и амплитуду сигнала, чтобы через референтный электрод нейтрализовать синфазную помеху.



А-входное напряжение; Б-выходное напряжение;
Рисунок 30 – Входное напряжение с АД620 и выходное напряжение с
ФВЧ



А – входное напряжение; Б – выходное напряжение;
Рисунок 31 – Входное напряжение с АД620 и выходное напряжение с
ФНЧ



А – входное напряжение; Б – выходное напряжение;
Рисунок 32 – Входное напряжение с AD620 и выходное напряжение с
выпрямителя

Из рисунка 30 и 31 видно, что блок фильтрации выполняет свои функции.
Из рисунка 32 видно, что выпрямитель также работает корректно.

3 Разработка программной части системы управления

Данная часть посвящена написанию программного кода для оцифровки сигнала с помощью каналов АЦП, а также программный код необходим для управления шаговыми двигателями. Для реализации кода была выбрана программная среда STM32CubeIDE. Содержание кода представлено в приложении Д. Расшифровка значений переменных в коде:

Adc_Buffer1 – хранит значение АЦП;

Adc_Trigger – переменная, определяющая пороговое значение срабатывания исполнительного устройства;

Status – переменная, содержащая положение кисти;

Hand open – макрос, отвечающий за открытую руку;

Hand close – макрос, отвечающий за закрытую руку.

Также в рамках данной части были разработаны алгоритмы запуска движения руки (рис.34) и алгоритм изменения состояния руки (рис.33).

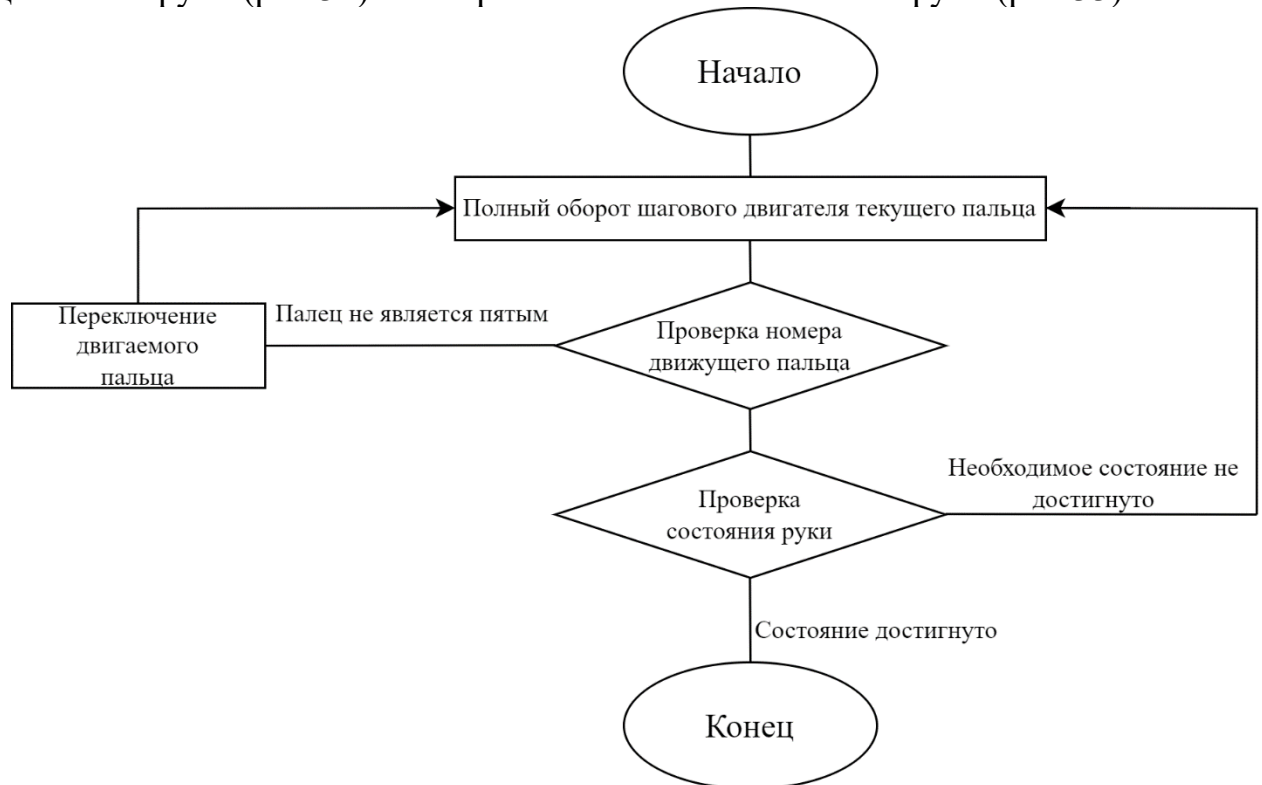


Рисунок 33 – Алгоритм изменения состояния руки

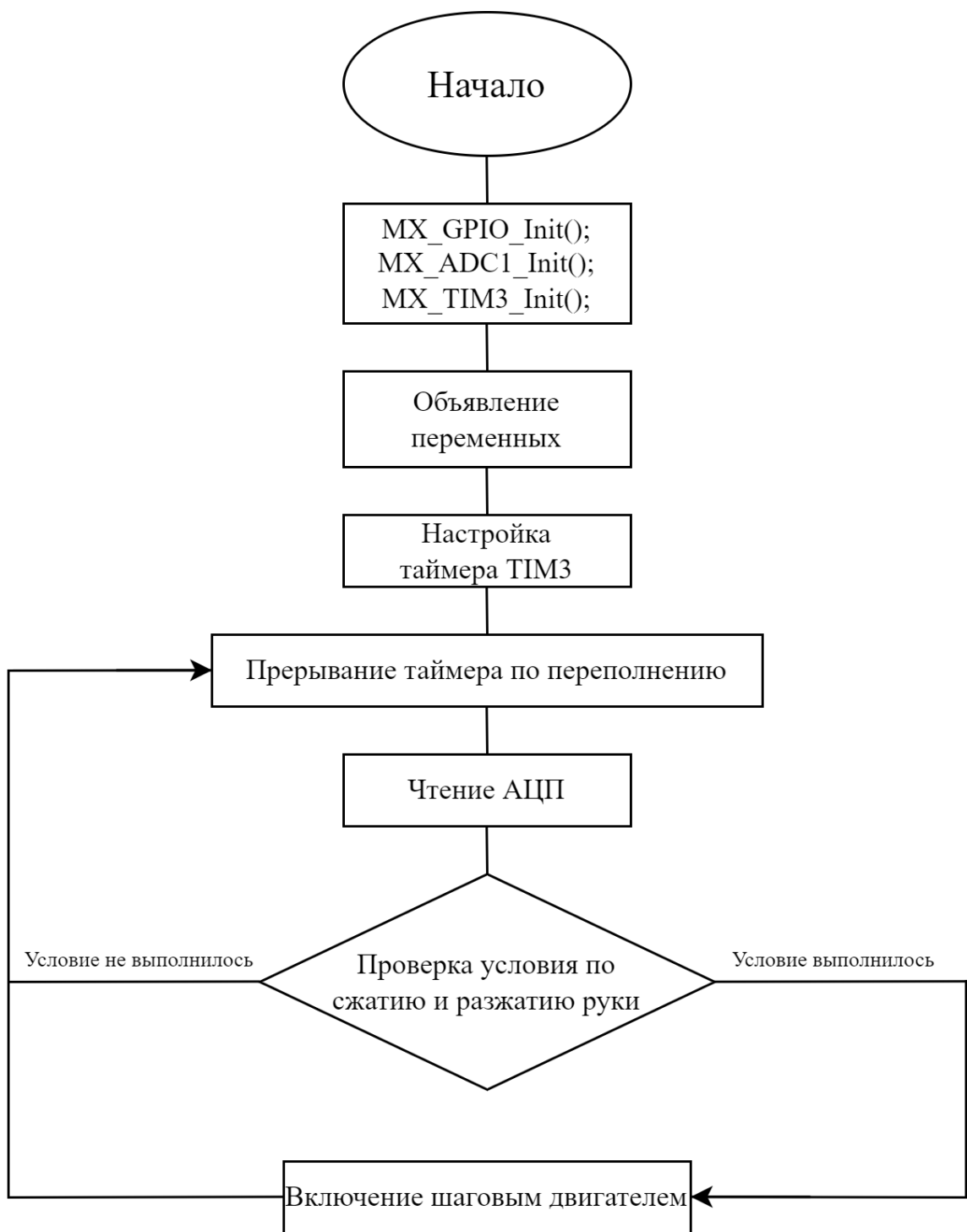
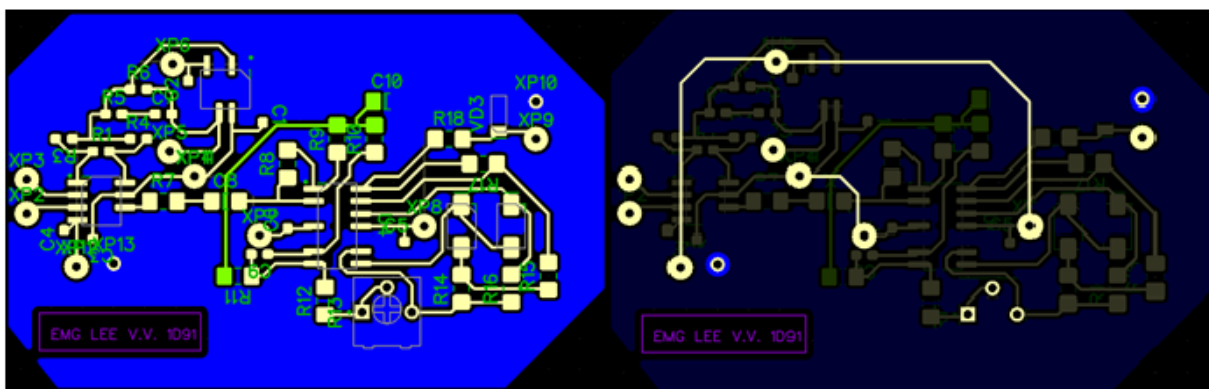


Рисунок 34 – Алгоритм запуска движения руки

4 Проектирование печатного узла

4.1 Трассировка и изготовление печатной платы

После моделирования схемы электромиографа в Multisim и разработки кода для оцифровки сигнала и управления исполнительным устройством далее необходимо реализовать устройство в реальной жизни. Было принято решение спроектировать печатную плату (далее ПП) и изготовить ее лазерно-утюжной технологией (далее ЛУТ). ПП разработана в программе DipTraice. Данная среда имеет большое количество библиотек для разводки ПП, а также обладает возможностью для синтеза собственных электронных компонентов. Имеет интуитивный интерфейс. На рисунке 35 изображена ПП спроектированная в DipTraice.



Вид слева – верхний слой; вид справа – нижний слой;
Рисунок 35 – Схема трассировки

Как видно из рисунка 35, плата для электромиографа является 2-х сторонней. На верхней стороне платы располагаются микросхемы и другие компоненты, которые были выбраны в предыдущей части. Нижний слой представляет из себя дорожки по питанию. Так же из данного рисунка видно, что на ПП присутствует полигон. Такое техническое решение обеспечивает экранирование ПП и соответственно препятствует наведению различных помех.

Процесс ЛУТа заключается в следующем: с помощью принтера распечатываем слои ПП на глянцевой бумаге, при этом верхний слой необходимо отзеркалить. Далее подбирается нужный размер стеклотекстолита обрабатывается наждачной бумагой и водным раствором аммиака, что позволяет удалить оксид меди с поверхности стеклотекстолита. После чего бумага закрепляется на поверхности стеклотекстолита при помощи утюга рисунок схемы переносится на поверхность стеклотекстолита. Следующим шагом необходимо дать остыть плате и переместить ее в емкость с водой. После чего можно удалить слой бумаги со стеклотекстолита. Далее стеклотекстолит

помещают в емкость с хлорным железом и в зависимости от скорости реакции проверяют процесс травли ПП. На рисунке 36 изображен процесс изготовления ПП.

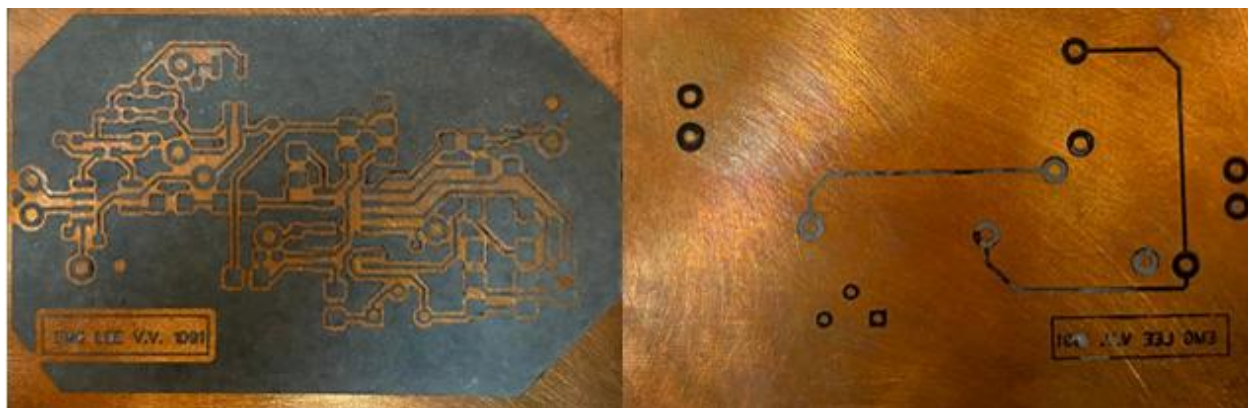


Рисунок 36 – Процесс переноса рисунка на стеклотекстолит

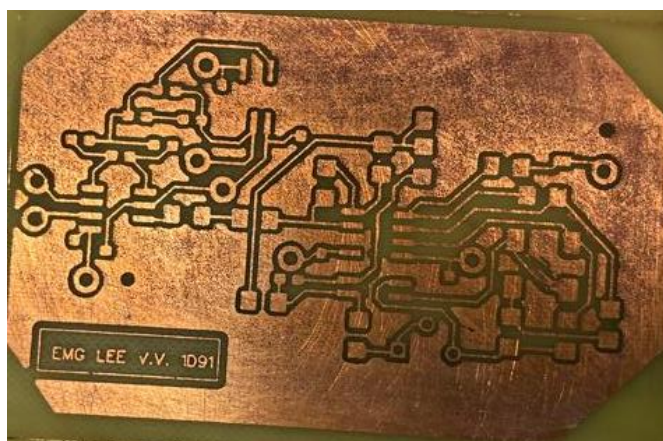


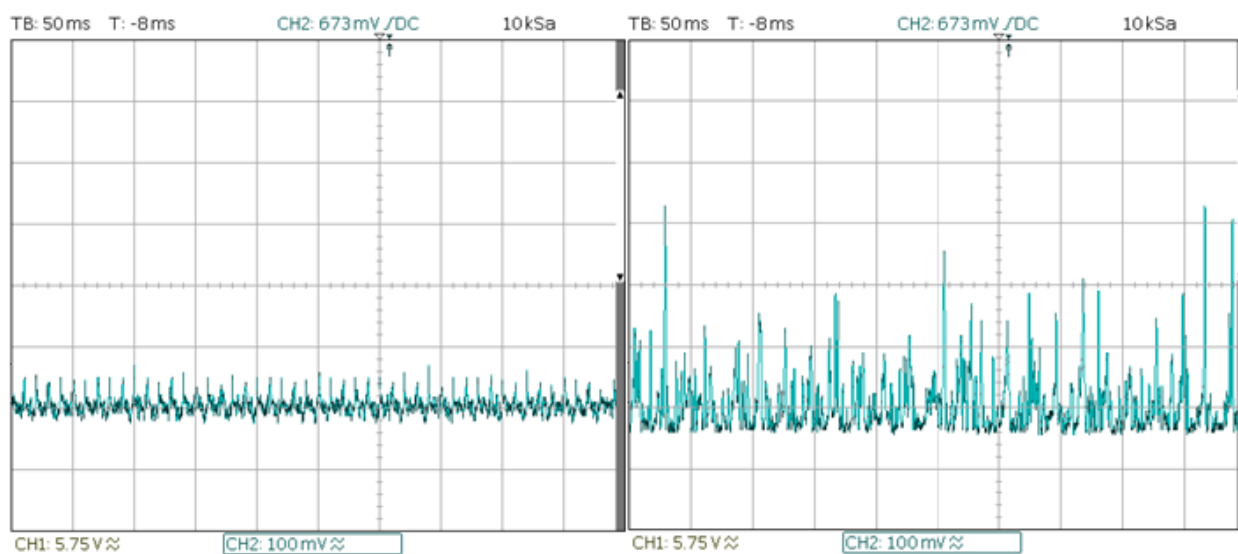
Рисунок 37 – Плата после травления

4.2 Проверка работоспособности электромиографа



Рисунок 38 – Наложение электродов

С электродов регистрируется суммарная активность мышц верхней конечности. В ПП предусмотрены разъемы под PLS для возможности снятия осциллограмм. На рисунке 39 приведены осциллограммы при сжатии и разжатию руки.



Вид слева – кисть разжата; Вид справа – рука сжата;
Рисунок 39 – Осциллограммы при различных манипуляциях рукой

Из рисунка 39 видно, что электромиограф функционирует стабильно, согласно проделанным расчетам.

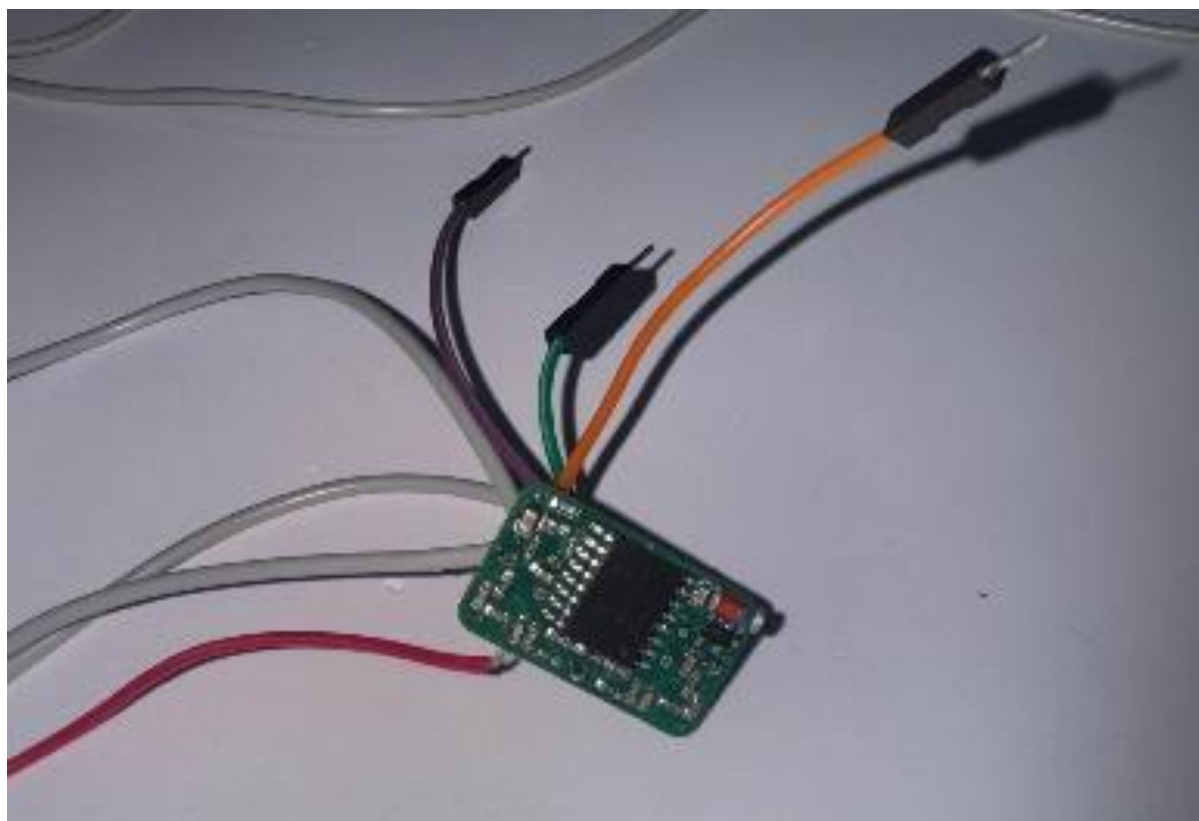


Рисунок 40 – Готовая плата подключенная к электродам

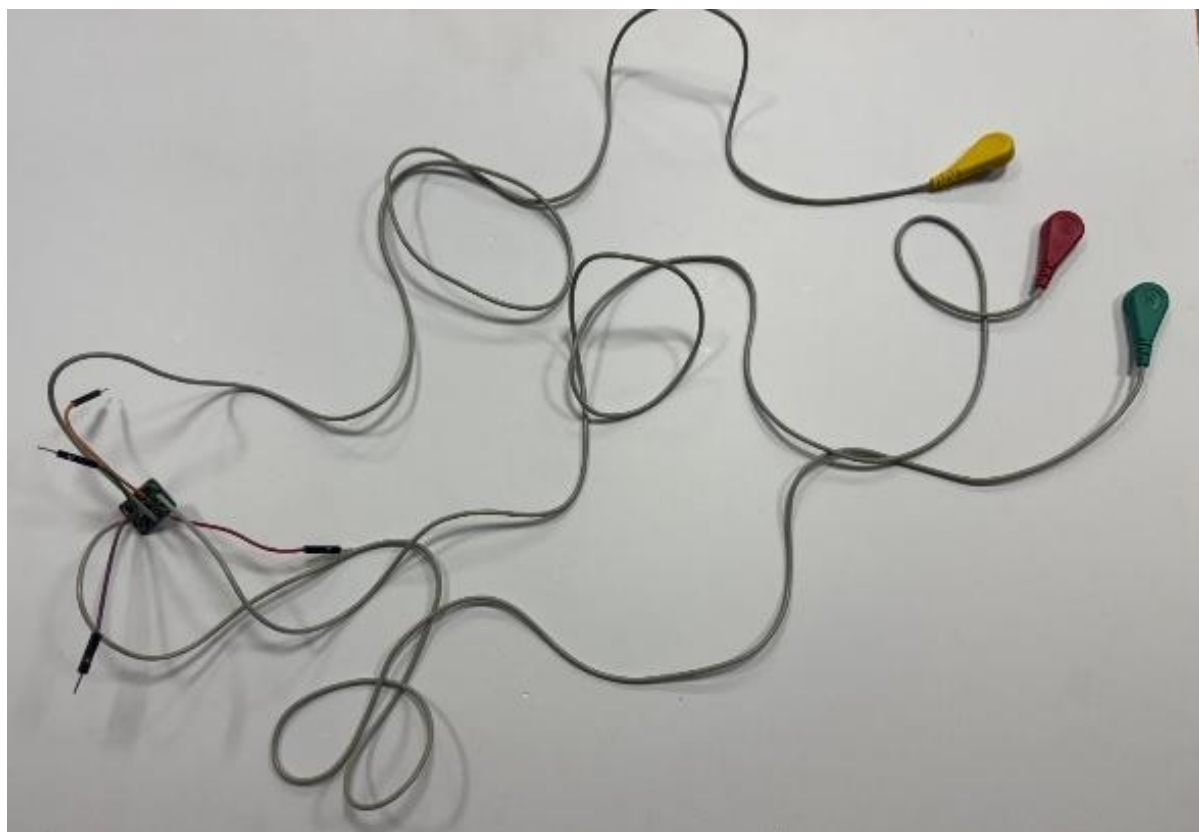


Рисунок 41 – Общий вид датчика ЭМГ

Заключение

В рамках данной выпускной квалификационной работы была проведена всесторонняя разработка системы управления бионическим протезом руки на основе анализа электромиографической активности мышц предплечья. В ходе исследования были выполнены:

- обзор анатомических особенностей верхних конечностей и методов регистрации ЭМГ-сигналов;
- выбор архитектуры и построение функциональной схемы электромиографа;
- расчет и моделирование основных электронных узлов: предусилителя, фильтров, выпрямителя, стабилизатора;
- разработка программной части для микроконтроллера STM32F407 с возможностью оцифровки ЭМГ-сигнала и управления шаговыми двигателями;
- проектирование и изготовление двухсторонней печатной платы с последующей сборкой и тестированием устройства.

Проведенные испытания подтвердили работоспособность системы и возможность управления исполнительными элементами на основе мышечной активности. Результаты моделирования и практических тестов соответствуют расчетным данным, что свидетельствует о корректности выбранных решений и методик. Практическая значимость проекта заключается в его применимости для создания доступных бионических протезов с высоким уровнем адаптации к индивидуальным потребностям пользователя.

Список литературы

1. Инвалидность // Всемирная организация здравоохранения URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health> (дата обращения: 15.01.2025).
2. Изменения в системе предоставления спецсоцслужб позволят повысить их доступность – министр труда и социальной защиты // Официальный информационный ресурс Премьер-министра Республики Казахстан URL: <https://primeminister.kz/ru/news/reviews/izmeneniya-v-sisteme-predostavleniya-spetsotsuslug-pozvoljat-povysit-ikh-dostupnost-ministr-truda-i-sotsialnoy-zashchity-28731> (дата обращения: 16.01.2025).
3. Кости верхних конечностей. Соединения костей конечностей. // Toraighyrov University URL: <https://textbook.tou.edu.kz/books/053/5.html> (дата обращения: 18.01.2025).
4. Мышцы верхних конечностей // Пластическая анатомия URL: https://ggkdikg.by/files/posobija/plasticheseskaja_anatomija/razdyel_2_plasticheseskaja_anatomija_myshts_tyela_chyelovyeka/myshtsy_vyerkhnikh_konyechnostyej.html (дата обращения: 20.01.2025).
5. bebionic EQD // Ottobock URL: <https://www.ottobock.com/ru-ex/product/8E70-61081> (дата обращения: 21.01.2025).
6. MANIfesto hand // Кибер Моторика URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/manifesto-hand> (дата обращения: 22.01.2025).
7. Vincent Evolution 4 // endolite URL: <https://endolite.ru/prosthetics/protezy-verhnih-konechnostej/protezy-kisti/vincent-evolution-4/> (дата обращения: 24.01.2025).
8. Электромиография // Доктор URL: <https://www.kp.ru/doctor/diagnostika/elektromiografiya/> (дата обращения: 01.02.2025).
9. Методика электромиографии (ЭМГ). Электромиограмма в норме // МедУнивер URL: <https://meduniver.com/Medical/Neurology/elektromiografia.html> (дата обращения: 01.02.2025).
10. Лисаневич М. С., Рахматллина Э. Р., Галимзянова Р. Ю., Мусин И. Н. Узлы и элементы биотехнических систем. - Казань: КНИТУ, 2018. - 88 с.
11. Баранов В.Н., Бочков М.С., Акмашев В.А Медицинская диагностическая техника. - Тюмень: ТюмГНГУ, 2013. - 144 с.
12. Активный протез предплечья CYBI Hand // СуперМоторика URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/cybi-hand> (дата обращения: 04.02.2025).
13. Протез предплечья ИНДИ // СуперМоторика URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/indy-hand#!/tab/439383103-1> (дата обращения: 05.02.2025).
14. Бионически протез предплечья Manifesto Hand // СуперМоторика URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/manifesto-hand#!/tab/439383545-1> (дата обращения: 05.02.2025).

15. Bebionic EQD // Ottobock URL: <https://www.ottobock.com/ru-ru/product/8E70> (дата обращения: 06.02.2025).
16. Бионические протезы рук // Bi-on URL: <http://www.bi-on.ru/produkciiya-i-uslugi/bionicheskie-protezy-ruk/> (дата обращения: 07.02.2025).
17. Иванюк Н.М., Каримов В.Р., Будко Р.Ю., Гронский П.В., Клейман С.Н. Способ и система управления интеллектуальной бионической конечностью // Федеральный институт промышленной собственности . – 2016
18. INA114AP, Прецизионный инструментальный усилитель // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/ina114ap> (дата обращения: 08.02.2025).
19. AD620ANZ, Инструментальный усилитель // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/ad620an> (дата обращения: 09.02.2025).
20. OP07CD, Прецизионный одноканальный операционный усилитель // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/op07cd> (дата обращения: 09.02.2025).
21. LM224DR, Четырехканальный операционный усилитель // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/lm224dr-umw> (дата обращения: 10.02.2025).
22. TL074CDT, Операционный усилитель счетверенный // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/tl074cdt> (дата обращения: 10.02.2025).
23. STM8S207RB // Microcontrollers & Microprocessors URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors.html> (дата обращения: 10.02.2025).
24. STM32F40xxx // Microcontrollers & Microprocessors URL: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/dm00037051.pdf> (дата обращения: 11.02.2025).
25. Шаговый двигатель 4-х фазный 28BYJ-48 5В // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/0/8004056920> (дата обращения: 11.02.2025).
26. BZV55C3V3, Стабилитрон 3.3В // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/bzv55c3v3-2> (дата обращения: 11.02.2025).
27. Ряд резисторов E24 // АС энергия URL: https://asenergi.com/pdf/rezistory/ryad_rezistorov_e24.pdf (дата обращения: 11.02.2025).
28. SS16, Диод Шоттки 1А 60В // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/ss16> (дата обращения: 12.02.2025).
29. LM317T, Стабилизатор напряжения регулируемый // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/lm317t> (дата обращения: 12.02.2025).
30. physio.net URL: <https://physionet.org/> (дата обращения: 12.02.2025).
31. Трудовой кодекс Российской Федерации / [Электронный ресурс] // ЭИОС ТПУ: [сайт]. – URL: https://stud.lms.tpu.ru/pluginfile.php/1245916/mod_resource/content/1/trudkod.pdf (дата обращения: 12.02.2025).
32. ГОСТ 12.0.003-2015 «ССБТ. Опасные и вредные факторы. Классификация» / [Электронный ресурс] // ЭИОС ТПУ: [сайт]. - URL: https://stud.lms.tpu.ru/pluginfile.php/1245927/mod_resource/content/1/ГОСТ%2012.0.003-2015_ОиВПФ.pdf (дата обращения: 13.02.2025).

33. Естественное и искусственное освещение / [Электронный ресурс] // ЭИОС ТПУ: [сайт]. - URL: <http://kodeks.lib.tpu.ru/docs/d?nd=456054197> (дата обращения: 13.02.2025).

34. Гигиенические нормативы и требования к обеспечению безопасности и (или) безвредности для человека факторов среды обитания // Кодекс : сайт. – URL: <http://kodeks.lib.tpu.ru/docs/d?nd=777712445> (дата обращения: 13.02.2025).

35. Электробезопасность / [Электронный ресурс] // Кодекс : [сайт]. - URL: <http://kodeks.lib.tpu.ru/docs/> (дата обращения: 14.02.2025).

36. Методы очистки промышленных сточных вод и их нормативы / [Электронный ресурс] // : [сайт]. - URL: <https://росяма.рф/problematika/stochnye-vody-promyshlennyh-predpriyatij.html> (дата обращения: 15.02.2025).

Приложение А

СКЕЛЕТ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

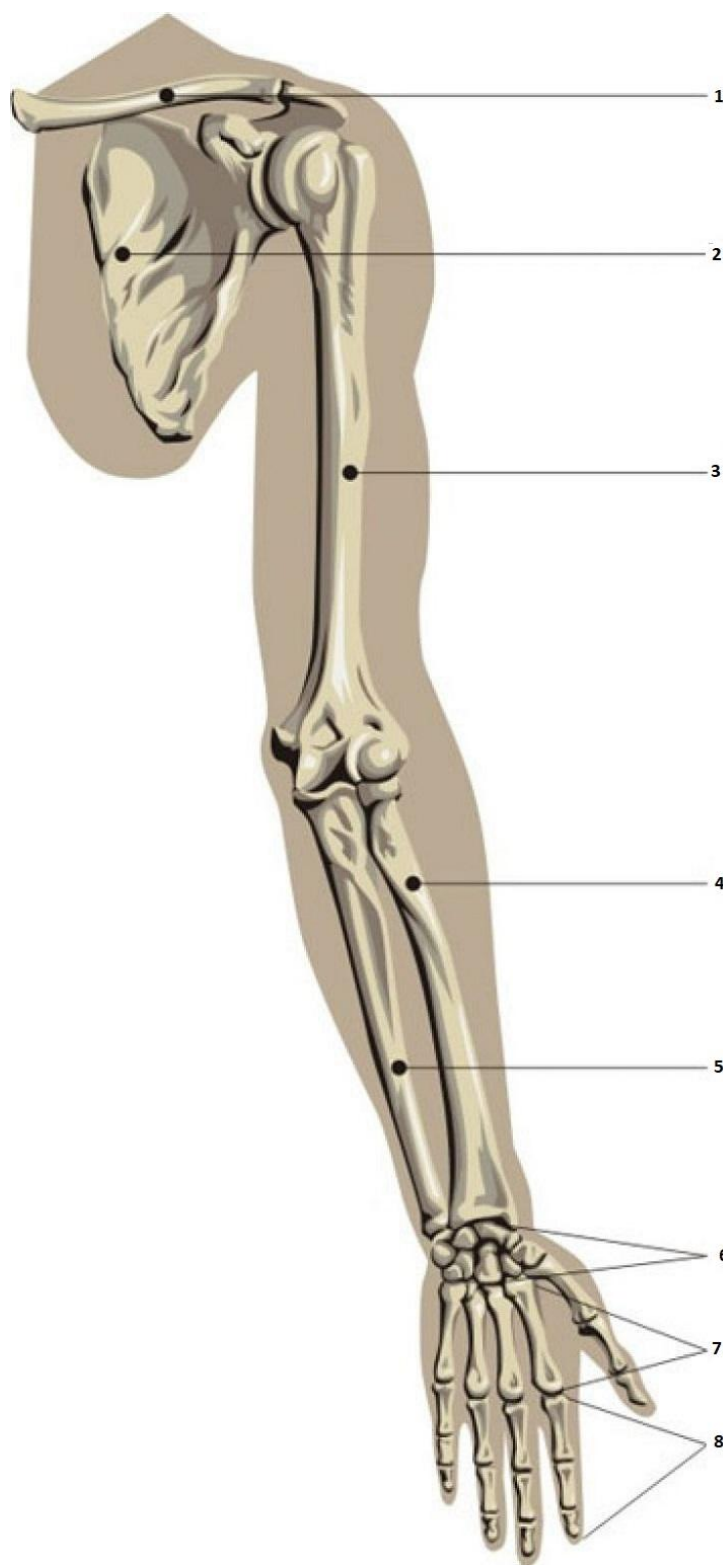


Рисунок А.1 – Скелет верхней конечности человека
(1 – ключица; 2 – лопатка; 3 – плечевая кость; 4 – лучевая кость; 5 – локтевая кость; 6 – лучезапястный сустав; 7 – пястная кость; 8 – кости пальцев)

Приложение Б

МЫШЦЫ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

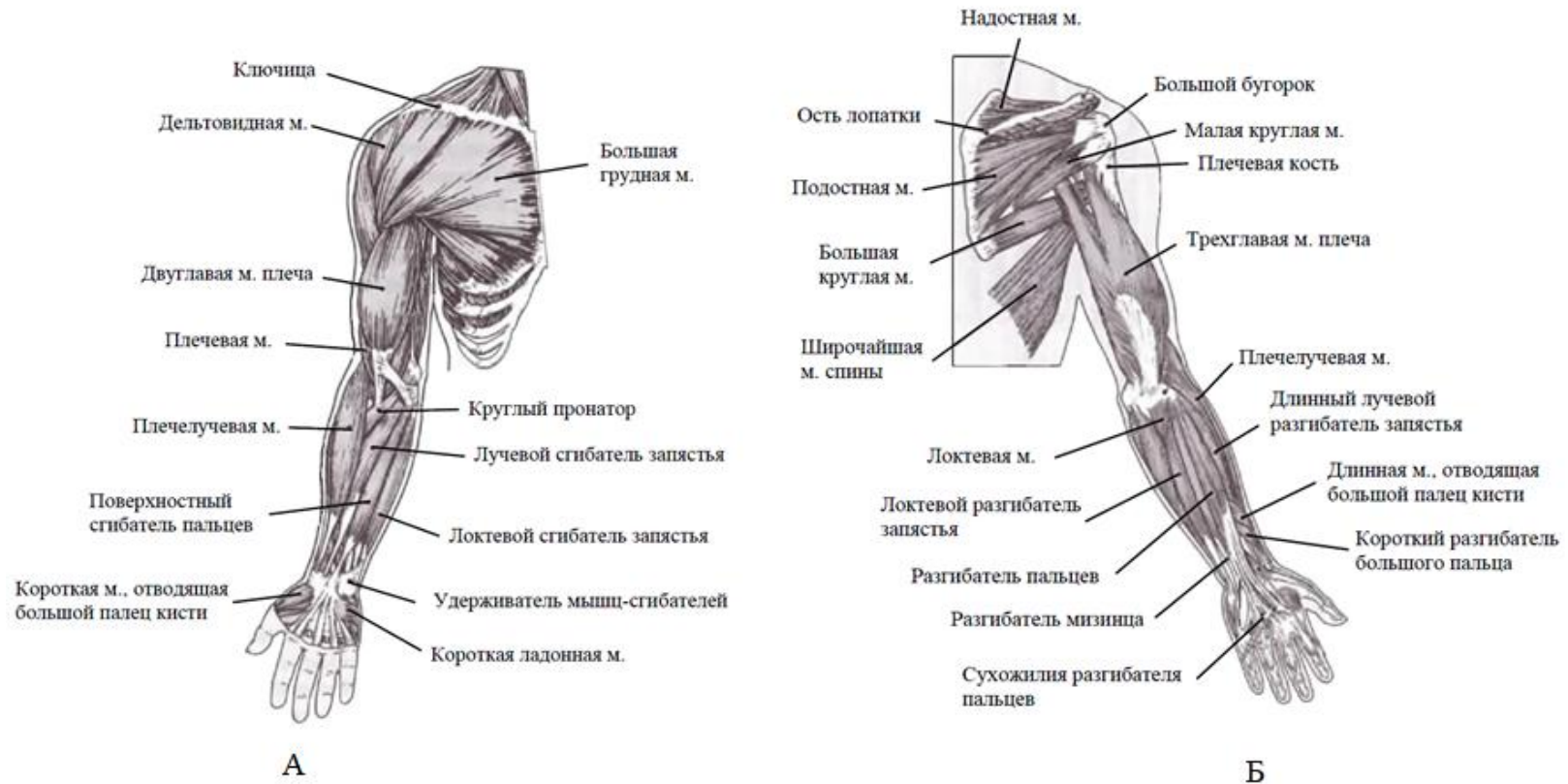


Рисунок Б.1 – Мышцы верхней конечности
(А – вид спереди; Б – вид сзади)

Приложение В

ИССЛЕДУЕМЫЕ МЫШЦЫ ПРЕДПЛЕЧЬЯ

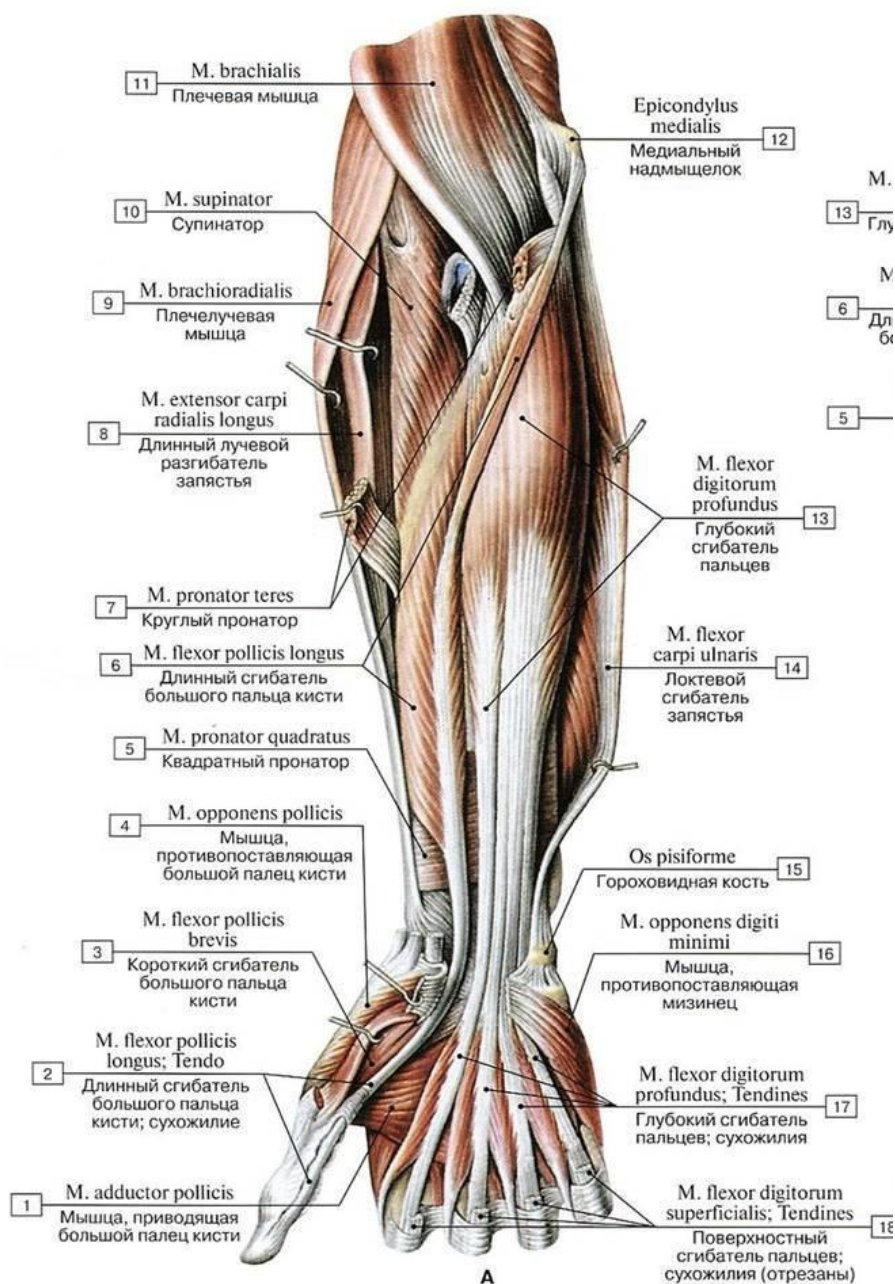


Рисунок В.1 – Расположение исследуемых мышц

Приложение Г

СХЕМА ЭЛЕКТРОМИОГРАФА В MULTISIM

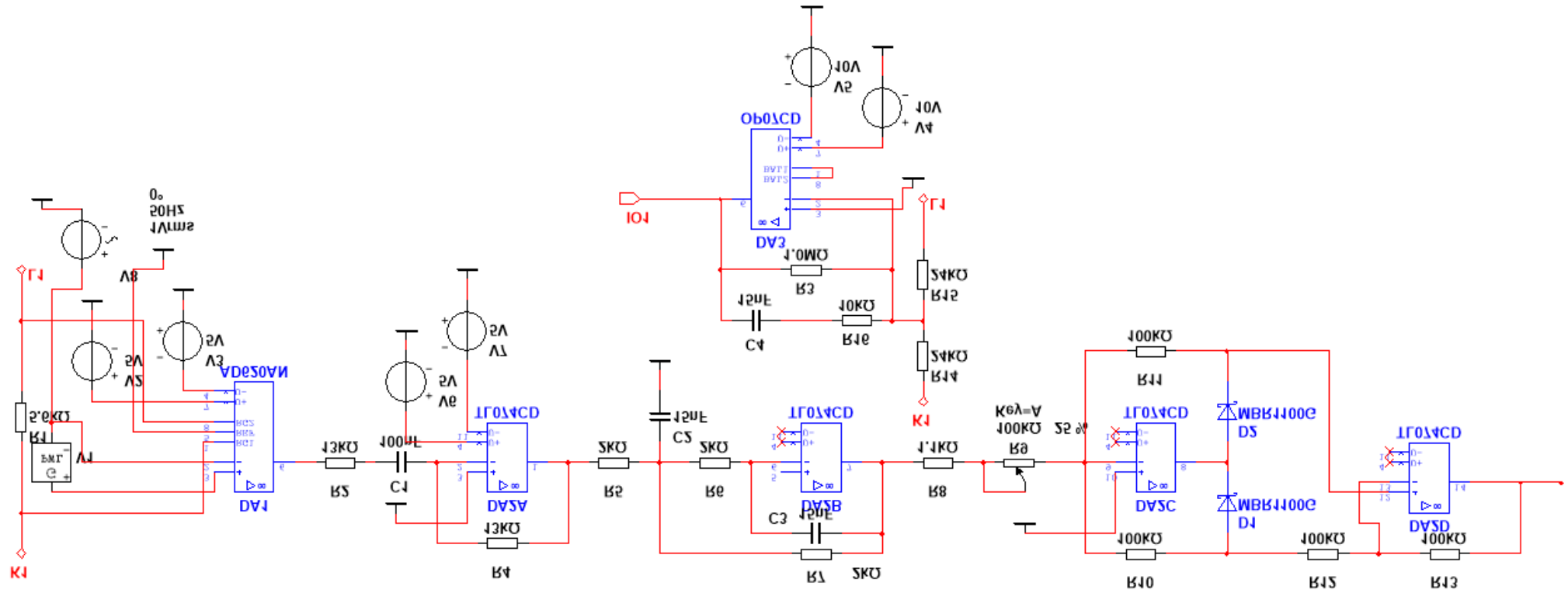


Рисунок Г.1 - Схема электромиографа

Приложение Д

Код программы микроконтроллера STM32F407VGT6

```
#include "main.h"
void SystemClock_Config(void);
static void MX_GPIO_Init(void);
static void MX_ADC1_Init(void);
static void MX_TIM3_Init(void);
int GetDataFromTheChannel(ADC_TypeDef* ADCx, uint8_t ADC_Channel, uint8_t Rank,
uint8_t ADC_SampleTime);
char Status = HAND_OPEN;
void Close_Finger_1(void)
{
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_3);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_3 | LL_GPIO_PIN_0);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);
    LL_mDelay(1);
}
void Close_Finger_2(void)
{
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_4 | LL_GPIO_PIN_5);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_6 | LL_GPIO_PIN_7);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_5 | LL_GPIO_PIN_6);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_4 | LL_GPIO_PIN_7);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_6 | LL_GPIO_PIN_7);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_4 | LL_GPIO_PIN_5);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_7 | LL_GPIO_PIN_4);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_5 | LL_GPIO_PIN_6);
    LL_mDelay(1);
}
void Close_Finger_3(void)
{
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_8 | LL_GPIO_PIN_9);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_10 | LL_GPIO_PIN_11);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_9 | LL_GPIO_PIN_10);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_8 | LL_GPIO_PIN_11);
    LL_mDelay(1);
    LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_10 | LL_GPIO_PIN_11);
    LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_8 | LL_GPIO_PIN_9);
    LL_mDelay(1);
}
```

```

LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_11 | LL_GPIO_PIN_8);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_9 | LL_GPIO_PIN_10);
LL_mDelay(1);
}
void Close_Finger_4(void)
{
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_12 | LL_GPIO_PIN_13);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_14 | LL_GPIO_PIN_15);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_13 | LL_GPIO_PIN_14);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_12 | LL_GPIO_PIN_15);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_14 | LL_GPIO_PIN_15);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_12 | LL_GPIO_PIN_13);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_15 | LL_GPIO_PIN_12);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_13 | LL_GPIO_PIN_14);
LL_mDelay(1);
}
void Close_Finger_5(void)
{
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_3 | LL_GPIO_PIN_0);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);
LL_mDelay(1);
}
void Close_Hand_Rotor(void)
{
if (Status == HAND_OPEN)
{
for (int i = 0; i < 10; i++)
{
Close_Finger_1();
Close_Finger_2();
Close_Finger_3();
Close_Finger_4();
Close_Finger_5();
}
}
}
void Open_Finger_1(void)
{
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_3 | LL_GPIO_PIN_0);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);

```

```

LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_mDelay(1);
}
void Open_Finger_2(void)
{
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_7 | LL_GPIO_PIN_4);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_5 | LL_GPIO_PIN_6);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_6 | LL_GPIO_PIN_7);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_4 | LL_GPIO_PIN_5);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_5 | LL_GPIO_PIN_6);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_4 | LL_GPIO_PIN_7);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_4 | LL_GPIO_PIN_5);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_6 | LL_GPIO_PIN_7);
LL_mDelay(1);
}
void Open_Finger_3(void)
{
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_11 | LL_GPIO_PIN_8);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_9 | LL_GPIO_PIN_10);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_10 | LL_GPIO_PIN_11);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_8 | LL_GPIO_PIN_9);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_9 | LL_GPIO_PIN_10);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_8 | LL_GPIO_PIN_11);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_8 | LL_GPIO_PIN_9);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_10 | LL_GPIO_PIN_11);
LL_mDelay(1);
}
void Open_Finger_4(void)
{
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_15 | LL_GPIO_PIN_12);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_13 | LL_GPIO_PIN_14);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_14 | LL_GPIO_PIN_15);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_12 | LL_GPIO_PIN_13);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_13 | LL_GPIO_PIN_14);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_12 | LL_GPIO_PIN_15);
LL_mDelay(1);
}

```

```

LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_12 | LL_GPIO_PIN_13);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE, LL_GPIO_PIN_14 | LL_GPIO_PIN_15);
LL_mDelay(1);
}
void Open_Finger_5(void)
{
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_3 | LL_GPIO_PIN_0);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_1 | LL_GPIO_PIN_2);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_mDelay(1);
LL_GPIO_SetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_0 | LL_GPIO_PIN_1);
LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD, LL_GPIO_PIN_2 | LL_GPIO_PIN_3);
LL_mDelay(1);
}
void Open_Hand_Rotor(void)
{
if (Status == HAND_CLOSED)
{
for (int i = 0; i < 10; i++)
{
Open_Finger_1();
Open_Finger_2();
Open_Finger_3();
Open_Finger_4();
Open_Finger_5();
}
}
}
int main(void)
{
LL_APB2_GRP1_EnableClock(LL_APB2_GRP1_PERIPH_SYSCFG);
LL_APB1_GRP1_EnableClock(LL_APB1_GRP1_PERIPH_PWR);
NVIC_SetPriority(SysTick_IRQn, NVIC_EncodePriority(NVIC_GetPriorityGrouping(),15,
0));
SystemClock_Config();
MX_GPIO_Init();
MX_ADC1_Init();
MX_TIM3_Init();
LL_TIM_EnableCounter(TIM3);
LL_ADC_Enable(ADC1);
while (1)
{
}
}
void SystemClock_Config(void)
{
LL_FLASH_SetLatency(LL_FLASH_LATENCY_0);

```

```

while(LL_FLASH_GetLatency() != LL_FLASH_LATENCY_0)
{
}
LL_PWR_SetRegulVoltageScaling(LL_PWR_REGU_VOLTAGE_SCALE1);
LL_RCC_HSI_SetCalibTrimming(16);
LL_RCC_HSI_Enable();
while(LL_RCC_HSI_IsReady() != 1)
{
}
LL_RCC_SetAHBPrescaler(LL_RCC_SYSCLK_DIV_1);
LL_RCC_SetAPB1Prescaler(LL_RCC_APB1_DIV_1);
LL_RCC_SetAPB2Prescaler(LL_RCC_APB2_DIV_1);
LL_RCC_SetSysClkSource(LL_RCC_SYS_CLKSOURCE_HSI);
while(LL_RCC_GetSysClkSource() != LL_RCC_SYS_CLKSOURCE_STATUS_HSI)
{
}
LL_Init1msTick(16000000);
LL_SetSystemCoreClock(16000000);
}
static void MX_ADC1_Init(void)
{
    LL_ADC_InitTypeDef ADC_InitStruct = {0};
    LL_ADC_REG_InitTypeDef ADC_REG_InitStruct = {0};
    LL_ADC_CommonInitTypeDef ADC_CommonInitStruct = {0};

    LL_GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct = {0};
    LL_APB2_GRP1_EnableClock(LL_APB2_GRP1_PERIPH_ADC1);
    LL_AHB1_GRP1_EnableClock(LL_AHB1_GRP1_PERIPH_GPIOA);
    GPIO_InitStruct.Pin = LL_GPIO_PIN_1;
    GPIO_InitStruct.Mode = LL_GPIO_MODE_ANALOG;
    GPIO_InitStruct.Pull = LL_GPIO_PULL_NO;
    LL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);
    ADC_InitStruct.Resolution = LL_ADC_RESOLUTION_12B;
    ADC_InitStruct.DataAlignment = LL_ADC_DATA_ALIGN_RIGHT;
    ADC_InitStruct.SequencersScanMode = LL_ADC_SEQ_SCAN_DISABLE;
    LL_ADC_Init(ADC1, &ADC_InitStruct);
    ADC_REG_InitStruct.TriggerSource = LL_ADC_REG_TRIG_SOFTWARE;
    ADC_REG_InitStruct.SequencerLength = LL_ADC_REG_SEQ_SCAN_DISABLE;
    ADC_REG_InitStruct.SequencerDiscont = LL_ADC_REG_SEQ_DISCONT_DISABLE;
    ADC_REG_InitStruct.ContinuousMode = LL_ADC_REG_CONV_SINGLE;
    ADC_REG_InitStruct.DMATransfer = LL_ADC_REG_DMA_TRANSFER_NOE;
    LL_ADC_REG_Init(ADC1, &ADC_REG_InitStruct);
    LL_ADC_REG_SetFlagEndOfConversion(ADC1, LL_ADC_REG_FLAG_EOC_UNITARY_CONV);
    ADC_CommonInitStruct.CommonClock = LL_ADC_CLOCK_SYNC_PCLK_DIV2;
    ADC_CommonInitStruct.Multimode = LL_ADC_MULTI_INDEPENDENT;
    LL_ADC_CommonInit(__LL_ADC_COMMON_INSTANCE(ADC1), &ADC_CommonInitStruct);
    LL_ADC_REG_SetSequencerRanks(ADC1, LL_ADC_REG_RANK_1, LL_ADC_CHANNEL_1);
    LL_ADC_SetChannelSamplingTime(ADC1, LL_ADC_CHANNEL_1, LL_ADC_SAMPLINGTIME_3CYCLES);
}

```

```

    }
    static void MX_TIM3_Init(void)
    {
        LL_TIM_InitTypeDef TIM_InitStruct = {0}
        LL_APB1_GRP1_EnableClock(LL_APB1_GRP1_PERIPH_TIM3);
        NVIC_SetPriority(TIM3_IRQn, NVIC_EncodePriority(NVIC_GetPriorityGrouping(),0,
0));
        NVIC_EnableIRQ(TIM3_IRQn);
        TIM_InitStruct.Prescaler = 0;
        TIM_InitStruct.CounterMode = LL_TIM_COUNTERMODE_UP;
        TIM_InitStruct.Autoreload = 65535;
        TIM_InitStruct.ClockDivision = LL_TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
        LL_TIM_Init(TIM3, &TIM_InitStruct);
        LL_TIM_DisableARRPreload(TIM3);
        LL_TIM_SetClockSource(TIM3, LL_TIM_CLOCKSOURCE_INTERNAL);
        LL_TIM_SetTriggerOutput(TIM3, LL_TIM_TRGO_RESET);
        LL_TIM_DisableMasterSlaveMode(TIM3);
    }
    static void MX_GPIO_Init(void)
    {
        LL_GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct = {0};
        LL_AHB1_GRP1_EnableClock(LL_AHB1_GRP1_PERIPH_GPIOE);
        LL_AHB1_GRP1_EnableClock(LL_AHB1_GRP1_PERIPH_GPIOA);
        LL_AHB1_GRP1_EnableClock(LL_AHB1_GRP1_PERIPH_GPIOD);
        LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOE,
LL_GPIO_PIN_2|LL_GPIO_PIN_3|LL_GPIO_PIN_4|LL_GPIO_PIN_5
|LL_GPIO_PIN_6|LL_GPIO_PIN_7|LL_GPIO_PIN_8|LL_GPIO_PIN_9
|LL_GPIO_PIN_10|LL_GPIO_PIN_11|LL_GPIO_PIN_12|LL_GPIO_PIN_13
|LL_GPIO_PIN_14|LL_GPIO_PIN_15|LL_GPIO_PIN_0|LL_GPIO_PIN_1);
        LL_GPIO_ResetOutputPin(GPIOD,LL_GPIO_PIN_0|LL_GPIO_PIN_1|LL_GPIO_PIN_2|
LL_GPIO_PIN_3);
        GPIO_InitStruct.Pin=LL_GPIO_PIN_2|LL_GPIO_PIN_3|LL_GPIO_PIN_4|LL_GPIO_PIN
_5
|LL_GPIO_PIN_6|LL_GPIO_PIN_7|LL_GPIO_PIN_8|LL_GPIO_PIN_9
|LL_GPIO_PIN_10|LL_GPIO_PIN_11|LL_GPIO_PIN_12|LL_GPIO_PIN_13
|LL_GPIO_PIN_14|LL_GPIO_PIN_15|LL_GPIO_PIN_0|LL_GPIO_PIN_1;
        GPIO_InitStruct.Mode = LL_GPIO_MODE_OUTPUT;
        GPIO_InitStruct.Speed = LL_GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
        GPIO_InitStruct.OutputType = LL_GPIO_OUTPUT_PUSHPULL;
        GPIO_InitStruct.Pull = LL_GPIO_PULL_NO;
        LL_GPIO_Init(GPIOE, &GPIO_InitStruct);
        GPIO_InitStruct.Pin=LL_GPIO_PIN_0|LL_GPIO_PIN_1|LL_GPIO_PIN_2|LL_GPIO_PIN_
3;
        GPIO_InitStruct.Mode = LL_GPIO_MODE_OUTPUT;
        GPIO_InitStruct.Speed = LL_GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
        GPIO_InitStruct.OutputType = LL_GPIO_OUTPUT_PUSHPULL;
        GPIO_InitStruct.Pull = LL_GPIO_PULL_NO;
        LL_GPIO_Init(GPIOD, &GPIO_InitStruct);
    }

```

Приложение Е

ПЕРВЫЙ ЭТАП SWOT-АНАЛИЗА

Таблица Е.1 – Результаты первого этапа SWOT-анализа

	Сильные стороны: С1. Более дешевый анализ зарубежных производителей. С2. Качественные материалы. С3. Послепродажное обслуживание. С4. Индивидуальный подход пациенту. С5. Высокая стабильность работы	Слабые стороны: Сл1. Зависимость от зарубежных производителей элементной базы. Сл2. Необходимость настройки протеза. Сл3. Отсутствие бюджетного финансирования. Сл4. Отсутствие регулярных маркетинговых исследований. Сл5. Небольшой опыт в области разработки устройств.
Возможности: В1. Перспективность развития отрасли производства бионических протезов. В2. Уход иностранных компаний с внутреннего рынка. В3. Использование однотипных комплектующих. В4. Широкий спектр больных для которых требуется протезирование. В5. Государственное финансирование данной процедуры.		
Угрозы: У1. Неплатежеспособность покупателей. У2. Санкции на электронные компоненты. У3. Рост цен на материалы. У4. Отсутствие спроса на устройство. У5. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования.		

Сильные стороны						
Возможности проекта		C1	C2	C3	C4	C5
	B1	+	-	0	0	0
	B2	+	-	-	-	-

	B3	+	+	0	+	-
	B4	+	+	+	+	+
	B5	+	0	+	-	-

Слабые стороны						
Возможности проекта		Сл1	Сл2	Сл3	Сл4	Сл5
	B1	0	-	+	0	+
	B2	+	-	+	+	0
	B3	+	-	+	-	-
	B4	-	-	-	-	-
	B5	-	-	0	0	-

Сильные стороны						
Угрозы		C1	C2	C3	C4	C5
	У1	-	-	-	-	-
	У2	-	-	-	-	-
	У3	+	+	+	-	-
	У4	-	-	-	-	-
	У5	-	+	+	-	-

Слабые стороны						
Угрозы		Сл1	Сл2	Сл3	Сл4	Сл5
	У1	+	-	+	+	-
	У2	+	-	+	+	+
	У3	+	-	+	+	-
	У4	+	-	-	+	-
	У5	+	-	+	+	-

Приложение Ж

ИТОГОВАЯ МАТРИЦА SWOT-АНАЛИЗА

Таблица Ж.1 – Итоговая матрица SWOT-анализа

	Сильные стороны: С1. Более дешевый аналог зарубежных производителей. С2. Качественные материалы. С3. Послепродажное обслуживание. С4. Индивидуальный подход к пациенту. С5. Высокая стабильность работы.	Слабые стороны: Сл1. Зависимость от зарубежных производителей элементной базы. Сл2. Необходимость настройки протеза. Сл3. Отсутствие бюджетного финансирования. Сл4. Отсутствие регулярных маркетинговых исследований. Сл5. Небольшой опыт в области разработки устройств.
Возможности: В1. Перспективность развития отрасли производства бионических протезов. В2. Уход иностранных компаний с внутреннего рынка. В3. Использование однотипных комплектующих. В4. Широкий спектр больных, для которых требуется протезирование. В5. Государственное финансирование данной процедуры.	1. Большое количество пациентов, нуждающихся в бионических протезах. 2. Данный продукт сможет конкурировать в цене и качестве с зарубежными аналогами среди производителей протезов. 3. Послепродажная поддержка позволит повысить качество использования продукта потребителями.	1. Необходимо регулярно исследовать спрос и удовлетворенность клиентов при использовании продукта. 2. Необходимо спроектировать устройство таким образом, чтобы его себестоимость была минимальной.
Угрозы: У1. Неплатежеспособность покупателей. У2. Санкции на электронные компоненты. У3. Рост цен на материалы. У4. Отсутствие спроса на устройство. У5. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования.	1. Проблему пониженного спроса у покупателей смогут решить невысокая стоимость продукта и его технические характеристики. 2. Повышение конкурентоспособности возможно с улучшением качества обслуживания и качества продукта.	1. Необходимо своевременно отслеживать появление на рынке конкурентных разработок. 2. Привлечение инвесторов и заинтересованных инновационных разработок позволит решить проблемы нехватки ресурсов и повысить конкурентоспособности.

Приложение И

ПЕРЕЧЕНЬ ЭТАПОВ, РАБОТ И РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ИСПОЛНИТЕЛЕЙ

Таблица И.1 – Перечень этапов, работ и распределение исполнителей

Основные этапы	№	Содержание работ	Должность исполнителя
Разработка технического задания	1	Составление и утверждение технического задания	Руководитель темы, инженер
	2	Выбор направления исследований	Руководитель темы, инженер
	3	Подбор и изучение материалов и литературы по теме	Инженер
Выбор направления исследований	4	Календарное планирование работ по теме	Руководитель темы, инженер
Теоретические экспериментальные исследования	5	Проведение теоретических расчетов обоснований	Инженер
Основные этапы	№	Содержание работ	Должность исполнителя
Обобщение и оценка результатов	6	Обобщение и оценка результатов	Руководитель темы, инженер
	7	Определение целесообразности проведения ОКР	Руководитель темы, инженер
Проведение ОКР			
Разработка технической документации проектирование	8	Выбор и обоснование структурной принципиальной схемы бионического протеза	Инженер
	9	Расчет принципиальной схемы проектирование печатной платы	Инженер
	10	Оценка эффективности производства применения разработки	Инженер
	11	Разработка социальной ответственности	Инженер
Изготовление испытание макета	12	Конструирование и изготовление макета	Инженер
	13	Лабораторные испытания макета	Руководитель темы, инженер
Оформление отчета	14	Составление пояснительной записки	Инженер

Приложение К

ВРЕМЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ ПРОВЕДЕНИЯ НАУЧНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Таблица К.1 - Временные показатели проведения научного исследования

	Название работ	Трудоемкость работ			Исполнители	Т раб. дн	Т кал. дн
		t _{ми} чел-дн.	t _{ма} чел-дн.	t _{ож} чел-дн.			
	Составление технического задания	1	2	1,4	Руководитель темы	0	
		1	2	1,4	Инженер	0	
	Выбор направления исследований	1	3	1,8	Руководитель темы	0	2
		1	3	1,8	Инженер	0	2
	Подбор и изучение материалов и литературы по теме	3	5	8,2	Инженер	3	8
	Календарное планирование работ по теме	1	2	1,4	Руководитель темы	0	
		1	2	1,4	Инженер	0	
	Проведение теоретических расчетов и обоснований	7	10	8,2	Инженер	8	1
	Оценка эффективности результатов	2	4	2,8	Руководитель темы	1	2
		2	4	2,8	Инженер	1	2
	Определение целесообразности проведения ОКР	3	5	3,8	Руководитель темы	1	3
		3	5	3,8	Инженер	1	3

	Выбор и обоснование функциональной и принципиальной схемы бионического протеза	7	10	8,2	Инженер	8	1
	Расчет принципиальной схемы, проектирование печатной платы	10	14	11,6	Инженер	16	1
0	Оценка эффективности производства и применения разработк	2	4	2,8	Инженер	2	4
1	Разработка социальной ответственности	4	7	5,2	Инженер	5	8
2	Пайка печатной платы	3	5	3,8	Инженер	3	6
3	Лабораторные испытания миографа	2	4	2,8	Руковод тель темы	1	2
		2	4	2,8	Инженер	1	2
4	Составление пояснительной записки	20	30	24	Инженер	2	3

Приложение Л

КАЛЕНДАРНЫЙ ПЛАН-ГРАФИК

Таблица Л.1 – Календарный план-график проведения НИОКР по теме, часть 1

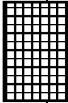
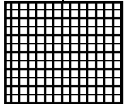
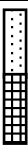
Вид работы	Исполнитель	Сроки, дни	Продолжительность выполнения работ											
			февраль			март			апрель			май		
Составление технического задания	Руководитель темы, инженер													
Выбор направления исследований	Руководитель темы, инженер													
Подбор и изучение материалов и литературы по теме	Инженер													
Календарное планирование работ	Руководитель темы, инженер													
Проведение теоретических расчетов и обоснований	Инженер	2												
Оценка эффективности полученных результатов	Руководитель темы, инженер													

Таблица Л.2 – Календарный план-график проведения НИОКР по теме, часть 2

Вид работы	Исполнитель и	к, дней	Продолжительность выполнения работ											
			февраль			март			апрель			май		
Определение целесообразности проведения ОКР	Руководитель темы, инженер													
Выбор и обоснование структурной и принципиальной схем бионического протеза	Инженер	2												
Расчет принципиальной схемы, проектирование печатной платы	Инженер	7												
Оценка эффективности производства и применения разработки	Инженер													
Разработка социальной ответственности	Инженер													
Конструирование и изготовление печатной платы	Инженер													
Лабораторные испытания миографа	Руководитель темы, инженер													
Составление пояснительной записки	Инженер	6												

Приложение М

МАТЕРИАЛЬНЫЕ ЗАТРАТЫ

Таблица М.1 – Материальные затраты

Наименование	Единица измерения	Количество		Цена за ед., руб.		Затраты на материалы, (3) руб.	
		Исп. 1	Исп. 2	Исп. 1	Исп. 2	п. 1	п. 2
Инструментальный усилитель AD620ARZ	шт	1	2	570	570	570	1140
Операционный усилитель OP07CD	шт	1	2	170	170	170	340
Операционный усилитель TL074CD	шт	1	2	40	40	40	80
Конденсаторы керамические 0603	шт	7	14	4	4	28	56
Конденсаторы керамические 1206	шт	3	6	8	8	24	48
Резисторы 0603	шт	4	8	4	4	16	32
Резисторы 1206	шт	10	20	10	10	100	200
Подстроечные резисторы 3362H	шт	1	2	220	220	220	440
Диоды Шоттки SS16	шт	2	4	17	17	34	68
Стабилитроны BZV55 C3V3	шт	1	2	3	3	3	6
Драйвер A4988	шт	5	5	230	230	1150	1150
Шаговый двигатель	шт	5	5	800	800	4000	4000
Отладочная плата STM32F407VGT6	шт	1	1	7530	7530	7530	7530
Электроды FIAV F9070	уп	1	1	760	760	760	760
Флюс ЛТИ-120	шт	1	1	200	200	200	200
Флюс Ф-64	шт	1	1	210	210	210	210
Припой ПОС-61	шт	1	1	200	200	200	200
Канцелярские принадлежности (набор)	шт	1	1	1000	1000	1000	1000
Набор проводов	уп	2	2	80	80	160	160

Итого:		235	10	620	17
--------	--	-----	----	-----	----

Приложение Н

РАСЧЕТ БЮДЖЕТА

Таблица Н.1 – Расчет бюджета затрат на приобретение спецоборудования для научных работ

№ п/п	Наименование оборудования	Кол-в единиц оборуд.	Цена единицы оборудования, тыс. руб.	Общая стоимост оборудования, тыс. руб.
1	Осциллограф двухканальный RIGOL	1	37	37
2	Цифровой мультиметр DT832	1	0,53	0,53
3	Паяльная станция ELEMENT 878	1	11,17	11,17
4	Лабораторный источник питания W.E.P 3005D	1	8,2	8,2
5	Генератор сигналов UTG – 1010A	1	28	28
5	Ноутбук Acer Aspire 3 A315-2 черный	1	25	25
Сумма, руб				109900
Доставка и монтаж (15% от общей суммы), руб				16485
Итого по статье, руб				126385

Приложение П ЧЕРТЕЖ МАКЕТА

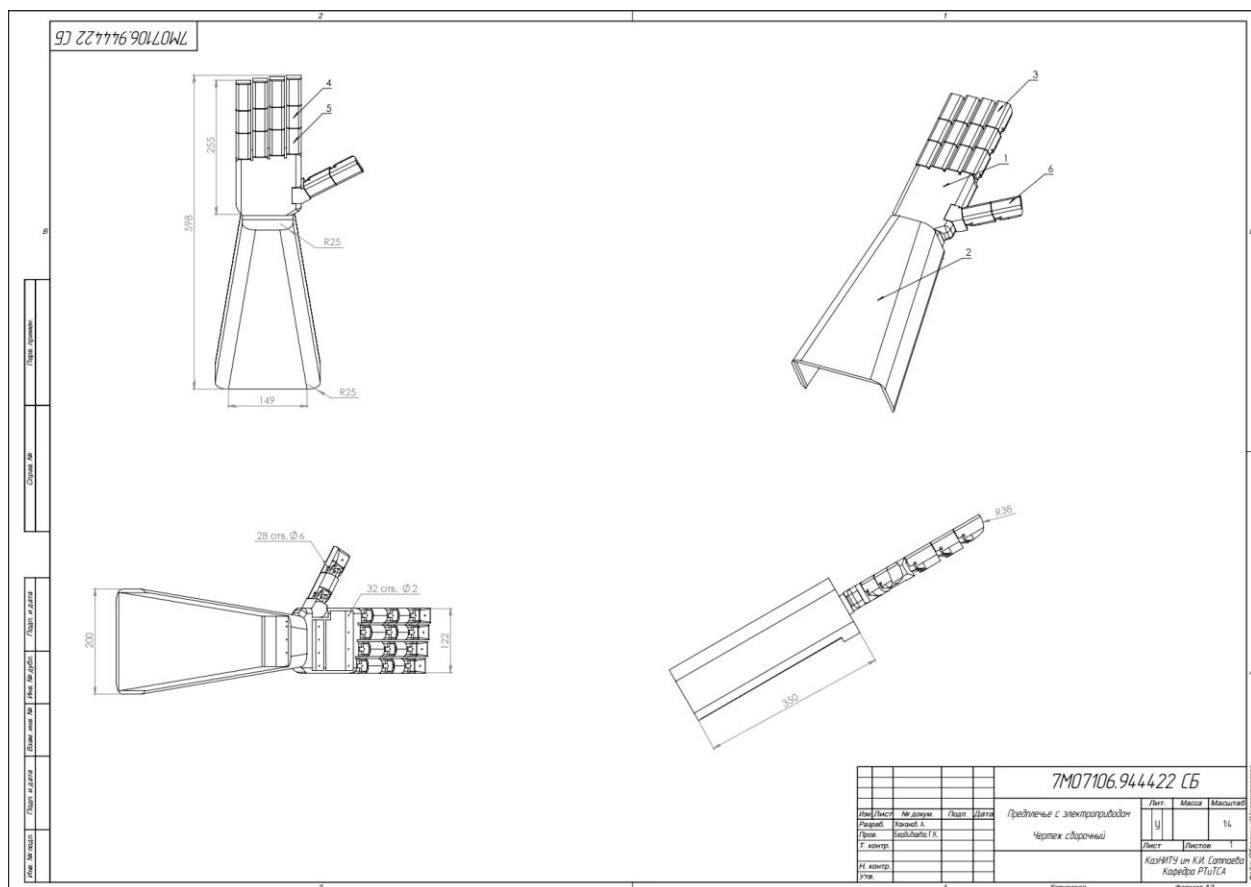


Рисунок П.1 – Чертеж макета

Приложение Р ЧЕРТЕЖ ПЕЧАТНОГО УЗЛА

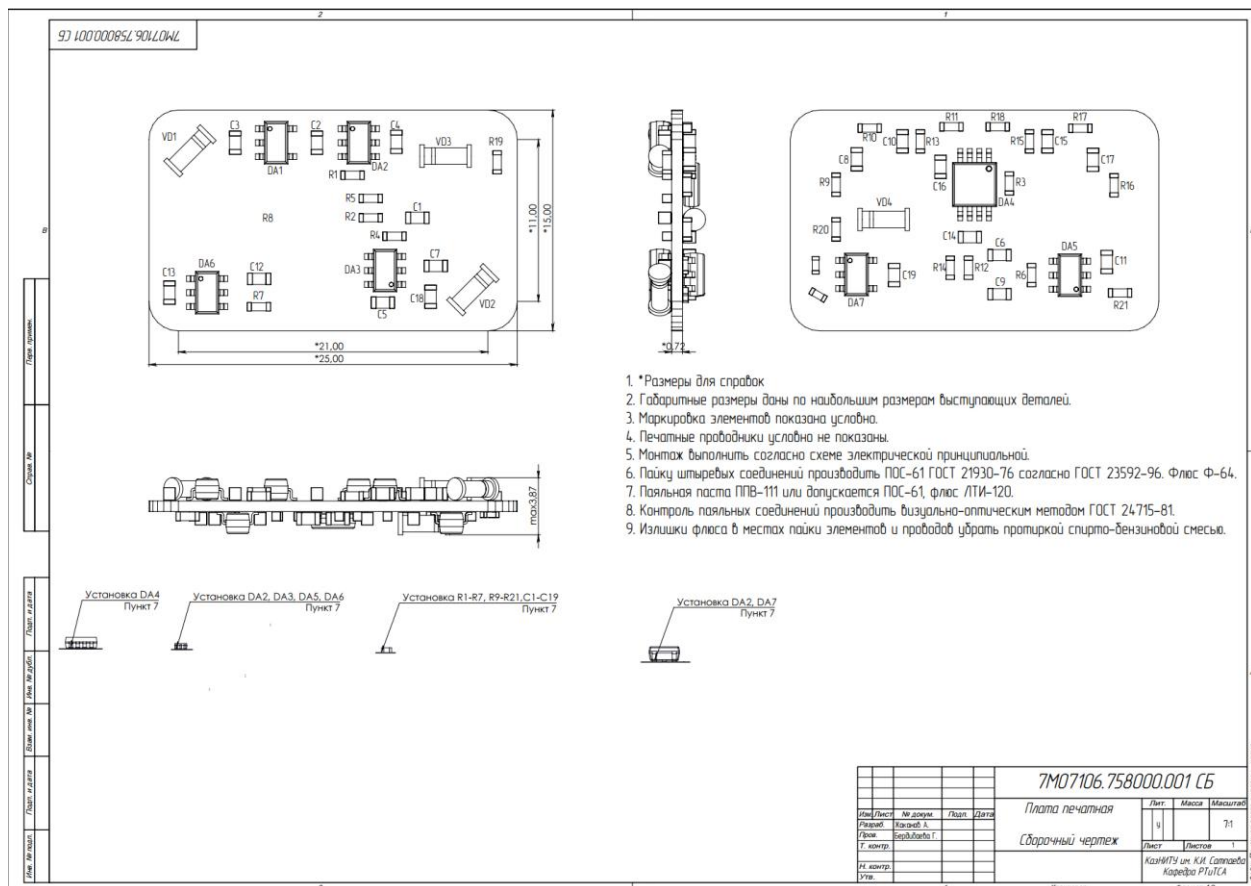


Рисунок Р.1 – Чертеж платы ЭМГ

РЕЦЕНЗИЯ

дипломной работы

студента специальности 6В07114 – «Биомедицинская инженерия»

Жаканова Ансара Сериковича

На тему: «Исследование мышечной активности для задачи управления
бионическим протезом руки».

Разработано:

- а) графический раздел _ рисунков
- б) пояснительная записка на _ страницах

ЗАМЕЧАНИЕ

Бакалаврская дипломная работа Жаканова Ансара Сериковича посвящена актуальной проблеме роста инвалидности, то есть утраты верхних конечностей и восстановлению их функций.

Для исследования выбран метод исследования поверхностной ЭМГ для управления бионическим протезом руки.

Целью работы является разработка программно-аппаратной части управления и улучшение бионическим протезом. В рамках работы были последовательно решены следующие задачи: обзор методов ЭМГ, разработка печатной платы, построение протеза руки, расчет фильтрации сигналов и датчиков, оценка точности регистрации.

Работа отличается высокой степенью аналитической проработки, включает собственные программные реализации и моделирование в среде Multisim, статистический анализ данных и визуализацию результатов. Глубина проработки темы, грамотное оформление и логичность изложения заслуживают положительной оценки.

Дипломная работа выполнена в соответствии с требованиями, предъявляемыми к работам бакалавров, оформлена в установленном порядке, материалы работы представлены ясно и последовательно, практическая и научная значимость результатов подтверждена статистическим анализом и обоснована наглядными экспериментами.

Оценка работы

Считаю, что дипломная работа студента Жаканова Ансара Сериковича на тему «Исследование мышечной активности для задачи управления бионическим протезом руки» выполнена на высоком уровне, полностью соответствует заявленным целям и задачам, обладает научной новизной и практической ценностью. Автор заслуживает присвоения академической степени бакалавра.

Рецензент

к.т.н., ассоциированный профессор Академии гражданской авиации

«»
ОТДЕЛ
КАДРС

Сейдилдаева А.К.

2025 г

ОТЗЫВ

дипломного проекта (работы)

студента специальности 6В07114 – «Биомедицинская инженерия»

Жаканов Ансар Серикович

На тему: **«Исследование мышечной активности для задачи управления бионическим протезом руки»**

Дипломная работа студента бакалавриата Жаканова Ансара Сериковича посвящена разработке бионического протеза руки, управляемого на основе электромиографических (ЭМГ) сигналов. Тема отличается высокой актуальностью и социальной значимостью, так как направлена на повышение качества жизни людей с утратой верхних конечностей и расширение доступности отечественных реабилитационных технологий.

Целью работы является исследование мышечной активности предплечья и создание прототипа системы управления бионическим протезом на базе анализа ЭМГ-сигналов.

В первой части дипломной работы описаны анатомические и физиологические особенности мышц верхней конечности, приведен обзор методов электромиографии и изучены современные бионические протезы. Это позволило выпускнику обосновать выбор направления исследования и определить технические требования к будущей системе.

Во второй части рассматривается разработка аппаратной части протеза, включая построение функциональной и принципиальной схемы электромиографа. Особое внимание уделено подбору компонентной базы, расчетам предусилителя, фильтров, выпрямителя и стабилизатора. Также произведено моделирование схем в Multisim.

В третьем разделе изложены этапы разработки программного обеспечения на базе STM32, позволяющего оцифровывать ЭМГ-сигналы и передавать управляющие команды на шаговые двигатели протеза. Студент продемонстрировал умение работать с периферией микроконтроллера и реализовал эффективный алгоритм управления движением кисти.

В четвертой части представлено проектирование, изготовление и тестирование печатной платы, а также экспериментальная проверка работоспособности электромиографа. Полученные осциллограммы подтверждают корректность функционирования устройства и его готовность к использованию в качестве прототипа.

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И. САТПАЕВА»

Дипломная работа выполнена на высоком техническом уровне, студент показал хорошую подготовку, умение работать с научной и технической литературой, проводить расчеты и экспериментальные исследования.

Выпускная квалификационная работа Жаканова Ансара Сериковича соответствует требованиям, предъявляемым к ВКР бакалавра, и заслуживает оценки «отлично». Студент может быть рекомендован к защите с отличием.

Научный руководитель

PhD, ассоциированный профессор

Бердибаева Г. К.

«05» 06 2025 г.



Отчет подобия

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Исследование мышечной активности для задачи управления бионическим протезом руки

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Жаканов Ансар СериковичГульмира Бердибаева

Подразделение

ИАИИТ

Объем найденных подобиий

КП-ия определяют, какой процент текста по отношению к общему объему текста был найден в различных источниках.. Обратите внимание!Высокие значения коэффициентов не означают плагиат. Отчет должен быть проанализирован экспертом.



Длина фразы для коэффициента подобиия 2



Количество слов



Количество символов

Тревога

В этом разделе вы найдете информацию, касающуюся текстовых искажений. Эти искажения в тексте могут говорить о ВОЗМОЖНЫХ манипуляциях в тексте. Искажения в тексте могут носить преднамеренный характер, но чаще, характер технических ошибок при конвертации документа и его сохранении, поэтому мы рекомендуем вам подходить к анализу этого модуля со всей долей ответственности. В случае возникновения вопросов, просим обращаться в нашу службу поддержки.

Замена букв		0
Интервалы		0
Микропробелы		1
Белые знаки		0
Парафразы (SmartMarks)		41

Подобия по списку источников

Нижне представлен список источников. В этом списке представлены источники из различных баз данных. Цвет текста означает в каком источнике он был найден. Эти источники и значения Коэффициента Подобия не отражают прямого плагиата. Необходимо открыть каждый источник и проанализировать содержание и правильность оформления источника.

10 самых длинных фраз

Цвет текста

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ И АДРЕС ИСТОЧНИКА URL (НАЗВАНИЕ БАЗЫ)	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЗИМ)	479 6.93 %
2	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЗИМ)	330 4.77 %
3	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЗИМ)	111 1.61 %

4	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	97 1.40 %
5	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	69 1.00 %
6	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	40 0.58 %
7	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	34 0.49 %
8	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	31 0.45 %
9	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	25 0.36 %
10	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	20 0.29 %

из базы данных RefBooks (0.00 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
------------------	----------	---

из домашней базы данных (18.70 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ЧАСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ 3/17/2025 Satbayev University (ИЭиМ)	1293 (16) 18.70 %

из программы обмена базами данных (0.00 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
------------------	----------	---

из интернета (0.71 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ИСТОЧНИК URL	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	https://gksk33.ru/metod-dlya-izucheniya-stressov/	17 (1) 0.25 %
2	https://helpiqs.su/4-60315.html	12 (1) 0.17 %
3	https://zinref.ru/000_uchebniki/03200medecina/100_lekcii_medicina_16/089.htm	11 (1) 0.16 %
4	https://mz-don.com/voprosy/stroenie-i-soedinenie-kostej-verhniy-konechnostej-tipichnye-mesta-perelomov.html	9 (1) 0.13 %

Список принятых фрагментов

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	СОДЕРЖАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
------------------	------------	---



Отчет об обнаружении ИИ-контента

Результат поиска отражает вероятность того, был ли текст создан инструментом ИИ с использованием GPT-2, GPT-J, GPT-NEO, GPT-3, GPT-4 или Bard.

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Исследование мышечной активности для задачи управления бионическим протезом руки

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Жаканов Ансар СериковичГульмира Бердибаева

Подразделение

ИАИИТ

Коэффициент Вероятности ИИ

38%

Коэффициент Вероятности ИИ — это показатель, отражающий среднюю вероятность использования ИИ для всего документа. Результат 90% следует рассматривать как 90%-ную уверенность того, что контент был создан с использованием инструментов ИИ.

Система группирует текстовые фрагменты в 5 диапазонов. Каждый из диапазонов имеет свой цветовой код, отражающий уровень вероятности присутствия ИИ в тексте. Зеленый цвет означает низкий уровень вероятности того, что текст был сгенерирован ИИ, а красный, наоборот, высокий уровень.

- 0 - 20%
- 21 - 40%
- 41 - 60%
- 61 - 80%
- 81 - 100%

Индикатор Контента ИИ

2%

Этот коэффициент указывает, какая часть текста могла быть создана с использованием искусственного интеллекта в пределах порогового значения, заранее заданного пользователем. 97% означает, что 97% текста имеет коэффициент вероятности ИИ выше 78% (0,78 - заранее заданный коэффициент вероятности ИИ).

Подробности

Ниже представлен список фрагментов, ранжированных по вероятности ИИ, от фрагментов с самой высокой вероятностью до фрагментов с самой низкой вероятностью ИИ.

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ФРАГМЕНТ	ВЕРОЯТНОСТЬ КОНТЕНТА ИИ	ЧИСЛО СЛОВ
1	The research emphasizes the study of forearm muscul...	94%	79
2	3. Зарядка через USB Type-C. Цифровая интеграция: ...	86%	36
3	Операционный усилитель DA3 образует контур для под...	82%	9
4	Нужно получить осциллограммы входного и выходного ...	75%	16
5	Данная среда имеет большое количество библиотек дл...	72%	18
6	Функциональные требования: 1. Регистрация и отобра...	71%	117
7	2. 14 различных вариантов захвата и положений кист...	71%	152
8	Питание и зарядка: 1. Встроенный литий-ионный аккумуля...	69%	13
9	Цифровая настройка: 1. Управление и калибровка чер...	68%	26
10	Одним из перспективных направлений является создан...	68%	30