

Некоммерческое Акционерное Общество «Казахский Национальный  
Исследовательский Технический Университет имени К.И.Сатпаева»



Институт Автоматики и информационных технологий  
Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

Ли Владимир Викторович

«Разработка программно-аппаратной части системы управления бионическим  
протезом руки»

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

7М07106 – Биомедицинская инженерия

Алматы 2026

Некоммерческое Акционерное Общество «Казахский Национальный  
Исследовательский Технический Университет имени К.И.Сатпаева»



Институт автоматики и информационных технологий

УДК: 615.477.21-77-047.74 (043)

На правах рукописи

На соискание академической степени магистра

## МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Название диссертации: Разработка программно-аппаратной части системы  
управления бионическим протезом руки

Направление подготовки: 7М07106 – Биомедицинская инженерия

Научный руководитель:

к.т.н., профессор

Ожикенов К.А.

«12» 01 2026 г.

Рецензент:  
к.т.н., доцент, и.о. ассоциированный профессор

Жаменкеев Е.К.

Вормоконтроль:

Рн.Ф. ассоциированный профессор

Рахметова П. М.

«12» 01 2026 г.

**ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ**

Заведующий кафедрой РТиТСА

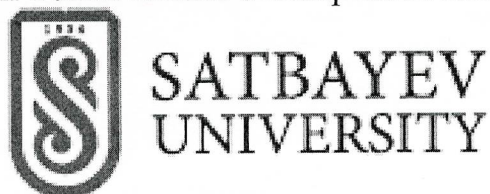
Кандидат технических наук,  
профессор

К.А. Ожикенов

«12» 01 2026 г.

Алматы 2026

Некоммерческое Акционерное Общество «Казахский Национальный  
Исследовательский Технический Университет имени К.И.Сатпаева»



Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехника и технические средства автоматизации»

7M07106 – Биомедицинская инженерия

**УТВЕРЖДАЮ**

Заведующий  
кафедрой РТиТСА

к.т.н., профессор

К.А. Ожигенов

«12» 12 2024 г.

### **ЗАДАНИЕ**

#### **на выполнение магистерской диссертации**

Магистрант: Ли Владимир Викторович

Тема: Разработка программно-аппаратной части системы управления  
бионическим протезом руки

Утверждена приказом ректора № 133-П/Р от «28» 03 2024 г.

**Срок сдачи законченной диссертации:** «22» 12 2025 г.

Исходные данные к магистерской диссертации:

Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов:

а) Обзор существующих методов и устройств регистрации  
электромиографического сигнала;

б) Разработка электрических схем электромиографа;

в) Проектирование печатного узла электромиографа;

г) Разработка алгоритма по инициализации искусственного пальца.

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных  
чертежей):

Рекомендуемая основная литература:

1. Команцев В.Н. Методические основы клинической  
электромиографии. - 1 изд. - Санкт-Петербург: 2006. - 362 с.

2. Лисаневич М. С., Рахматллина Э. Р., Галимзянова Р. Ю., Мусин И. Н.  
Узлы и элементы биотехнических систем. - Казань: КНИТУ, 2018. - 88 с.



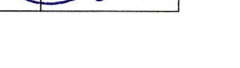
## ГРАФИК

### Подготовки магистерской диссертации

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Обзорный раздел Анализ литературных данных и результатов исследования зарегистрированного электромиографа	01.09 - 20.09.2025 г.	Выполнено
Исследовательский раздел Сравнительный анализ существующих бионических протезов	21.09 – 18.10.2025 г.	Выполнено
Технологический раздел Моделирование электрических цепей Выбор электронных компонентов	19.10 – 15.11.2025 г.	Выполнено
Экспериментальный раздел Тестирование устройства и анализ результатов	16.11 – 28.11.2025 г.	Выполнено
Заключительная часть	01.12 – 22.12.2025 г.	Выполнено

## Подписи

консультантов и норм контролера на законченную магистерскую диссертацию с указанием относящихся к ним разделов диссертации

Наименования разделов	Консультанты, Ф.И.О. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Нормоконтроллер	Рахметова П.М., PhD, ассоциированный профессор	12.01.2026	
Исследовательская часть	Ожикенов К.А., к.т.н., профессор	12.01.2026	
Экспериментальная часть	Ожикенов К.А., к.т.н., профессор	12.01.2026	

Научный руководитель: к.т.н., профессор  Ожикенов К.А.

Задание принял к исполнению:  Ли В.В.

Дата: «12» 01 2026 г.



## **АНДАТПА**

Зерттеудің негізгі міндеті-электромиография әдісін қолдана отырып, қол жетімді және технологиялық протездеу жүйесін құру арқылы қол ампутациясы бар адамдардың өмір сүру сапасын жақсарту. Қолданыстағы қымбат шешімдерден айырмашылығы, әзірлеу шектеулі техникалық жабдықтау жағдайында жүзеге асырылуы мүмкін жеңілдетілген, бірақ тиімді тұжырымдаманы ұсынады. Күрделі калибрлеуді қажет етпестен қимылдарды тұрақты тануға қол жеткізуге мүмкіндік беретін биопотенциалдарды сүзу және жіктеу алгоритмдеріне ерекше назар аударылады.

## **АННОТАЦИЯ**

Ключевая задача исследования — повышение качества жизни людей с ампутацией руки за счёт создания доступной и технологичной системы протезирования, использующей метод электромиографии. В отличие от существующих дорогостоящих решений, разработка предлагает упрощённый, но эффективный концепт, который может быть реализован в условиях ограниченного технического оснащения. Особое внимание уделено алгоритмам фильтрации и классификации биопотенциалов, позволяющим достичь устойчивого распознавания жестов без необходимости сложной калибровки.

## **ABSTRACT**

The key objective of the research is to improve the quality of life for people with arm amputations by creating an affordable and technologically advanced prosthetics system that uses electromyography. Unlike existing expensive solutions, the development offers a simplified but effective concept that can be implemented with limited technical equipment. Particular attention is paid to algorithms for filtering and classifying biopotentials, which allow for stable gesture recognition without the need for complex calibration.

## РЕФЕРАТ

Магистерская диссертация 107с., 63 рис., 9 табл., 40 источников, 15 приложений.

Ключевые слова: бионический протез руки, электромиограф, протезирование, биопотенциалы, медицина, электромиография.

Объектом исследования является: мышцы верхней конечности.

Цель работы – разработать программно-аппаратную часть системы управления бионическим протезом руки.

В ходе работы проводились: исследование в области анатомии человека, разработка принципиальных схем и программного обеспечения, проектирование печатной платы, монтажные работы.

В результате проведенной работы было изготовлено устройство, которое способно регистрировать электромиографические сигналы.

Область применения: протезирование.

В будущем планируется улучшить программную часть системы посредством внедрения нейронных алгоритмов, которые позволят сформировать базу данных для сбора электромиографических сигналов, что поможет улучшить работу бионического протеза руки.

## СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	9
1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	10
1.1 Анатомия скелета верхней конечности человека	10
1.2 Введение в анатомию мышечной системы. Определение двигательной единицы. Анатомия мышц верхней конечности	11
1.2.1 Введение в анатомию мышечной системы	11
1.2.2 Определение двигательной единицы	12
1.2.3 Анатомия мышц верхней конечности	13
1.3 Введение в теорию электромиографии	14
1.4 Устройство для регистрации активности мышц	17
1.5 Обзор существующих технических решений	19
1.5.1 Активный протез предплечья «CYBI»	19
1.5.2 Бионический протез «INDY»	19
1.5.3 Бионический протез «MANIFESTO»	20
1.5.4 Протез кисти «bebionic»	22
1.5.5 Протез руки от компании «Vi-oN»	23
1.6 Объекты и методы исследования	24
1.7 Организация и выполнение электромиографических опытов	24
2 РАЗРАБОТКА АППАРАТНОЙ ЧАСТИ	29
2.1 Синтез функциональных групп	29
2.2 Обоснование электронных компонентов	30
2.3 Расчет контуров схемы	33
2.3.1 Расчет инструментального усилителя	33
2.3.2 Расчет полосового фильтра	34
2.3.3 Расчет итогового усилителя	38
2.3.4 Расчет вспомогательного источника напряжения	39
2.4 Моделирование электрических цепей в программе Multisim	40
2.4.1 Моделирование полосового фильтра	41
2.4.2 Моделирование линейного стабилизатора напряжения на LM317	43
2.4.3 Моделирование схемы электромиографического датчика	44
3 РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО ДАТЧИКА	49

3.1 Тестирование электромиографического датчика в условиях малой сетевой помехи	49
3.2 Тестирование электромиографического датчика в условиях высокой сетевой помехи	52
3.3 Тестирование электромиографического датчика в реальных условиях	54
4 РАЗРАБОТКА ИСПОЛНИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА	57
4.1 Концепт бионического пальца	57
4.2 Концепт бионического протеза	58
5 РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ	61
5.1 Программное обеспечение для исполнительного устройства	61
5.2 Программное обеспечение для АЦП	63
СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ МАГИСТРАНТА	65
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	66
ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ	67
ПЕРЕЧЕНЬ ТЕРМИНОВ	68
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	69
Приложение А	73
Приложение Б	75
Приложение В	76
Приложение Г	78
Приложение Д	79
Приложение Е	82
Приложение Ж	84
Приложение И	86
Приложение К	89
Приложение Л	90
Приложение М	92
Приложение Н	94
Приложение П	100
Приложение Р	104
Приложение С	106



## ВВЕДЕНИЕ

Современное общество подвергается воздействию различных социальных проблем. Одной из самых значимых социальных проблем является инвалидность. По данным Всемирной организации здравоохранения, 1,3 млрд. человек в мире имеют ограниченные возможности здоровья, а 2,5 миллиарда людей с ограниченными возможностями нуждаются во вспомогательных приспособлениях [1, 2]. Характер возникновения и (или) приобретения инвалидности разнообразен: сахарный диабет, онкология, наследственные заболевания, механические травмы, производственные травмы, военные конфликты и т. д. Наличие инвалидности у человека сопровождается ограниченными трудовыми возможностями. Вследствие чего растет уровень безработицы, что негативно сказывается на экономике страны. На 2025-ый год в Казахстане зарегистрировано 743,9 тыс. лиц с инвалидностью, из которых 111 тыс. имеют статус работающих [3, 4].

Развитие медицинского приборостроения внедрило современные диагностические комплексы для раннего выявления патологий, наличие которых может привести к инвалидности. Применение высокотехнологичных реабилитационных аппаратов поможет пройти адаптационные курсы после операции. Разработка медицинских изделий, которые способны вернуть утраченные функции организма. Примером такого изделия является бионический протез руки. Его задача заключается в компенсации функций ампутированной конечности.

Данная магистерская диссертация преследует цель разработать программно-аппаратную часть системы управления бионическим протезом руки.

Объектом исследования является мышечный отдел предплечья, который отвечает за сгибание и разгибание пальцев кисти человека.

Метод исследования: поверхностная и игольчатая электромиография.

## **1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ**

Данная часть направлена на анатомическое исследование костного и мышечного отдела верхней конечности. Один из разделов данной главы содержит информацию о ЭМГ, а в частности о ее методах и какое используется оборудование для этих методов. Произведен обзор существующих технических решений в области бионического протезирования рук. Собранный материал в этой главе определил объект и методы его исследования.

### **1.1 Анатомия скелета верхней конечности человека**

Верхняя конечность человека выполняет функцию органа труда. В процессе трудовой активности рука приспосабливается выполнять разнообразные и точные движения.

Скелет верхней конечности руки включает в себя плечевой пояс и свободную часть конечности. Плечевой пояс образован двумя костями: ключицей и лопаткой. Данные кости обладают большой подвижностью и через грудино-ключичный сустав соединены со скелетом туловища. Свободная часть конечности представляет из себя соединение плечевой кости, лучевой кости, локтевой кости и костей образующие кисть руки [5]. В приложении А можно увидеть скелетный отдел верхней конечности человека.

Плечевая кость – это длинная трубчатая кость. Верхняя часть кости имеет шаровидную головку, через суставную впадину соединяется с латеральным углом лопатки тем самым образуя плечевой сустав. После шаровидной головки плечевой кости располагается анатомическая шейка, на поверхности которой находятся бугорки – место крепления мышц верхней конечности. Нижняя часть плечевой кости представлена 2-мя суставными поверхностями: одна поверхность служит для сочленения с локтевой костью, а другая для сочленения с лучевой костью [5].

Скелет предплечья образуются за счет двух трубчатых костей: лучевая и локтевая. Верхний эпифиз локтевой кости имеет локтевой отросток и блоковидную вырезку, которая сочленяется с одной из поверхности плечевой кости. На нижнем эпифизе локтевой кости располагается суставная окружность для сочленения с лучевой костью. На верхнем конце лучевой кости имеется головка, которая сочленяется с другой поверхностью плечевой кости, а также сочленяется с локтевой костью. На нижнем конце лучевой кости располагается запястная суставная поверхность и локтевая вырезка. Запястная суставная поверхность предназначена для сочленения с

поверхностью костей запястья, а локтевая вырезка необходима для сочленения лучевой кости с локтевой [5].

Строение кисти имеет три отдела: запястье, пясть и пальцы. Структура запястья образована 8-мью костями, которые располагаются в 2 ряда. В пространстве между отдельными костями образуются малоподвижные суставы, которые укреплены крепкими связками. Вследствии чего формируется костный свод, обращенный выпуклостью к тылу, а вогнутостью в сторону ладони. В пространстве борозды запястья располагаются сухожилия, к которым крепятся мышцы сгибателей пальцев. Кости пясти – это трубчатые кости, обладающие малым размером. Пясть образуют 5 костей, которые имеют основания для сочленения с костями запястья, тело и головку для формирования фаланги соответствующего пальца. Структура пальцев представлена проксимальными фалангами. Большой палец имеет 2-е фаланги, а остальные по 3 фаланги [5].

## **1.2 Введение в анатомию мышечной системы. Определение двигательной единицы. Анатомия мышц верхней конечности**

### **1.2.1 Введение в анатомию мышечной системы**

Жизнедеятельность человека сопровождается подвижностью организма как в целом, так и по отдельности некоторыми частями тела. Подвижность частей тела обусловлена способностью мышц сокращаться, что приводит к изменению взаимного расположения частей тела и органов организма. В организме мышцы подразделяются на 3 вида: скелетная мышца, висцеральная мышца и сердечная мышца. Скелетные мышцы предназначены для обеспечения подвижности частей скелета. Висцеральные мышцы обеспечивают подвижность органов в организме. И соответственно сердечная мышца выполняет функцию сокращения сердца [5]. Исходя из сказанного выше, в рамках магистерской диссертации область исследования будет ограничиваться скелетными мышцами, а именно верхней конечности.

В анатомии мышцы характеризуют по следующим признакам: топография, форма, строение, развитие, функция. Топография характеризует положение мышцы в теле и место ее крепления. Форма характеризует форму мышцы в зависимости от способа ее крепления и направления мышечных волокон. Строение объясняет внутреннюю структуру мышцы. Признак развития необходим для понимания, происходит ли мышца из одного или групп миотомов. По признаку функция определяют функциональную принадлежность мышцы в организме [5].

Основным сократительным элементом скелетной мышцы является поперечнополосатое мышечное волокно. Длина этого волокна может

достигать нескольких миллиметров до десятка сантиметров, а диаметральный размер лежит в диапазоне от 12 до 1000 микрометров. Мышечное волокно содержит специальные органеллы, которые принадлежат к общему типу, а также и к специальному типу. Примером специальных органелл являются миофибриллы функция, которых заключается в сокращении мышечного волокна. Сами мышечные волокна находятся в срединной части мышцы. Для прикрепления мышц к скелету используются сухожилия. Сухожилия представлены плотной соединительной тканью, и отличаются большим значением сопротивляемости растяжению [5].

### 1.2.2 Определение двигательной единицы

Процесс сокращения поперечнополосатых мышц наступает из-за воздействия нервных импульсов, источником которых являются нервные клетки мотонейроны. Взаимодействие мышц и мотонейронов представляют собой нервно-мышечный аппарат. Связь мышц и мотонейронов осуществляется через аксоны. Аксоны являются длинными отростками мотонейронов, которые в комплексе с периферическими нервами связываются с мышцами. Внутри самой мышцы аксоны повсеместно ветвятся, образуя численное множество концевых веточек. Такие веточки содержатся на участках отдельных мышечных волокон, тем самым образуя структуру нервно-мышечного синапса. Из чего следует, что мотонейрон иннервирует столько мышечных волокон, сколько веточек находится на его аксоне. Мотонейрон, связанный через аксон с мышечным волокном формируют двигательную единицу (рис 1). Двигательная единица – это главный функционально-структурный элемент нервно-мышечного аппарата. Вследствии этого двигательный аппарат представляет из себя совокупность двигательных единиц [5].

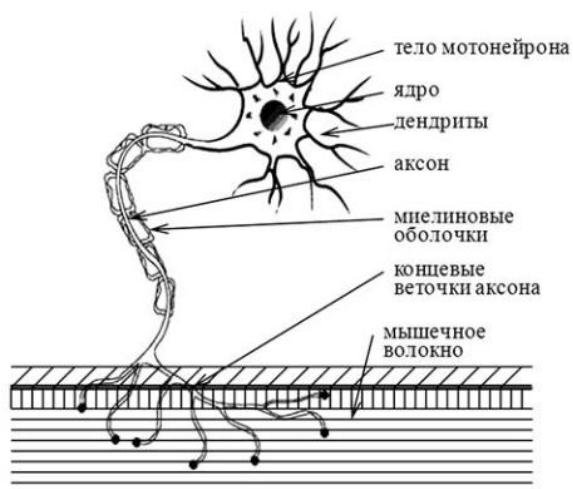


Рисунок 1 - Двигательная единица



### 1.2.3 Анатомия мышц верхней конечности

Мышцы верхней конечности обеспечивают приближение к телу и (или) удаление от него разного рода предметов, а также захват и (или) удержание их в кисти. Рассмотрим мышцы верхней конечности по ранее упомянутым признакам. Согласно топографическому признаку мышцы верхней конечности сопоставляют частям скелета верхней конечности, а именно мышечный отдел верхней конечности. В свою очередь мышцы свободной части верхней конечности включают в себя: мышцы плеча, мышцы предплечья и мышцы кисти [5].

**Мышцы плечевого пояса.** Плечевой сустав со всех сторон охвачен мышцами плечевого пояса. По форме подразделяют следующие мышцы: дельтовидная, надостная, подостная, большая и малая круглые мышцы, подлопаточная [5].

Дельтовидная мышца расположена над плечевым суставом, тем самым обуславливая форму данного места. Данная мышца берет свое начало у лопаточной ости, через акромион и акромиальный конец ключицы прикрепляется к плечевой кости. При сокращении мышцы целиком происходит отведение плеча, а если передняя и задняя часть мышцы работает попеременно, то происходит сгибание и разгибание всей конечности [5].

Оставшиеся мышцы, входящие в плечевой пояс, берут свое начало от дорсальной или от реберной поверхности лопатки и фиксируются к плечевой кости и (или) капсуле плечевого сустава. Комплексное сокращение данных мышц способствует различным движениям в положении свободной верхней конечности [5].

**Мышцы свободной верхней конечности.** Согласно топологическому признаку мышцы свободной верхней конечности делятся на мышцы плеча, предплечья и кисти. В свою очередь мышцы плеча классифицируются на две группы: переднюю и заднюю. Передняя группа включает в себя: двуглавую мышцу плеча, плечевую и клювовидно-плечевую мышцу. В группу задних мышц входят: трехглавая мышца плеча и локтевая мышца. Передняя группа мышц выполняет функцию сгибания плеча и предплечья, а задняя группа мышц соответственно разгибание [5].

Мышцы предплечья также делятся на передние и задние. Передняя группа отвечает за сгибание кисти и пальцев. Сгибатели запястья в передней группе: лучевой и локтевой сгибатели запястья. В передней группе также состоят сгибатели по пальцам независимо друг от друга: поверхностный и глубокий сгибатели пальцев, длинный сгибатель большого пальца, длинную ладонную мышцу, плечелучевую мышцу и мышцы, вызывающие пронацию предплечья и кисти: квадратный пронатор и круглый пронатор. Задняя группа включает разгибатели пальцев и кисти по запястью: длинный и короткий

лучевые разгибатели запястья, локтевой разгибатель запястья. Эта же группа по отношению каждого пальца отдельно: разгибатель пальцев, разгибатели мизинца и указательного пальца, длинный и короткий разгибатели большого пальца, а также длинная мышца, отводящая большой палец и мышцы, приводящие в супинацию предплечья и кисть – супинатор [5].

**Мышцы кисти.** Мышцы кисти находятся на ее ладонной поверхности, а также между пястными костями. На тыльной стороне кисти располагаются только сухожилия мышц разгибателей кисти и пальцев, находящихся в зоне предплечья. Наиболее развиты и активны мышцы возвышения большого пальца. Это обуславливается большим набором мышц, входящих в эту группу: короткая мышца, короткий сгибатель большого пальца кисти, отводящая большой палец кисти, приводящая мышца большого пальца кисти, противопоставляющая большой палец кисти. Пятый палец кисти (мизинец) мало подвижен ввиду того, что коротки мышцы, образующие возвышение мизинца развиты слабо. Средняя группа образована червеобразными и межкостными мышцами, их функция заключается в сжатии и (или) разжатии, разведении и сведении 2-5 пальцев [6].

В приложении Б приведена картинка с расположением мышц верхней конечности.

### 1.3 Введение в теорию электромиографии

ЭМГ – это один из методов исследования биопотенциалов, основанный на регистрации электрической активности мышц и нервных волокон [7].

процедура ЭМГ позволяет получать следующие параметры: амплитуду колебаний потенциала мышцы, длительность колебаний потенциалов мышц, частоту изменений потенциалов мышечных волокон. На рисунке 2 приведен пример электромиограммы.

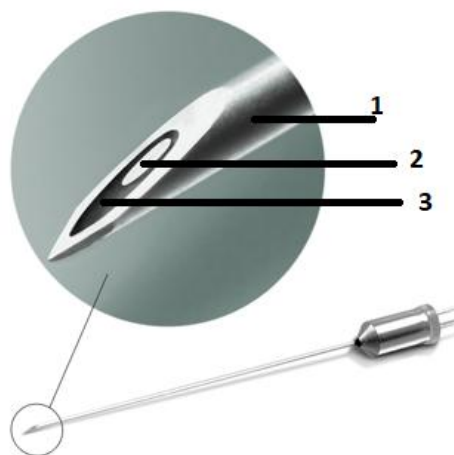


Рисунок 2 - Электромиограмма

По результатам снятых параметров можно сделать вывод о состоянии и функциональности не только мышц, но и нервных центров, принимающих участие в движении [8].

ЭМГ может осуществляться следующими способами: поверхностная ЭМГ, игольчатая ЭМГ и стимуляционная ЭМГ [8].





1 – зона референтного электрода; 2 – зона активного электрода; 3 – зона разделения

Рисунок 4 – Строение электрода для игольчатой ЭМГ

На рисунке 4 представлен электрод для проведения игольчатой электромиографии. Перед проведением исследования область внедрения игольчатого электрода смачивают спиртом, затем производят проникающее действие в тело нерва, за счет активной и референтной зоны идет регистрация потенциала двигательной единицы, для качественного сигнала рядом с игольчатым электродом располагают заземляющий электрод. Применение этого метода диагностики позволяет понять о состоянии отдельных нервных отростков и мышц [9, 10].

**Интерференционная электромиография.** Интерференционная электромиография осуществляется путем задействования поверхностных электродов. Применяются два типа поверхностных электродов, которые позволяют в первом случае не задействовать дополнительные материалы регистрировать электрическую активность мышц (рис 5.А), также применять электроды с применением дополнительной клянущейся основы (рис. 5.Б).



А – первый тип; Б – второй тип

Рисунок 5 – Электроды для поверхностной электромиографии

Суть метода заключается в регистрации спонтанной активности мышц, на основании которой врач производит заключение о состоянии мышц.



Основные параметры поверхностной ЭМГ: максимальная амплитуда при сокращении мышц от пика до пика, частота с которой происходит М-ответ, средняя амплитуда сигнала [11].

#### 1.4 Устройство для регистрации активности мышц

Современная медицина обладает большим количеством оборудования для диагностики человеческого организма как глобально, так и локально. Существует ряд устройств и аппаратов для регистрации биопотенциалов, однако их применение направлено на узкую и конкретную область диагностики. Дело в том, что источники возникновения биопотенциалов уникальны по-своему, что и определяет особенность устройства. В таблице 1 приведены характерные параметры для разных биопотенциалов [12].

Таблица 1 – Параметры и значения для различных биопотенциалов [12]

Параметр	ЭКГ	ЭЭГ	ЭМГ	ЭОГ	КГР
Амплитуда, мВ	0,1-5	0,02-0,3	0,01-1	0,02-2	1-100
Частотный диапазон, Гц	0,01-150	0,1-2000	1-10000	0-30	0,05-10

Для регистрации активности мышц в медицине используют миографы (рис. 6). Миограф – это аппарат, позволяющий зарегистрировать разность биологических потенциалов в двух точках исследуемой мышцы. Данный аппарат используют для диагностики нервно-мышечного строения человека [13].



Рисунок 6 - Миограф «Синапсис»

Разберем общие структурные решения и требования для реализации миографа. Все современные миографы имеют следующую структуру: блок предварительного усиления, блок фильтрации, блок усиления и блок АЦП

для конвертации сигнала из аналогового в цифровой. Каждый производитель может изменять последовательность установки каждого блока [12].

Входная цепь миографов представлена электродами и предусилителем. Электроды располагают на исследуемой мышце, чтобы через них передать напряжение на входы предусилителя. Соединение электродов ко входам предусилителя осуществляется за счет специальных соединительных проводов или кабеля. К конструкции современных миографов предъявляют следующие требования по соединительным проводам или кабелям: наличие специальных разъемов в корпусе для возможности отсоединения кабеля как отдельно от электродов, так и отдельно от корпуса миографа. Данное требование позволяет производить стерилизацию и дезинфекцию электродов, если речь идет об инвазивном методе. Еще одно требование для соединительных проводов и кабелей это наличие металлического слоя (оплетка), что позволяет произвести экранизацию устройства. Такое техническое решение предотвращает наложению помех и шумов на полезный сигнал. Это очень важно для регистрации низкоамплитудных биопотенциалов, так как что амплитуда сетевой помехи может превышать амплитуду полезного сигнала, а из таблицы 1 видно, что электрическая активность мышц относится к низкоамплитудным биопотенциалам. Следующим критерием является длина кабеля или соединительных проводов, чем больше длина провода, тем выше значения паразитной емкости [12].

В качестве предусилителя используют инструментальный усилитель. Отсюда предъявляют следующие требования: по напряжению смещения нуля, по коэффициенту ослабления синфазного сигнала, входное сопротивление и входные токи. Задача предусилителя усилить входной сигнал в заданное количество раз, и насколько возможно избавить сигнал от помех. Обычно коэффициент предусилителя выставляют небольшим. Такое решение обосновывается тем, что большой коэффициент предусилителя приведет к усилению наводок, что повлияет на работу всей схемы, и как итог на конечный результат исследования. Поэтому схемы различных устройств для регистрации биопотенциалов делают многокаскадными. В этом и заключается смысл усилительного блока, усилить полезный сигнал в нужном амплитудном диапазоне [12].

Также схема включает блок фильтрации. Данный блок играет большую роль в обеспечении полезного сигнала на выходе всей схемы. Блок фильтрации помогает нейтрализовать сетевую помеху и другие виды наводок [13].

Также к современным миографам предъявляют требование по наличию контура для подавления синфазной помехи.

## 1.5 Обзор существующих технических решений

### 1.5.1 Активный протез предплечья «СУБИ»

Активный протез «СУБИ» (рис. 7) разработан компанией «Моторика», находящейся на территории Российской Федерации.



Рисунок 7 - Активный протез «СУБИ»

Поскольку у данного протеза отсутствует база электронных компонентов, управление протезом осуществляется посредством тяговой системы управления. Принцип работы системы управления заключается в следующем: пациент, совершая движения в локтевом суставе, приводит в действие механические тяги, за счет которых происходит сжатие искусственных пальцев. В процессе длительной эксплуатации данного протеза пациент поддерживает мышцы культи и верхнего предплечья в тонусе, что является профилактикой от атрофирования мышц. Устройство протеза позволяет увеличить его функциональность благодаря использованию специальных насадок (рис. 8).



Рисунок 8 - Насадки для протеза «СУБИ»

Комплектующие данного протеза: кисть, ладонная крышка, ротатор, предплечье, плечевая арка, пальцы, манжета, колок. Вес протеза составляет 300-500 грамм. Нагрузочная способность протеза составляет 5-10 кг [14].

### 1.5.2 Бионический протез «INDY»

Бионический протез руки «INDY» является разработкой компании «Моторика». Возможности данного протеза способны компенсировать функции утраченной конечности, и тем самым помогает (протез) выполнять

повседневные действия в жизни человека: готовить кушать, переносить различные предметы с места на место, одеваться и т. д. Технические характеристики на данный протез приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Технические характеристики протеза «INDY» [15]

Максимальная нагрузка на пальцы	Возможность поднимать тяжести	Время автономной батареи	Вес протеза	Материал
До 10 кг	До 20 кг	От 24-х часов	350 гр (кость)	Нержавеющая сталь, алюминий, полиамид

Протез «INDY» может осуществлять только сжатие и (или) разжатие всех пальцев одновременно. В комплектацию протеза (рис. 9) входят: модуль кисти, аккумуляторный блок, зарядное устройство, ротатор, электромиографические датчики с системой управления, косметическая оболочка [15].

Принцип работы протеза: электромиографические датчики помещаются на культю, происходит регистрация биопотенциалов, далее происходит обработка сигнала и на основании этой обработки работает электромеханический привод, который сжимает или разжимает искусственные пальцы. Большим плюсом данного протеза является возможность индивидуальной настройки работы протеза. Это осуществляется с помощью мобильного приложения, которое позволяет анализировать показания электромиографических датчиков, а также настраивать работу протеза руки [15].



Рисунок 9 - Бионический протез руки «INDY»

### 1.5.3 Бионический протез «MANIFESTO»

Разработка бионического протеза «MANIFESTO» (рис. 10) также принадлежит компании «Моторика». Функциональные возможности данного протеза намного больше, чем у предшествующих протезов. У бионического протеза «MANIFESTO» каждый палец управляется отдельным электрическим приводом, что позволяет управлять каждым искусственным



пальцем произвольно. В таблице 3 приведены технические характеристики для данного протеза.

Таблица 3 – Технические характеристики протеза «MANIFESTO» [16]

Максимальная нагрузка на пальцы	Возможность поднимать тяжести	Время автономной батареи	Вес протеза	Материал
До 15 кг	До 20 кг	От 24-х часов	500 гр (кость)	Нержавеющая сталь, алюминий, полиамид

Из таблицы 3 видно, что нагрузочные характеристики протеза «MANIFESTO» (рис. 10) лучше, чем протеза «INDY». Данный фактор позволяет поднимать более тяжелые вещи, что является плюсом данного протеза. Возможность двигать каждым пальцем произвольно расширило функциональные возможности пациента. Например, водить машину, писать ручкой, брать в руки предметы сложной формы и т. д. Принцип работы протеза «MANIFESTO» схож с протезом «INDY», только управление каждым пальцем происходит разными приводами. Однако возможности настройки протеза «MANIFESTO» в приложении более обширны, в отличии от протеза «INDY». Пример возможности настройки жестов в мобильном приложении изображен на рисунке 11 [16].



Рисунок 10 - Бионический протез «MANIFESTO»

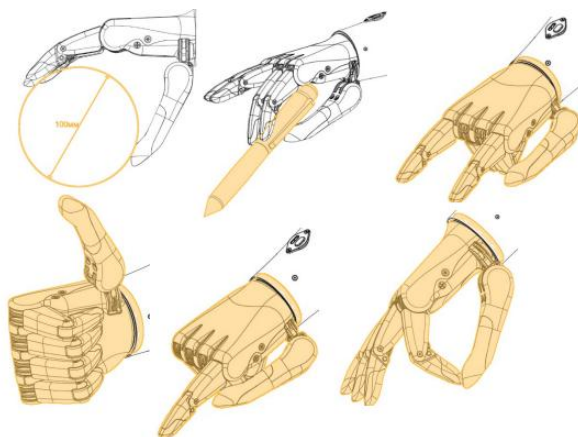


Рисунок 11 - Возможность, настраиваемых жестов

### 1.5.4 Протез кисти «bebionic»

Протез кисти «bebionic» (рис. 12) производится в компании «Ottobock», которая находится в Германии.



Рисунок 12 - Бионический протез кисти «bebionic»

В основе работы данной кисти лежит поверхностная миография. С помощью электродов снимается разность биопотенциалов, значение которой поступает на электромиографический датчик. Выход датчика подключается к устройству, который содержит программную часть, далее происходит обработка и на основании обработанного сигнала происходит движение искусственных пальцев. Данный протез позволяет выполнять 14 различных схватов. В комплектацию данного протеза входят: концевая фаланга пальца, межфаланговый сустав пальца, пальцевой тяговый элемент, переключатель, тыльная сторона модуля кисти, запястье, седловидный сустав большого пальца кисти, манжета, конечный сустав большого пальца [17].

В приложении В приведена электрическая схема электромиографического датчика, с помощью которого происходит регистрация электромиографических данных для управления бионическим протезом руки. Сформулируем принцип работы данного устройства.

Контур DA7 реализован на микросхеме AD623ARMZ-REEL7, которая является инструментальным усилителем. На входных ножках с номерами 2 и 3 подключены частотно избирательные электрические цепи, которые пропускают через себя электромиографический сигнал в диапазоне от 3 Гц до 3 кГц. Выбор таких частот обосновывается в первую очередь в подавлении дрейфа изолинии, а также, не позволяя полезному сигналу достичь высокочастотных помех. Через ножки 1 и 8 происходит подключение резисторов R29 и R32, которые определяют коэффициент усиления DA7. Между R29 и R32 образован электрический узел, через который подключается операционный усилитель DA3.2 на базе микросхемы OPA2347EA. Роль DA3.2 заключается в подавлении синфазной помехи. Выход DA7 подключается цепочке фильтров, которые реализованы на OPA2347EA DA3.1, DA4.1, DA4.2. Последовательное соединение этих операционных усилителей позволяет создать конфигурацию фильтра с двумя полосами подавления. Одна из которых ограничивает и (или) ослабляет

сигнал в диапазоне от 0 до 50 Гц, а другая полоса не позволяет сигналу достичь частот свыше 500 Гц. Операционные усилители DA6.1, DA6.2 выполняют роль амплитудного детектора для преобразования электромиографического сигнала. Задача контуров DA5.1 и DA5.2 заключается защитной функции всего электромиографа, схема включения DA5.2 – компаратор, выход которого подключается к ножке питания ОРА2347ЕА, на которой также реализованы DA6.1, DA6.2. В случае, если DA5.2 «опракинется», то выходе появится уровень логического нуля, что приведёт к падению напряжения на ножке питания ОРА2347ЕА, что приведет к отключению каскада DA6.1, DA6.2. Микросхемы DA1 и DA2 являются линейными преобразованиями напряжения, которые обеспечивают различные номиналы постоянного напряжения для питания аналоговых микросхем и реализации опорного напряжения.

### 1.5.5 Протез руки от компании «Vi-oN»

Данная компания разрабатывает собственные бионические протезы и занимается их внедрением внутри рынка РФ. Компания оказывает услуги по активации мышечной активности в случае их атрофирования, после чего изготавливает бионический протез под индивидуальные требования пациента, далее осуществляется настройка протеза и проверка работоспособности. Помимо производства бионических протезов рук компания создает миографические браслеты, которые применяются как для управления самим протезом, так и в качестве диагностики при реабилитации мышц культи пациента. На рисунке номер показана готовая продукция компании [18].



Рисунок 13 - Протез руки от компании «Vi-oN»

При рассмотрении патента, который принадлежит компании, можно детально ознакомиться с программно-аппаратной частью устройства. Принцип работы основывается на поверхностной ЭМГ. Аппаратная часть представляет из себя миографический датчик в состав которого входят: инструментальный усилитель INA114, операционный усилитель, фильтр верхних и нижних частот, выполненных на пассивных элементах или на активных элементах. С обратной стороны датчика располагаются три электрода. Электроды в форме квадрата подключаются ко входу

инструментального усилителя, а электрод в форме прямоугольника подключается к выходу операционного усилителя. Форма электродов может меняться исходя из индивидуальных требований пациента. Для работы кисти необходимо изготовить 8 таких датчиков и объединить в один браслет, как это показано на рисунке. Такое технологическое решение обуславливается тем, что браслет, расположенный на культе, имеет возможность регистрировать мио сигнал со всей поверхности культи. Тогда принцип работы схемы заключается в следующем: как только пациент захочет произвести действие искусственной кистью, уровень напряжения в мышце вырастет, через электроды инструментальный усилитель получит значение этого напряжения, усилит его с заданным коэффициентом усиления. Далее сигнал поступает на входы фильтров, с выхода фильтров поступает полезный сигнал, который через интерфейс BLE приходит на вход микросхемы аналого-цифрового преобразователя (далее АЦП), а уже оцифрованный сигнал поступает на микроконтроллер.

Программная часть подразумевает наличие нейронных алгоритмов. Приходя сигнал на микроконтроллер, он обрабатывается нейронной сетью, которая точно определяет жест, который хочет воспроизвести пациент с помощью бионического протеза. На основании обработки нейронных алгоритмов микроконтроллер управляет исполнительным устройством [19].

## **1.6 Объекты и методы исследования**

Объектом исследования для данной магистерской диссертации являются мышцы предплечья, а именно: глубокий сгибатель пальцев, поверхностный сгибатель пальцев, а также мышцы, отвечающие за функциональность отдельного пальца: длинный сгибатель большого пальца, короткий сгибатель большого пальца, мышца, противопоставляющая мизинец. Расположение данных мышц и остальных мышц предплечья можно увидеть в приложении Г.

В качестве метода исследования была выбрана поверхностная и игольчатая ЭМГ. Перед выполнением процедуры необходимо удалить волосяной покров с исследуемого участка, далее необходимо обезжирить поверхность кожи путем протирки спиртовым раствором. При закреплении электродов на руку нанести контактный гель для улучшения проводимости.

## **1.7 Организация и выполнение электромиографических опытов**

Логическим завершением данной главы выступает раздел, который регламентирует организацию электромиографических опытов и их

результатов. Проведение поверхностной электромиографии направлено на регистрацию суммарного биопотенциала мышц сгибатора и разгибатора. Для изучения иннервации данных групп мышц и группы мотонейронов необходимо провести игольчатую электромиографию в области локтевого нерва.

Для выполнения опытов будет применяться зарегистрированный на территории Казахстана электромиографический комплекс «Синапсис», свойства которого описаны в разделе 1.4. Регистрационное удостоверение смотреть в приложении Д.

Из раздела 1.3 было установлено, что проведение поверхностной электромиографии осуществляется с различными видами электродов. В данной магистерской диссертации поверхностная ЭМГ проводится при помощи электродов с нефиксированным расстоянием (рис 5, Б). Красный электрод является активным, который размещается на брюшке мышцы, место наиболее электрически активное. Синий электрод выполняет референтную функцию и располагается в слабо активном месте. Металлический пластинчатый электрод располагается на запястье, тем самым заземляя пациента (рис. 14).



Рисунок 14 – Проведение поверхностной электромиографии

На рисунке 15 приведена осциллограмма электрической активности мышц, отвечающих за сгибание и разгибание пальцев. Качественный анализ показывает, что на временном интервале 26.850 и 29.350 низкая электрическая активность, что указывает на то, что задействованы мышцы разгибатели. На участках 28.100 и 30.600 присутствует повышенная амплитуда ЭМГ сигнала, что говорит о задействовании мышц сгибателей.

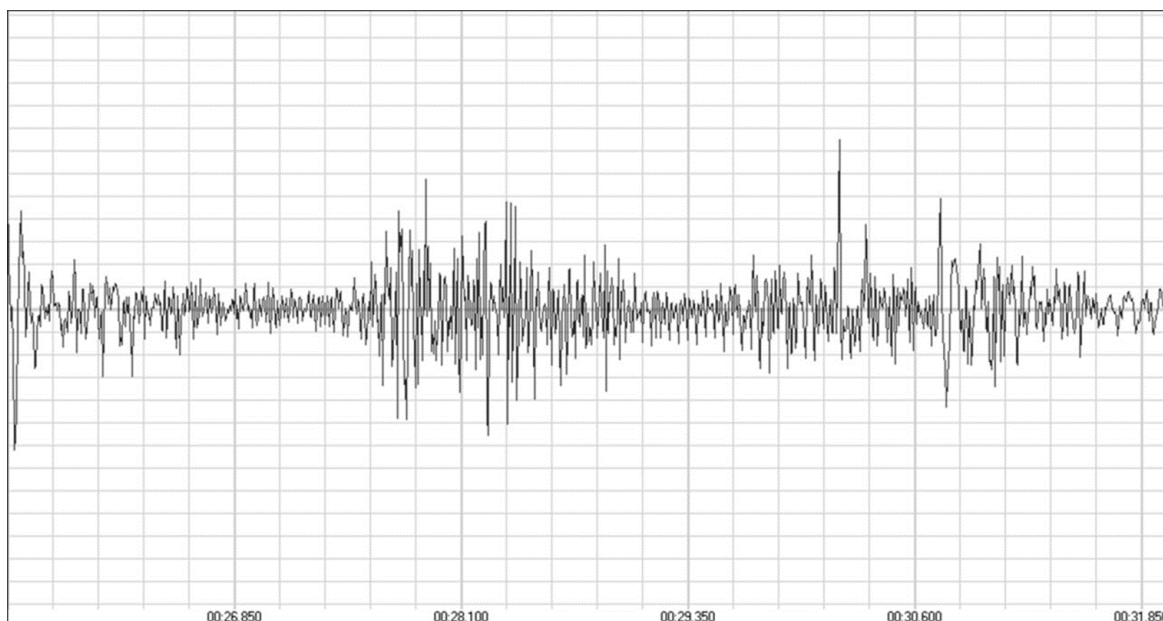


Рисунок 15 – Результат поверхностной электромиографии

Для проведения игольчатой ЭМГ необходимо задействовать специализированный игольчатый электрод, который изображен на рисунке 4. Методика проводится следующим образом: игольчатый электрод вводят в локтевой нерв, вблизи электрода располагается металлическая пластина для заземления. Поскольку методика является инвазивной для безопасного ее проведения будет задействован ультразвуковой контроль для оценки глубины проникновения игольчатого электрода (рис. 16).

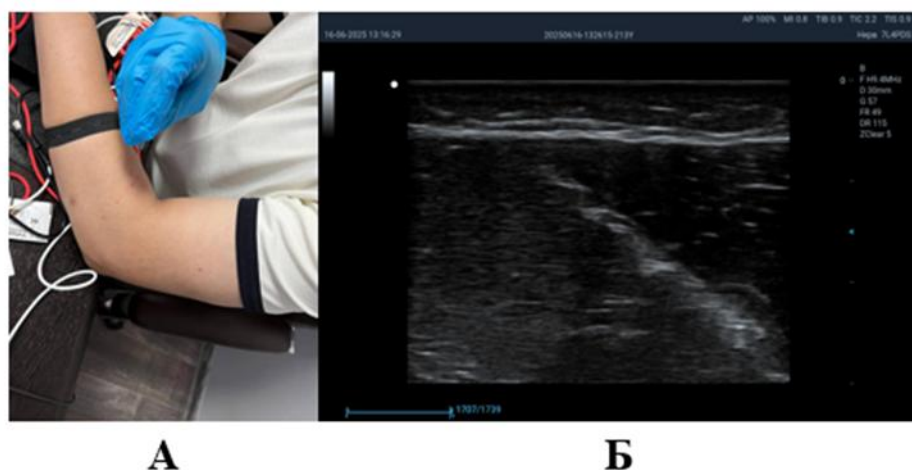


Рисунок 16 – Проведение нейрофизиологических и ультразвуковых исследований

А – нейрофизиологические исследования; Б – ультразвуковые исследования;

Как видно из рисунка 16 игольчатый электрод был введен в область локтевого нерва. С поверхности кожи был удален волосяной покров, и обработанно специализированным спиртовым раствором для соблюдения мер безопасности.





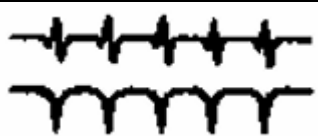

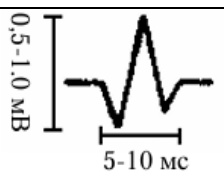
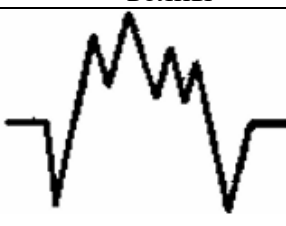
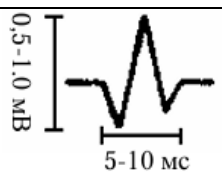
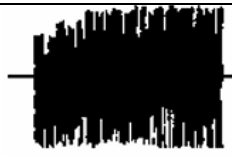
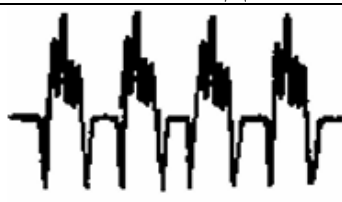
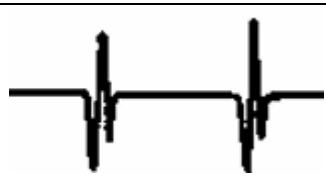




Рисунок 17 – Результаты нейрофизиологического исследования

На рисунке 17 приведены результаты анализа потенциала групп двигательных единиц. Для проведения качественного анализа полученных результатов необходимо произвести сравнение с эталонными данными, которые приведены в таблице 4.

Таблица 4 – Электромиографические данные из атласа [20]

Виды ЭМГ	Норма	Нейрогенные поражения	
		Периферический мотонейрон	Центральный мотонейрон
Активность введения	 Нормальная	 Увеличенная	 Нормальная
Спонтанная активность	 Отсутствует	 Фибрилляция, положительные острые волны	 Отсутствует
ПДЕ	 Нормальные ПДЕ	 Большие ПДЕ	 Нормальные ПДЕ
Потерн Интерференционной ЭМГ	 Полная интерференция	 Редуцированная интерференция, высокая частота	 Редуцированная интерференция, низкая частота

Из таблицы 4 очевидно, что полученные данные совпадают с эталонными и масштабируют пути развития магистерской диссертации.



## 2 РАЗРАБОТКА АППАРАТНОЙ ЧАСТИ

Результаты предыдущей части сформировали необходимые принципы и методы в области медицинского приборостроения электромиографов и бионических протезов верхней конечности. Данная часть содержит разделы, в которых происходит исследование компонентной базы и расчет электрических цепей. Таким образом работа в данной части направлена на разработку принципиальных электрических схем аппаратной части.

### 2.1 Синтез функциональных групп

На рисунке 18 приведена схема включения функциональных групп биомедицинской измерительной системы (далее БИС). Состав функциональных групп их количество и значение определяется из знаний, которые были сформированы в подпункте 1.4.

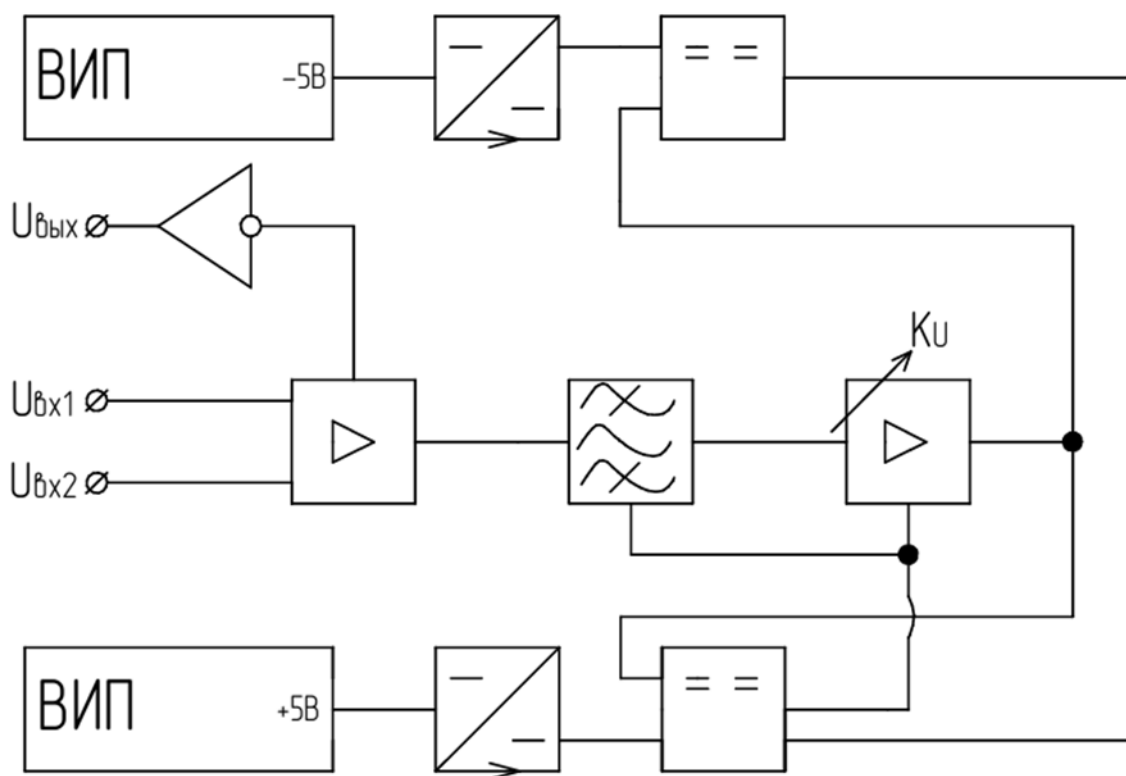


Рисунок 18 – Включение функциональных групп в БИС

Взаимодействие функциональных групп образуют функциональную схему БИС, задача которой заключается в регистрации ЭМГ сигнала и передача значений на дальнейшие блоки аппаратной системы по управлению бионического протеза. Функциональные группы делятся на следующие типы: группа предусиления и формирования выходного напряжения,

частотно-избирательная группа, группа итогового усиления, группа детектирующего типа, группа общего управления и исполнительная группа, группа, реализующая питание всей системы. Предусилительная группа выполнена на базе инструментального усилителя и обратной связи. Группа, реализующая частотно-избирательные функции представлена полосовым фильтром. Усилительная группа реализована на масштабирующем инвертирующем операционным усилителем с пользовательской возможностью изменять уровень выходного напряжения. Группа общего управление образована цифровыми приемно-передающими устройствами, питание которых необходимы стабилизаторы напряжения. В данную группу входят два микроконтроллера и бортовой компьютер, которые обмениваются между собой информацией. Данные устройства, работая в паре управляют аналого-цифровым преобразователем (далее АЦП), кнопкой включения и выключения устройства, батареей и группой исполнительных устройств. Защитная группа представлена двумя компараторами, которые выполняют функцию аналоговых детекторов.

Полную функциональную схему смотреть в приложении Е.

Последовательное включение функциональных групп БИС, цифровых приемно-передающих устройств и исполнительных устройств образуют всю систему управления, принцип которой заключается в следующем: на входные ножки инструментального усилителя поступает зашумлённый электромиографический сигнал, образование обратной связи в паре с детектирующей группой происходит разрешение по работе частотно-избирательной цепи, которая подавляет и (или) задерживает нежелательные помехи, тем самым образуя электромиографический сигнал пригодным для интерпретации, который после усиления проходит оцифровку, и на основании чего происходит включение или выключение исполнительного устройства.

## 2.2 Обоснование электронных компонентов

При выборе инструментального усилителя будем руководствоваться знаниями, которые были сформированы в части обзор литературы. Наиболее распространенные инструментальные усилители это: AD623ARZ-R7, AD623ARMZ-REEL7, INA114AU. Сравнение этих моделей приведены в таблице 5.

Таблица 5 – Характеристики инструментальных усилителей [21, 22, 23]

Характеристики	AD623ARZ-R7	AD623ARMZ-REEL7	INA114AU
Бренд	Analog Devices		Texas Instruments
Корпус	SOIC-8	Msop-8	SOIC-16
Соппротивление	0,1 ГОм	0,1 ГОм	10 ГОм

Ток	17 нА	17 нА	2 нА
Значение смещения напряжения на входе	25 мкВ	200 мкВ	50 мкВ
Ток микросхемы	5 мА	1 мА	30 мА
Ток собственного потребления	0,375 мА	0,375 мА	3 мА
Цена, тенге	2610	3200	21300

Из таблицы 5 видно, что каждый инструментальный усилитель обладает, как своими преимуществами, так и недостатками. При проектировании различных модификаций электромиографического датчика были опробованы каждый из инструментальных усилителей.

Блок фильтрации и итогового усилителя выполнены на операционных усилителях (далее ОУ). Исходя из этого необходимо подобрать такие микросхемы, которые удовлетворяют требованию компактности и характеристикам по фильтрации и усилению. В таблице 6 представлены характеристики ОУ для групп фильтрации, усилителя и контура для подавления синфазной помехи.

Таблица 6 – Характеристики ОУ AD8063ARTZ-REEL7 и OPA690IDVR [24,25]

Характеристики	AD8063ARTZ-REEL7	OPA690IDVR
Бренд	Analog Devices	Texas Instruments
Корпус	SOT-23-6	
Характеристики	AD8063ARTZ-REEL7	OPA690IDVR
Полоса пропускания, МГц	300	500
Напряжение смещения, мВ	0,5 - 3	1
Токовое смещение, мкА	2-4	4
Выходной ток, мА	50	190
Двухполярное напряжение питания	Плюс/минус 4	Плюс/минус 5
Возможность отключения	Да	
Цена, тенге	2930	3390

Таким образом из таблицы 6 видно, что ОУ OPA690IDVR имеет более прецизионные характеристики, именно эта микросхема будет использоваться для фильтра, итогового усилителя и контура для подавления синфазной помехи.

В функциональной электрической схеме также присутствует вспомогательный источник питания, функцию данного блока будет выполнять линейный регулятор напряжения LP2980AIM5-3.0 с фиксированным выходом [26].

В качестве амплитудного детектора будет выступать компаратор с двухполярным питанием LMV7219M5X/NOPB [27].

Для качественной оцифровки сигнала необходимо использовать отдельную микросхему АЦП, предназначенную для медицинских устройств. В качестве таких микросхем будут выступать AD7797BRUZ и ADS1298IPAGR. В таблице 7 представлены характеристики представленных АЦП.

Таблица 7 – Характеристики микросхем AD7797BRUZ и ADS1298IPAGR [28,29]

Характеристики	AD7797BRUZ	ADS1298IPAGR
Бренд	Analog Devices	Texas Instruments
Корпус	SOIC-16	TQFP64
Характеристики	AD7797BRUZ	ADS1298IPAGR
Количество каналов	1	8
Биты	24	24
Встроенные фильтры	Да	
Архитектура	Сигма-Дельта	
Частота дискретизации, Гц	123	От 250 до 32000
Наличие PGA	Да	
Цена, тенге	9600	12400

Из таблицы 7 видно, что ADS1298IPAGR превосходит в характеристиках AD7797BRUZ, однако ADS1298IPAGR имеет более габаритный корпус, высокую цену и более сложное подключение, чем AD7797BRUZ. AD7797BRUZ имеет один канал для оцифровки, соответственно при наращивании миографических датчиков возникнет необходимость в монтаже дополнительных AD7797BRUZ. Исходя из этого, было принято решение провести эксперименты используя две микросхемы АЦП [30].

Для управления всей системой будет применяться 32-битный микроконтроллер STM32L152RBT6A и бортовой компьютер [30, 32].

Из рисунка 18 видно, что для питания электромиографа необходимо использовать вспомогательный источник питания номиналом в минус 5 Вольт. Реализация данного вспомогательного источника питания будет выполнена на микросхеме MAX764ESA+T. Данная микросхема представляет из себя линейный преобразователь напряжения с инвертирующей функцией и фиксированным выходом в минус 5 Вольт, которые достигаются путем подключения минимального обвеса пассивных компонентов [33].

Функция ИУ направлена на выполнение манипуляции пальца бионического протеза руки, как отдельно, то есть независимо друг от друга, так и вместе. Роль ИУ может выполнять редуктор или другое техническое решение, работающие по этому принципу. Рассмотрим шаговый двигатель и

сервопривод SG-90. Технические характеристики на шаговый двигатель приведены в таблице 8, а характеристики на сервопривод приведены в таблице 9.

Таблица 8 – Технические параметры на шаговый двигатель [34]

Семейство	Двигатель шагового типа
Градус одного поворота	6
Разрешающий сигнал	5 Вольт
Количество положений	4
Скорость	80000 Герц
Количество передач	1:64
Количество оборотов	7
Момент силы	390

Таблица 9 – Характеристики на сервопривод SG-90 [35]

Вес	9 грамм
Габаритные показатели	22,2 x 11,8 x 31 мм
Напряжение питания	5 Вольт
Крутящий момент	1,8 кг · см
Скорость работы	0,1 с
Ширина зоны нечувствительности	10 мкс
Диапазон рабочих температур	От 0 до 55 C°

Стоит отметить, что корректная работа шагового двигателя возможна только в паре управляющего драйвера, что вызовет увеличение габаритных показателей платы управления [34]. В связи с этим исполнительным устройством для данной магистерской диссертации будет выступать сервопривод SG-90.

## 2.3 Расчет контуров схемы

### 2.3.1 Расчет инструментального усилителя

Для регистрации электромиографического сигнала выбираются микросхемы инструментальных усилителей AD623ARZ-R7, AD623ARMZ-REEL7, INA114AU. Коэффициент усиления задается путем монтажа резистора на 1 и 8 ножками микросхем. На рисунке 19 изображена цоколевка инструментального усилителя.

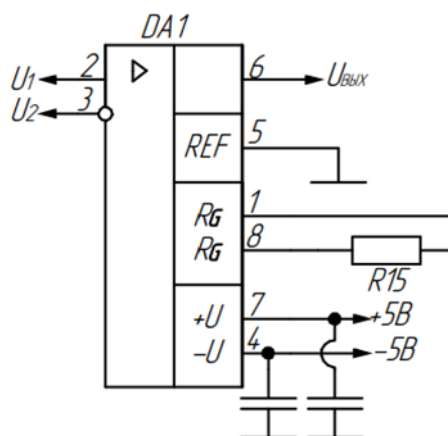


Рисунок 19 – Цоколевка инструментального усилителя

Техническая документация на AD623ARZ-R7 регламентирует расчет коэффициента усиления по формуле [21]:

$$K_U = 1 + \frac{100\text{кОм}}{R_G}. \quad (1)$$

Выберем коэффициент усиления для инструментального усилителя в районе 10. Такой выбор обосновывается лишь задачей предусиления сигнала, итоговое усиление электромиографического сигнала будет выполнять итоговый усилитель.

Выразим  $R_G$  из (1):

$$R_G = \frac{10 \cdot 10^3}{10 - 1} = \frac{100000}{9} = 11\text{кОм}. \quad (2)$$

Из ряда E96 выбираем  $R_G = R_{15} = 1,1 \cdot 10^3 \text{ Ом} \pm 1\%$ .

Проверка исходя из подбора:

$$K_U = 1 + \frac{10 \cdot 10^3}{11000} = \frac{100000}{11000} = 9,09. \quad (3)$$

Подключение дополнительных пассивных компонентов смотреть на принципиальной схеме в приложениях Ж и И.

### 2.3.2 Расчет полосового фильтра

Функция ПФ заключается в ограничении выходного сигнала с инструментального усилителя. Необходимо задать две полосы подавления и одну полосу пропускания фильтра в диапазоне от 60-500 Гц, что позволит избавить полезный сигнал от сетевой помехи, которая лежит в диапазоне 50 Гц, и ограничить сигнал в районе 500 Гц, чтобы не подвергать сигнал

воздействию высокочастотных помех. В качестве ПФ выступает схема, которая приведена на рисунке 20.

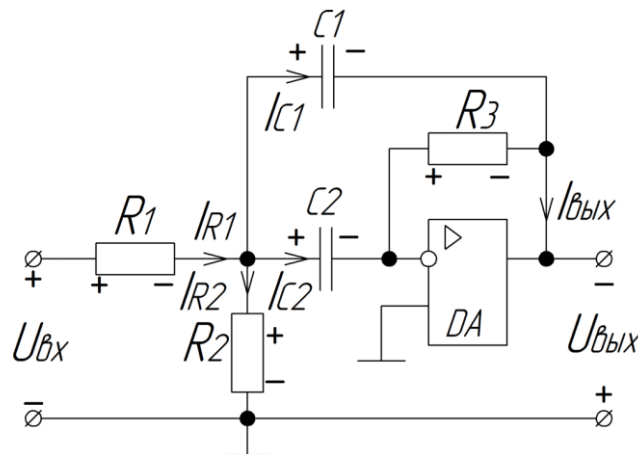


Рисунок 20 - Полосовой фильтр

Проведем анализ поведения цепи с помощью физического и математического расчета, которые позволят определить формулы граничных частот данного фильтра. Электрический узел, расположенный между резисторами R1, R2 и конденсаторами C1, C2 условно обозначим «а».

Из рисунка 20 справедливо:

$$\text{Для узла а: } I_{R1} = I_{R2} + I_{C1} + I_{C2} + I_{ВЫХ}. \quad (4)$$

Из выражения 4 видно, что в цепи протекают множество токов, что обусловлено наличием нескольких узлов и веток.

Рассмотрим работу цепи на нижних и верхних частотах. Так как в цепи имеются реактивные элементы – конденсаторы, характер их поведения будет определяться частотным диапазоном работы схемы (рис. 20). На нижних частотах конденсатор представляет из себя разрыв, а на верхних короткую, это четко прослеживается в выражениях (5) и (6).

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C} = [\omega \rightarrow 0] = \frac{1}{0 \cdot C} \rightarrow \infty; \quad (5)$$

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C} = [\omega \rightarrow \infty] = \frac{1}{\infty \cdot C} \rightarrow 0. \quad (6)$$

Схемы замещения для данных процессов приведены на рисунках 21 и 22 соответственно.

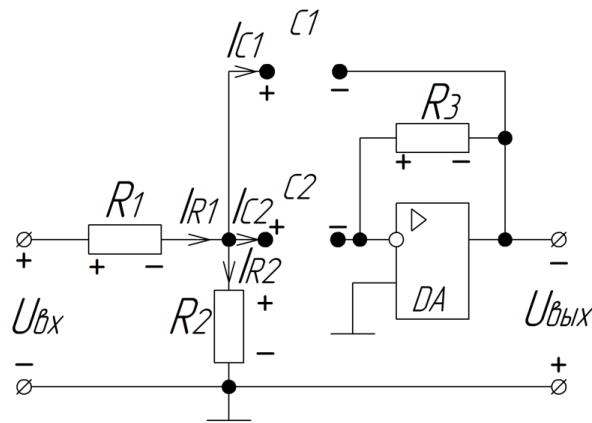


Рисунок 21 - Схема замещения ПФ на нижних частотах

Из рисунка 21 следует, что на нижних частотах входной источник напряжения разорван с цепью выходного напряжения, в следствии бесконечно большого сопротивления реактивных элементов. В контуре обратной связи отсутствует ток, что приводит к нулевому потенциалу на резисторе  $R_3$  и как результат выходной потенциал, также стремится к нулевому значению. Исходя из этого можно утверждать, что на нижних частотах коэффициент усиления  $K_U$  равен нулю.

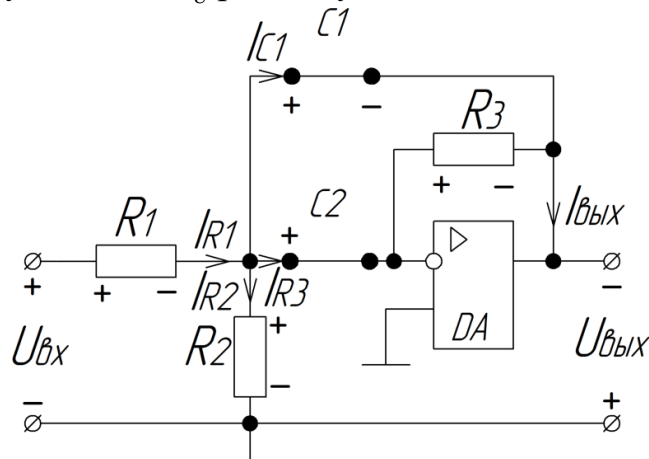


Рисунок 22 - Схема замещения ПФ на верхних частотах

На верхних частотах (рис.22) между цепями нет разрыва и схема является обычным масштабирующим усилителем с резистивным делителем на входе и резистором  $R_3$  в цепи обратной связи. Соответственно при одинаковых номиналах всех резисторов будет действовать равный потенциал, вследствие протекания тока в последовательном контуре. Из чего следует, что на верхних частотах коэффициент усиления будет равен 0,5 — это видно из выражения 7:

$$K_U = \frac{U_{BЫX}}{U_{BX}} = - \frac{I_{OC} \cdot R_3}{I_{BX} \cdot (R_1 + R_2)} = [R_1 = R_2 = R_3] = 0,5. \quad (7)$$

Далее необходимо провести математический анализ цепи для получения выражений, которые определяют граничные частоты ПФ.

Комплексная передаточная функция:



$$\begin{aligned}\dot{K}_U &= \frac{\dot{U}_{B\bar{B}IX}}{\dot{U}_{BX}} = -\frac{j\omega RC}{2 - \omega^2 R^2 C^2 + j2\omega RC} = -\left[ \frac{2\omega\tau + j(2\omega\tau - \omega^3\tau^3)}{(2 - \omega^2\tau^2)^2 + 4\omega^2\tau^2} \right] = \\ &= -\left[ \frac{2\omega^2\tau^2}{\omega^4\tau^4 + 4} + j\frac{2\omega\tau - \omega^3\tau^3}{\omega^4\tau^4 + 4} \right].\end{aligned}\quad (8)$$

Модуль коэффициента передачи:

$$\begin{aligned}K_U(\omega) &= \frac{\sqrt{4\omega^4\tau^4 + (2\omega\tau - \omega^3\tau^3)^2}}{\omega^4\tau^4 + 4} = \frac{\omega^6\tau^6 + 4\omega^2\tau^2}{\omega^4\tau^4 + 4} = \frac{\omega\tau}{\sqrt{\omega^4\tau^4 + 4}} = \\ &= \frac{1}{\sqrt{\omega^2\tau^2 + \frac{4}{\omega^2\tau^2}}}.\end{aligned}\quad (9)$$

Явление квазирезонанса наблюдается при  $\text{Im } K_U = 0$ , Тогда

$$\begin{aligned}2\omega_0\tau - \omega_0^3\tau^3 &= 0; \\ \omega_0\tau(2 - \omega_0^2\tau^2) &= 0; \\ 2 &= \omega_0^2\tau^2; \\ \omega_0 &= \sqrt{\frac{2}{\tau^2}} = \frac{\sqrt{2}}{\tau}.\end{aligned}\quad (10)$$

Итоговое полученное значение (10) является квазирезонансной частотой для данного фильтра.

Модуль коэффициента передачи на квазирезонансной частоте равен:

$$K_U(\omega_0) = \frac{1}{\sqrt{\omega_0^2\tau^2 + \frac{4}{\omega_0^2\tau^2}}} = \frac{1}{\sqrt{2 + \frac{4}{2}}} = \frac{1}{2}.\quad (11)$$

Из выражения 11 определим полосу пропускания:

$$\begin{aligned}K_{U_{\text{зп}}}(\omega_0) &= \frac{K_U(\omega_0)}{\sqrt{2}} = \frac{1}{2\sqrt{2}}; \\ \frac{1}{2\sqrt{2}} &= \frac{1}{\sqrt{\omega_{\text{зп}}^2\tau^2 + \frac{4}{\omega_{\text{зп}}^2\tau^2}}}; \\ 8 &= \omega_{\text{зп}}^2\tau^2 + \frac{4}{\omega_{\text{зп}}^2\tau^2}; \\ (\omega_{\text{зп}}^2\tau^2)^2 - 8 \cdot \omega_{\text{зп}}^2\tau^2 + 4 &= 0.\end{aligned}\quad (12.1)$$

Решим квадратное уравнение относительно  $\omega_{cp}^2 \tau^2$ :

$$\omega_{cp}^2 \tau^2 = \frac{8 \pm \sqrt{8^2 - 4 \cdot 1 \cdot 4}}{2} = \frac{8 \pm \sqrt{48}}{2} = 4 \pm \sqrt{12};$$

$$\omega_{cp1,2} = \frac{\sqrt{4 \pm 2\sqrt{3}}}{\tau}. \quad (12.2)$$

Из выражения 12.2 выразим значения для нижней граничной частоте и верхней граничной частоте:

$$\omega_n = \frac{1}{\tau} \sqrt{4 - 2\sqrt{3}};$$

$$\omega_s = \frac{1}{\tau} \sqrt{4 + 2\sqrt{3}}. \quad (13)$$

### 2.3.3 Расчет итогового усилителя

Задача итогового усилителя заключается усилить в нужном диапазоне сигнал, который поступает с выхода полосового фильтра. В конструкции итогового усилителя должен быть предусмотрен способ по изменению коэффициента усиления в реальном времени для настройки системы. В качестве усилителя будет выступать операционный усилитель по схеме включения масштабирующий усилитель, который изображен на рисунке 23. Для обеспечения возможности изменения коэффициента усиления выступает подстроечный резистор 3313J-1-104Е, который подключается последовательно к резистору R2 [36].

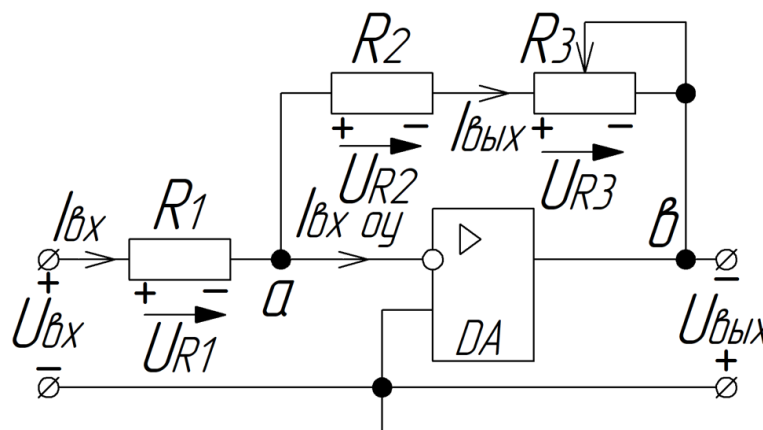


Рисунок 23 - Схема включения итогового усилителя

Для расчета минимального и максимального коэффициента усиления итогового усилителя необходимо записать первый и второй Закон Кирхгофа для схемы, изображенной на рисунке 23.

По первому Закону Кирхгофа запишем уравнение для токов в узле «а»:

$$\text{Для узла а: } I_{\text{ex}} = I_{\text{exoy}} + I_{\text{блх}}. \quad (14)$$

Из выражения 14 видно, что в узел «а» втекает входной ток, и разветвляется на ток входа операционного усилителя и выходной ток, который протекает в цепи обратной связи, которая образована резисторами R2 и R3. Однако, стоит учитывать, что входное сопротивление операционного усилителя велико, что позволяет принять входной ток ОУ за ноль, тогда первый закон можно записать как:

$$\text{Для узла а: } I_{\text{ex}} = I_{\text{блх}}. \quad (15)$$

Второй Закон Кирхгофа для входной цепи:

$$U_{\text{ex}} = U_{R1}. \quad (16)$$

Второй Закон Кирхгофа для выходной цепи:

$$U_{\text{блх}} = -(U_{R2} + U_{R3}). \quad (17)$$

Коэффициент усиления:

$$K_U = \frac{U_{\text{блх}}}{U_{\text{ex}}} = \frac{U_{R2} + U_{R3}}{U_{R1}}. \quad (18.1)$$

Выражение 18.1 распишем через Закон Ома:

$$K_U = \frac{U_{R2} + U_{R3}}{U_{R1}} = \frac{I_{\text{блх}} \cdot (R_2 + R_3)}{I_{\text{ex}} \cdot R_1}. \quad (18.2)$$

Из выражения 15 видно, что входной и выходной ток равны, тогда:

$$K_U = \frac{I_{\text{блх}} \cdot (R_2 + R_3)}{I_{\text{ex}} \cdot R_1} = \frac{R_2 + R_3}{R_1}. \quad (18.3)$$

Из выражения 18.3 можно получить формулы, которые определяют минимальный и максимальный коэффициент усиления. Если R3 будет настроен на нулевое положение, то соответственно его сопротивление будет равно нулю. Если положение мотора R3 вывернуто на максимальное положение, то его сопротивление будет равно 100 кОм. Резистор R1 будет составлять 500 Ом, а резистор R2 1 кОм.

Тогда минимальный и максимальный коэффициент равен:

$$\begin{aligned} K_{U_{\text{мин}}} &= \frac{R_2 + R_3}{R_1} = \frac{1000 + 0}{500} = 2; \\ K_{U_{\text{макс}}} &= \frac{R_2 + R_3}{R_1} = \frac{1000 + 100000}{500} = 202. \end{aligned} \quad (19)$$

Из выражения 19 очевидно, что коэффициент усиления итогового усилителя варьируется в диапазоне от 2 до 202.

### 2.3.4 Расчет вспомогательного источника напряжения

Напряжение питания всей цепи составляет 7,2 Вольт. Из рисунка 18 видно, что для работы схемы необходимы разные уровни напряжения, что вызывает необходимость использовать вспомогательные источники напряжения. Для работы микроконтроллера STM32L152RBT6A используется

минимальное напряжения питания 1,8 Вольт и максимальное 3,6 Вольт [30]. Исходя из этого нужно из 7,2 Вольт преобразовать в 3,3 Вольт. Эту роль будет выполнять вспомогательный источник напряжения на базе линейного стабилизатора. LM317 линейный стабилизатор, который способен принимать до 40 Вольт входного напряжения, при выдавать на нагрузку от 1,2 Вольт до 37 Вольт [37]. Схема включения линейного стабилизатора представлена на рисунке 24.

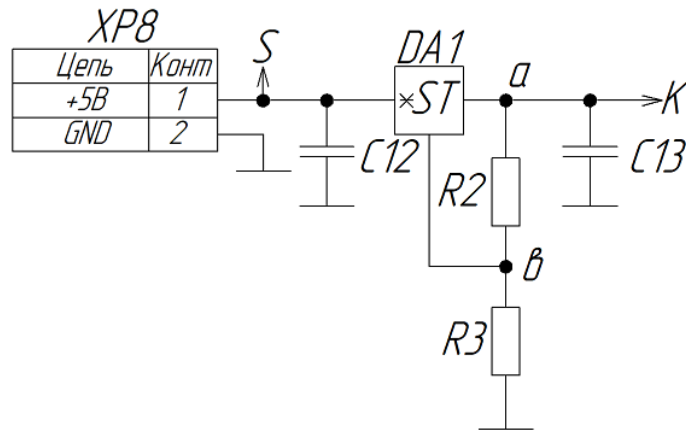


Рисунок 24 - Схема включения LM317

Исходные данные: входное напряжение 7,2 Вольт, выходное напряжение 3,3 Вольт, сопротивление R2 240 Ом. Для достижения выходного напряжения в 3,3 Вольт задать сопротивление R3, которое рассчитывается по формуле 20:

$$U_{вых} = U_{ав} \cdot \left( 1 + \frac{R_3}{R_2} \right). \quad (20)$$

Расчет резистора R3:

$$3,3 = 1,25 \cdot \left( 1 + \frac{R_3}{240} \right) \rightarrow \div 1,25; \quad (21)$$

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

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

Полную схему включения электромиографа и сопутствующий перечень элементов смотреть в приложении Ж и И.

## 2.4 Моделирование электрических цепей в программе Multisim

Для корректности расчетов контуров схемы была выбран отладочный пакет National Instruments, в который входит программа Multisim. Средства данного пакета позволяют моделировать и производить манипуляции над цепями, характер которых имеет частотно-избирательные свойства, измерять

уровень напряжений и токов для силовых частей схемы, внедрять источники напряжений, которые формируют сигналы индивидуальной формы.

Основной проблемой в регистрации биопотенциалов является действие сетевой помехи. Такая помеха превышает по амплитуде любой биопотенциал, в результате чего невозможно произвести анализ регистрируемого полезного сигнала. Для нейтрализации негативного влияния помехи принято решение интегрировать в схемотехнику электромиографического датчика частотно-избирательные цепи, чья работа сможет подавить или задержать диапазон частот, который содержит гармонику такой помехи, и пропустить частотный диапазон, содержащий полезный сигнал.

### 2.4.1 Моделирование полосового фильтра

В разделе 2.3 расчет электрических цепей, подразделе 2.3.2 был произведен расчет полосового фильтра. Для проверки корректности расчетов и достижения полосы пропускания в районе 50 – 500 Гц необходимо провести моделирование в программе Multisim. На рисунке 25 приведен ПФ в программе Multisim.

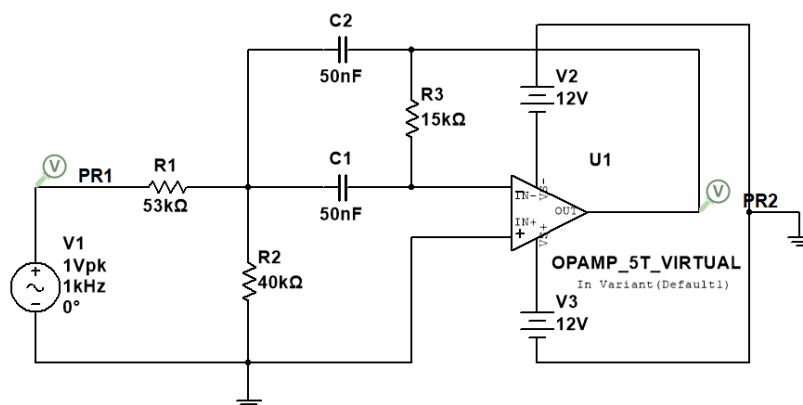


Рисунок 25 – Схема полосового фильтра первого порядка

Из рисунка 25 видно, что входе фильтра присутствует маркер PR1, а на выходе размещен маркер PR2. Средства программы Multisim располагают средствами по расчету и построению амплитудной характеристики [39]. Для этого при помощи инструмента AC Sweep выставляем зависимость выходной от входной, путем отношения PR2/ PR1. На рисунке 26 приведена АЧХ, соответствующая данному фильтру.

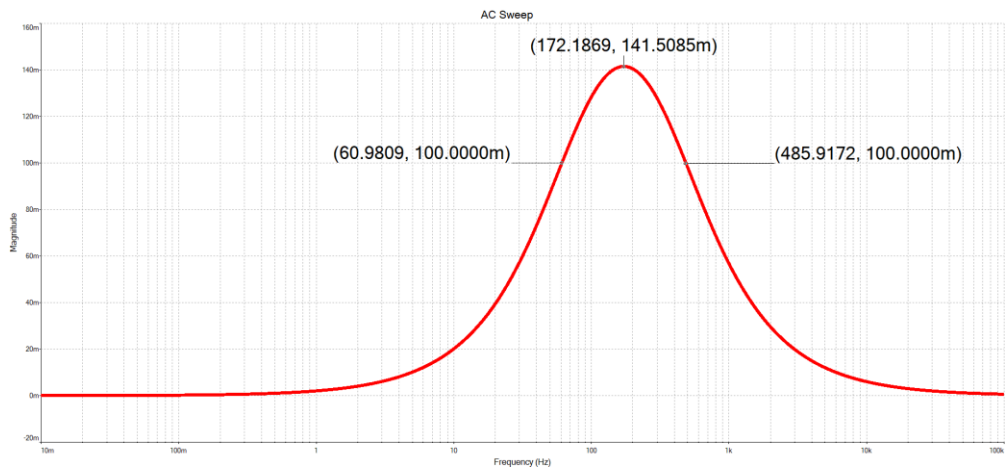


Рисунок 26 – АЧХ полосового фильтра

Из рисунка 26 видно, что полоса пропускания лежит в диапазоне от 61 Гц до 485 Гц. Данный диапазон удовлетворяет требованиям. Так как происходит подавление сетевой помехи и не позволяет сигналу достичь высокочастотной помехи.

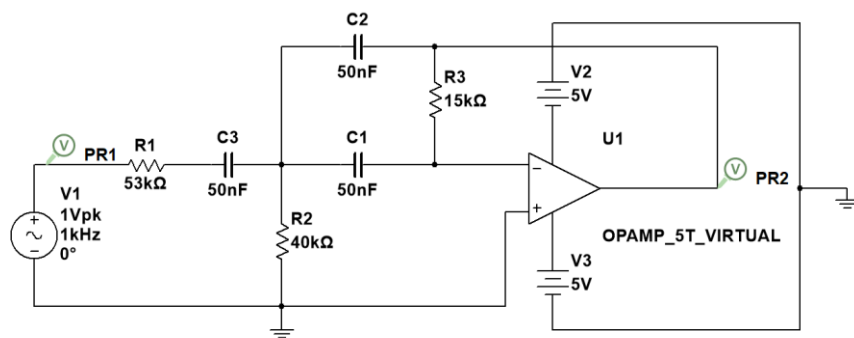


Рисунок 27 – АЧХ полосового фильтра 2 порядка

Как видно из рисунка 27, если после резистора R1 установить конденсатор C3, то поведение электрической цепи изменится ввиду того, что наклон амплитудной характеристики будет соответствовать фильтру 2-го порядка.

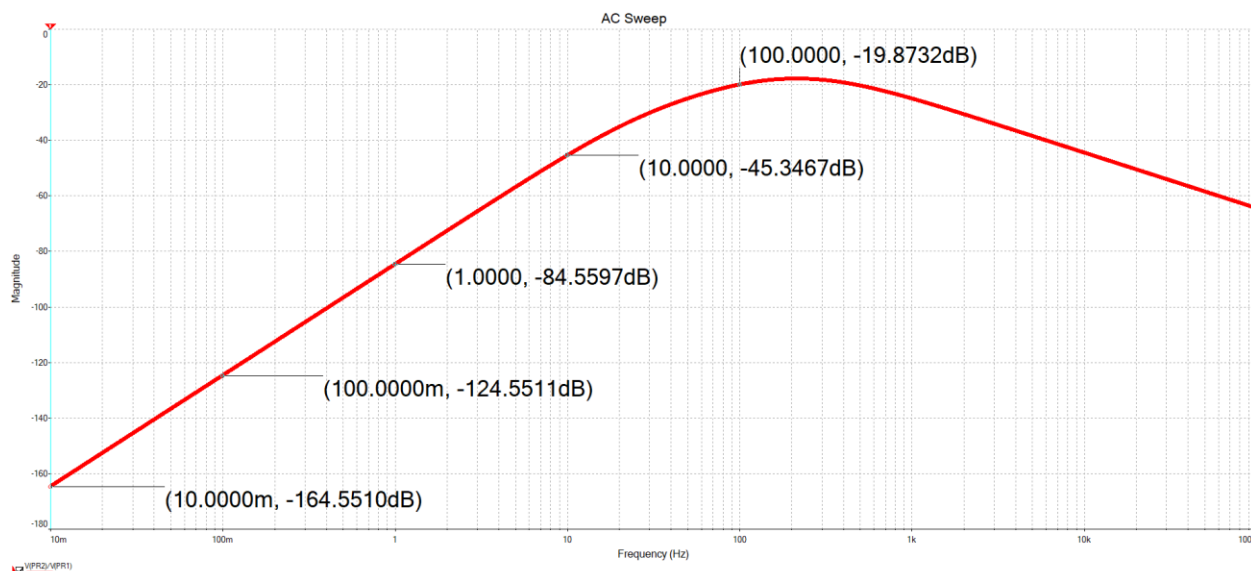


Рисунок 28 – АЧХ полосового фильтра 2-го порядка

Из рисунка 28 видно, что скорость нарастания сигнала составляет минус 40 Дб на декаду, что соответствует фильтру 2-го порядка. Такая модификация улучшает фильтрационные свойства цепи, что лучше дает возможность лучше подавлять сетевую помеху (рис. 35).

#### 2.4.2 Моделирование линейного стабилизатора напряжения на LM317

В разделе 2.3 расчет электрических цепей, подразделе 2.3.4 был произведен расчет линейного стабилизатора напряжения. В рамках этого расчета были подобраны резисторы с помощью которого происходит преобразование выходного напряжения. Задача LM317 преобразовать плюс 5 Вольт в плюс 3,3 Вольт.

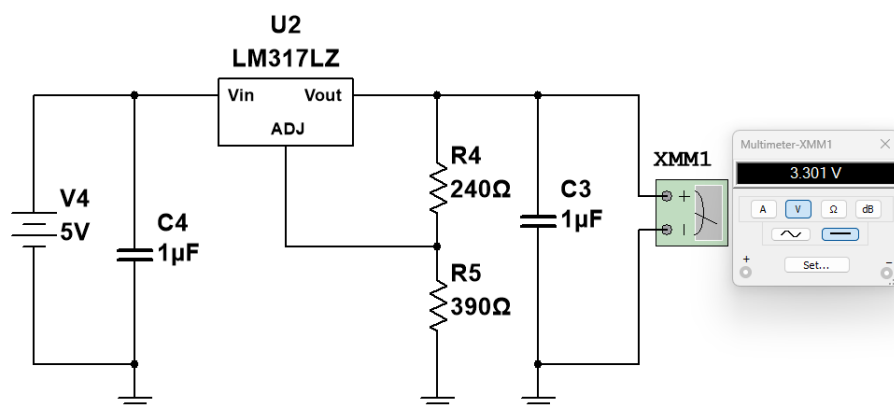


Рисунок 29 – Моделирование стабилизатора в программе Multisim

Из рисунка 29 видно, что на выходе LM317 действует потенциал в плюс 3,3 Вольт, что подтверждает корректность расчета.

### 2.4.3 Моделирование схемы электромиографического датчика

В приложении К расположена полная схема электромиографического датчика, который собран в программе Multisim. Задача данного подраздела проверить работу всего датчика комплексно, то есть рассмотреть, как сигнал ведет себя после каждого каскада.

На рисунке 30 изображен эталонный электромиографический сигнал, который был получен в базе данных physio.net и перенесен в программу Multisim. Для моделирования эталонный электромиографический сигнал необходимо зашумить различными гармониками.

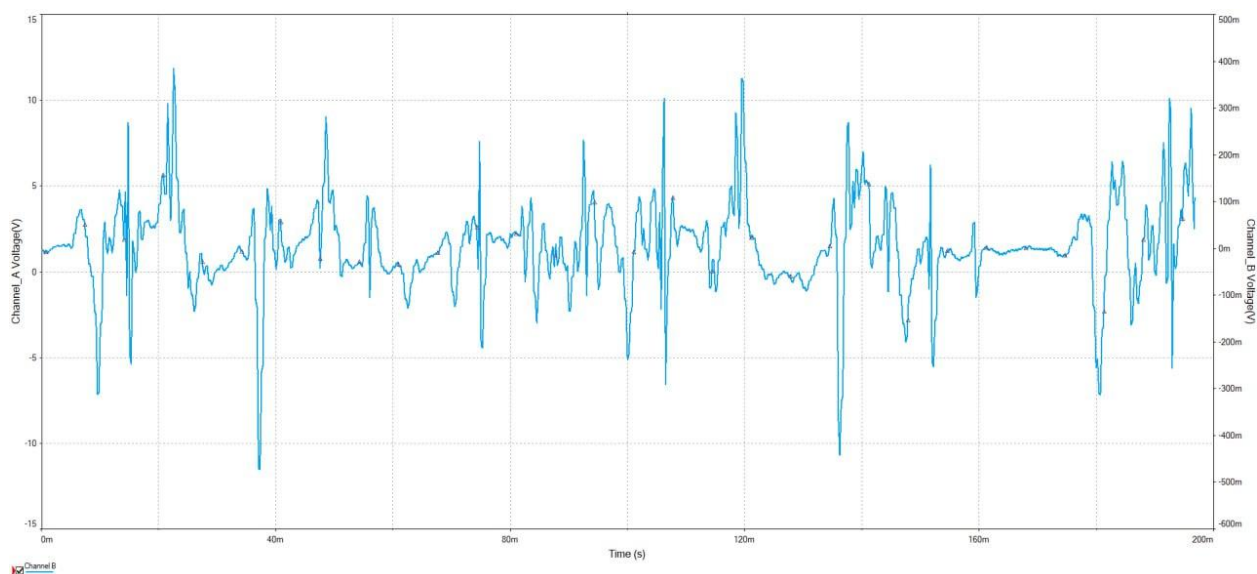


Рисунок 30 - Электромиографический сигнал с базы данных physio.net

В качестве гармоник сетевой помехи будет выступать синусоидальный сигнал (рис.31) с размахом в 2В. Также стоит понимать, что помимо наводки сетевой помехи существует дрейф изолинии. При регистрации электромиографического сигнала дрейф изолинии могут вызывать физиологические процессы, а именно: дыхание, кровообращение внутри сосудов. Проявление таких физиологических процессов определяются в районе от 0,5 до 3 Гц, что также необходимо учитывать. Исходя из этого необходимо добавить сигнал, который будем имитировать дыхательную помеху. В качестве такого сигнала был выбран пилообразный сигнал, изображенный на рисунке 32.



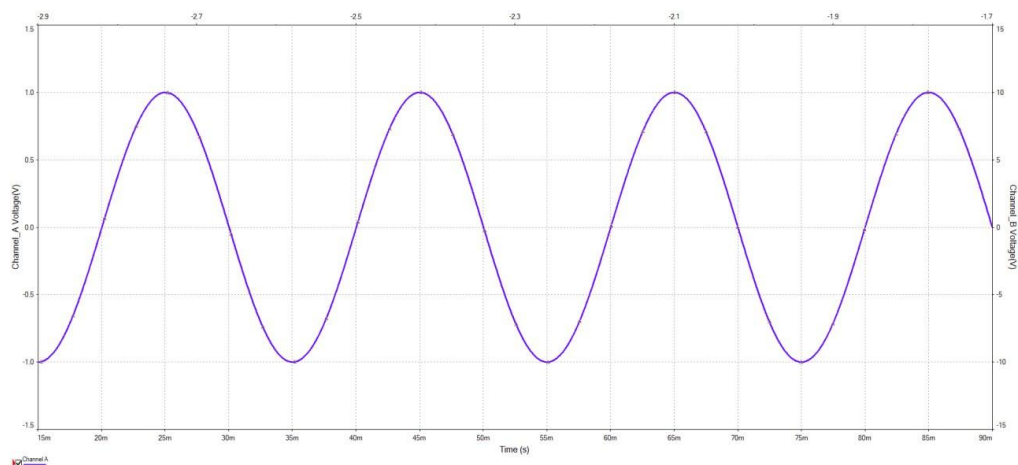


Рисунок 31 – Синусоидальный сигнал, имитирующий сетевую наводку

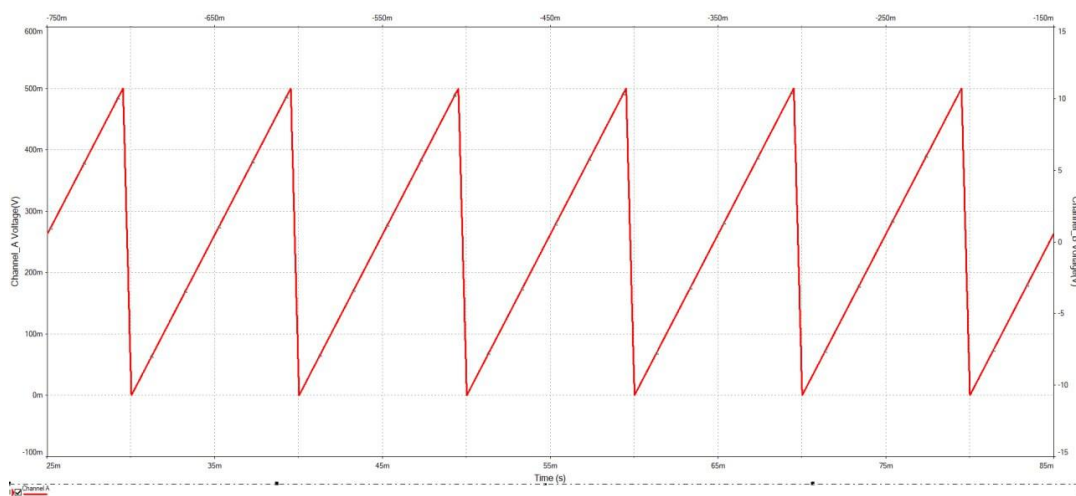


Рисунок 32 – Пилообразный сигнал, имитирующий дыхательную помеху

В реальной жизни при наложении нескольких сигнал происходит их сложение, как по форме, так и по амплитуде. вследствие чего для моделирования такого процесса в программе Multisim необходимо построить сумматор на операционном усилителе (рис.33).

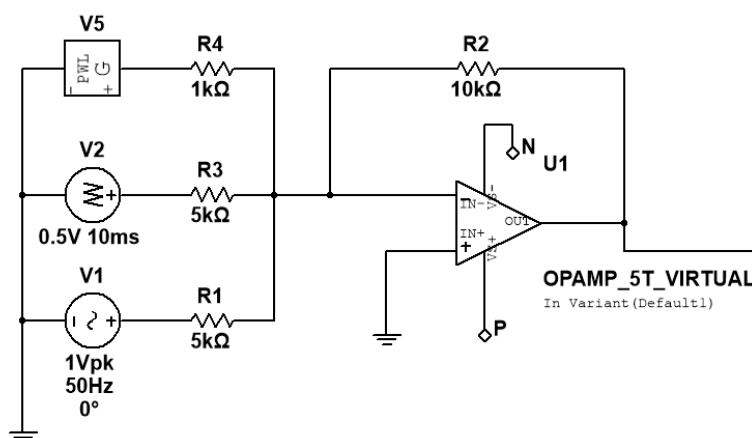


Рисунок 33 – Сумматор на операционном усилителе

В результате работы такой схемы на выходе появляется электромиографический сигнал, зашумленный двумя видами помех, который изображен на рисунке 34.

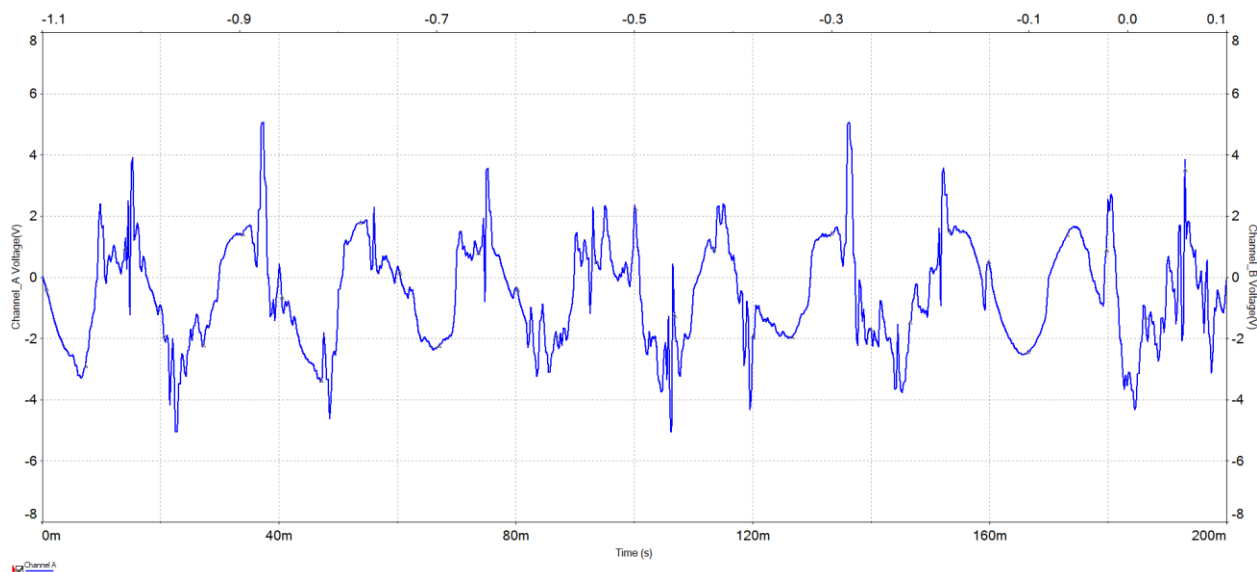


Рисунок 34 – Зашумленный электромиографический сигнал

Таким образом сигнал, который будет использоваться для моделирования работы всех каскадов качество похож с сигналом (рис. 35), который регистрируется в реальной жизни.

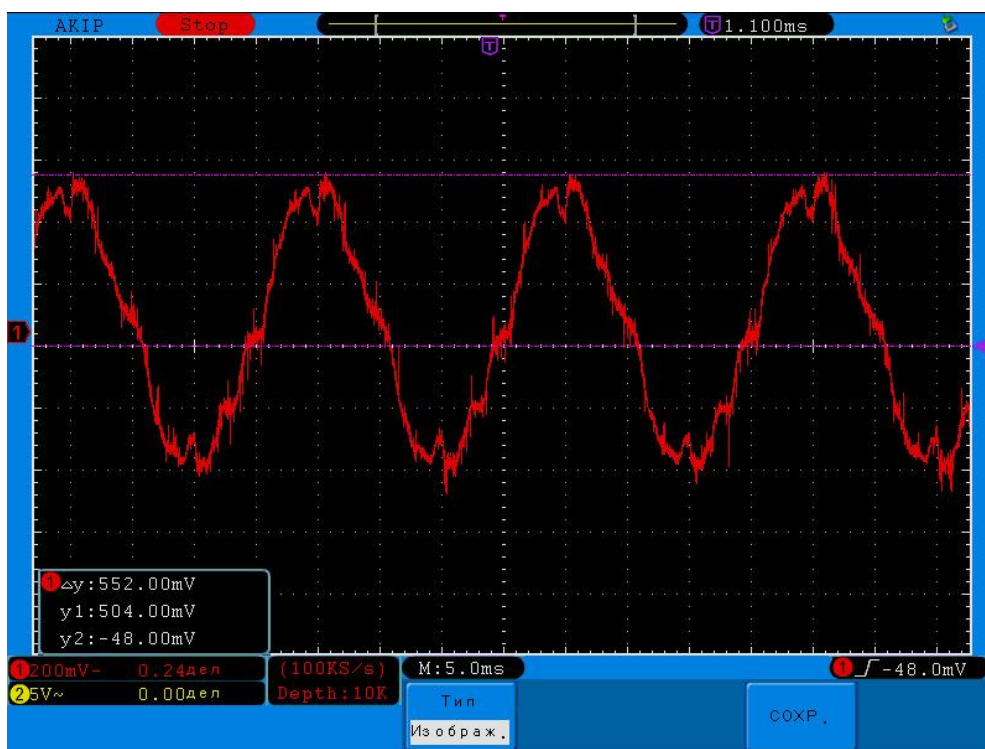


Рисунок 35 – Сигнал, полученный в реальной жизни

Второй этап работы заключается в моделировании работы частотно-избирательной цепи. На рисунке 27 изображен полосовой фильтр второго порядка. Природа полосового фильтра обладает одной частотой пропускания

и двумя полосами подавления. Первая полоса подавления располагается в частотном диапазоне от 0 до 60 Гц, а вторая полоса подавления от 485 Гц до бесконечности, таким образом фильтр пропускает сигнал в диапазоне от 61 Гц до 485 Гц, что обеспечивает подавление дыхательной и сетевой помехи. На рисунке 28 изображена амплитудно-частотная характеристика (АЧХ), которая доказывает расположение полос подавления и полосы пропускания.

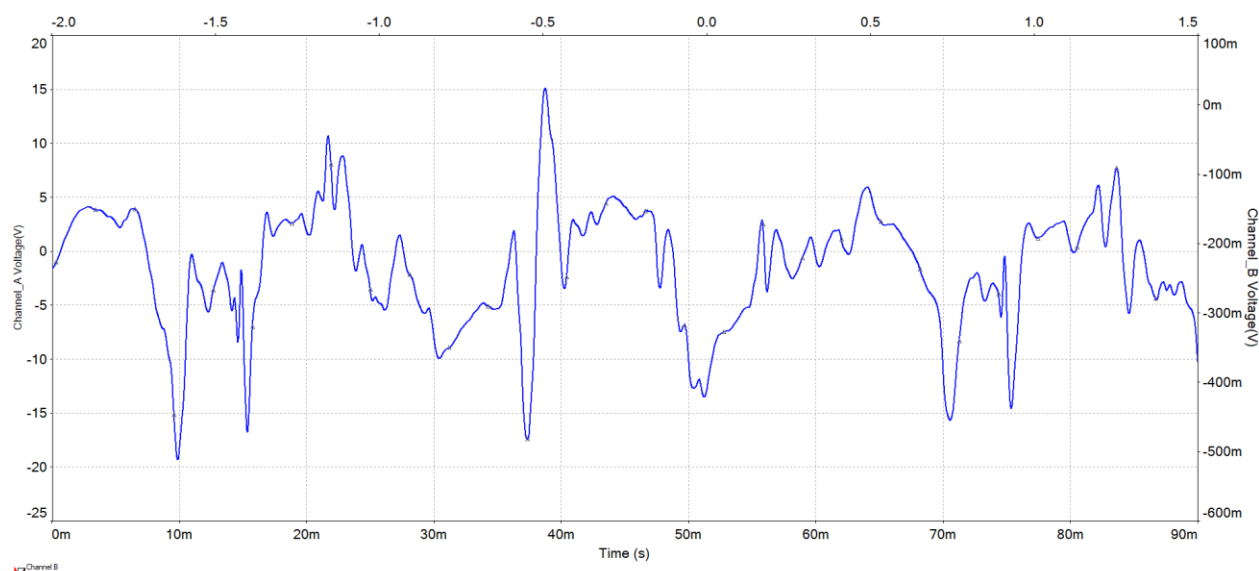


Рисунок 36 – Сигнал, полученный с выхода фильтра

На рисунке 36 приведена форма напряжения, которое поступает с выхода полосового фильтра второго порядка. Сравнивая графики на рисунках 34 и 36, становится очевидным, что фильтр сгладил и подавил нежелательные гармоники, которые навелись на полезный сигнал.

Далее необходимо проверить работу итогового усилителя, а именно сдвиг по фазе и усиление. Результаты такой проверки приведены на рисунке 37. Выходной сигнал с фильтра является входным сигналом для итогового усилителя. Входной сигнал итогового усилителя регистрировался осциллографом каналом А, а выходной сигнал регистрировался каналом В. Из чего видно, что сигнал канала В сдвинут по фазе и имеет большую амплитуду, что говорит о том, что произошло усиление.

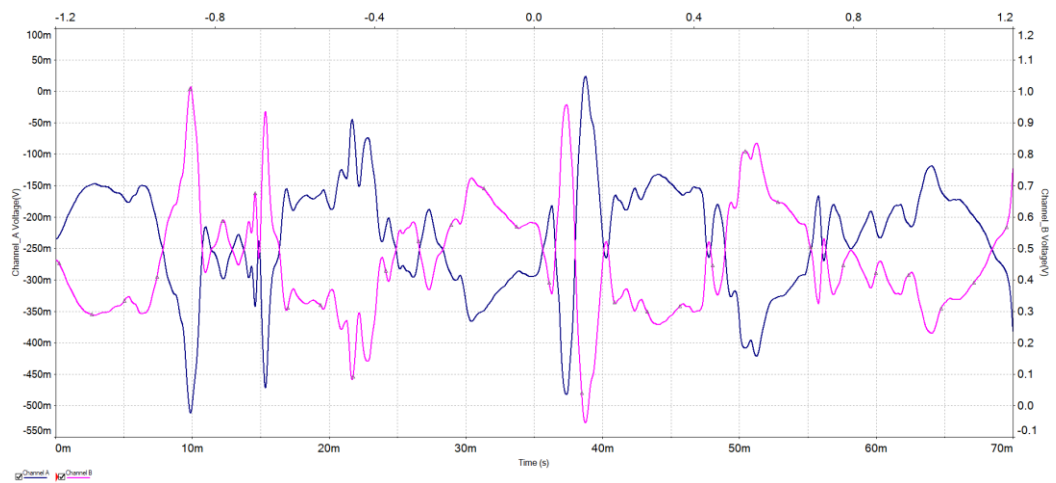


Рисунок 37 – Сигнал с выхода итогового усилителя

### 3 РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО ДАТЧИКА

Важным техническим достижением в рамках магистерской диссертации стала разработка и практическая реализация миографического датчика (рис. 38), предназначенного для регистрации электрической активности мышц. Получаемые сигналы используются, как управляющие команды для бионического протеза, обеспечивая плавное и интуитивное выполнение движений. Это решение позволило значительно приблизить процесс управления протезом к естественной биомеханике человеческой руки, повысив комфорт и эффективность его использования.

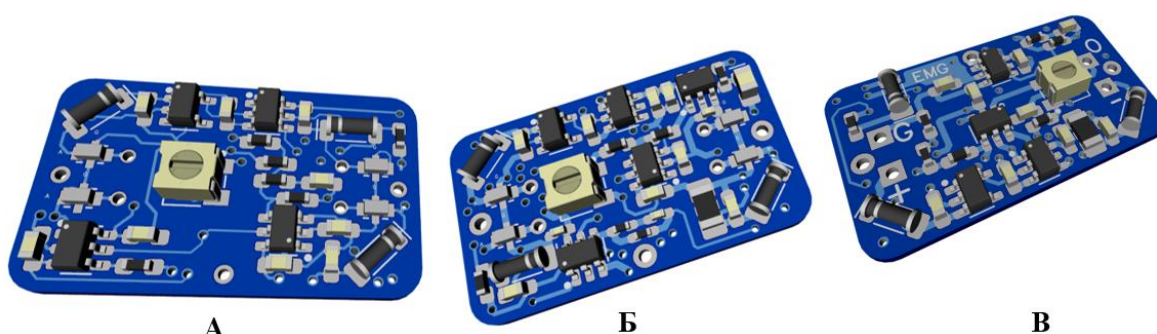


Рисунок 38– Узел электромиографического датчика  
А – Первая модификация; Б – Вторая модификация; В – Третья модификация;

На рисунке 38 представлены модификации разработанного и спроектированного электромиографического датчика, созданного в рамках магистерской диссертации. Для подтверждения его работоспособности, точности измерений и достоверности получаемых данных необходимо провести тесты аналогичные в подпункте 2.3.4.

#### 3.1 Тестирование электромиографического датчика в условиях малой сетевой помехи

Полную электрическую схему электромиографического датчика смотреть в приложении Ж. Проверка в этом разделе направлена на подтверждение работоспособности всех каскадов электрической цепи. Первый этап будет заключаться в подаче двух гармоник на инструментальный усилитель. На выходе мы должны увидеть их сумму, как по форме, так и по амплитуде. В рамках данного текста резистор, который задает коэффициент усиления, будет демонтирован, что обеспечит инструментальному усилителю коэффициент усиления 1.

На вход инструментального усилителя, на ножку 2 подается гармонический сигнал синусоидальной формы (рис. 39), амплитудой 107 мВ и частотой 50 Гц. Данный сигнал будет имитировать сетевую наводку.

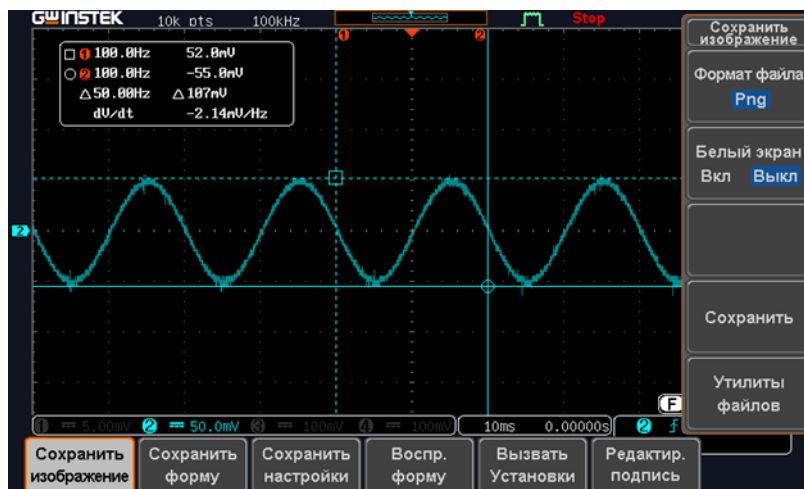


Рисунок 39 – Синусоидальный сигнал

На вход инструментального усилителя, на ножку 3 подается гармонический сигнал пилообразной формы (рис. 40), амплитудой 304 мВ и частотой 500 Гц. Данный сигнал будет имитировать электромиографический сигнал, то есть полезный.

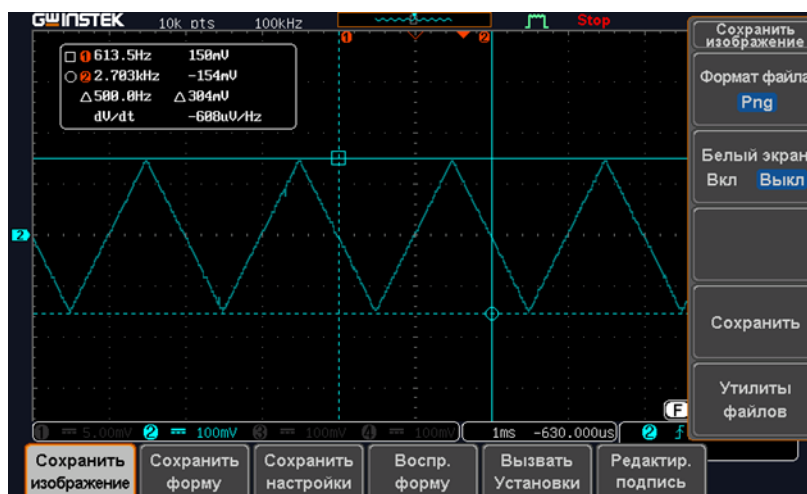


Рисунок 40 – Пилообразный сигнал

На рисунке 41 представлен сигнал, который зарегистрирован с выхода инструментального усилителя с ножки 6. Исходя из этой формы сигнала, становится очевидным, что инструментальный усилитель находится в рабочем состоянии, так как на его выходе появилась просуммированная форма пилообразного и синусоидального сигнала.

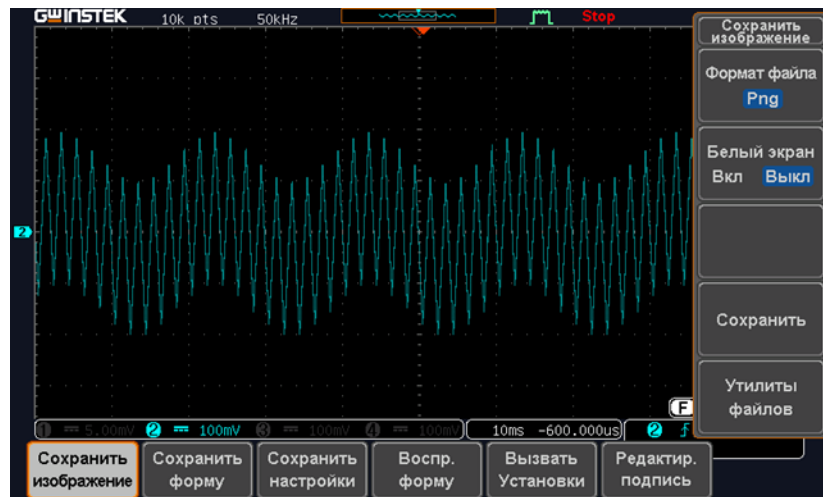


Рисунок 41 – Сигнал на выходе инструментального усилителя

Сигнал с выхода инструментального усилителя поступает на вход полосового фильтра. На рисунке 42 и 43 изображен сигнал, снятый с выхода фильтра. Анализ данной осциллограммы показывает, что частотно-избирательная цепь подавила сетевую наводку, в роли которой выступал синусоидальный сигнал. Из чего можно утверждать тот факт, что фильтр полностью работает.

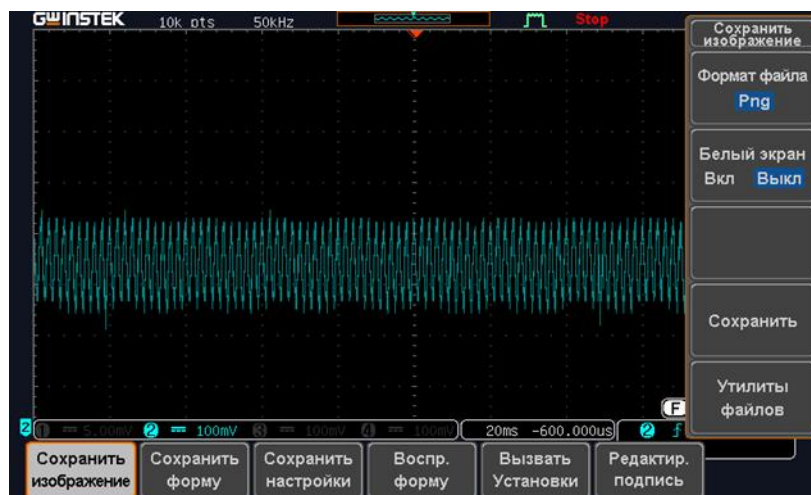


Рисунок 42 – Сигнал на выходе фильтра



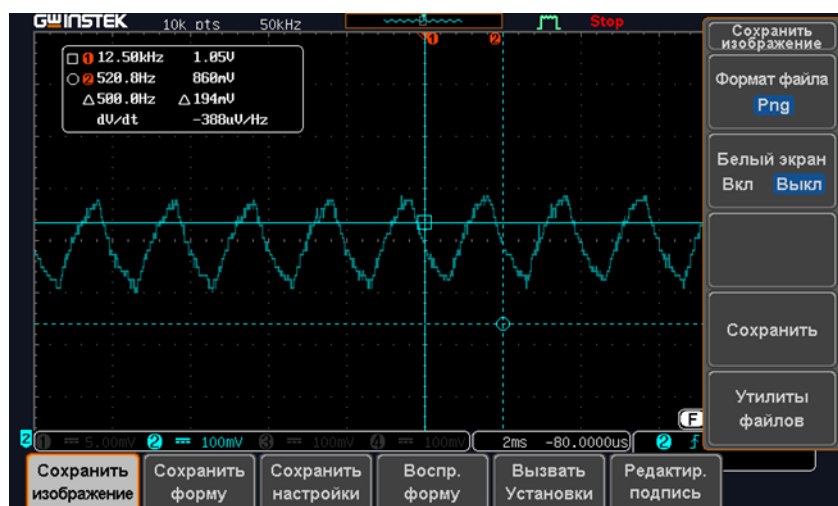


Рисунок 43 – Сигнал на выходе фильтра

С выхода фильтра сигнал поступает на итоговый усилитель, задача которого заключается усилить сигнал и сдвинуть его по фазе. На рисунке 44 приведена осциллограмма, которая показывает сдвиг по фазе и эффект усиления сигнала.

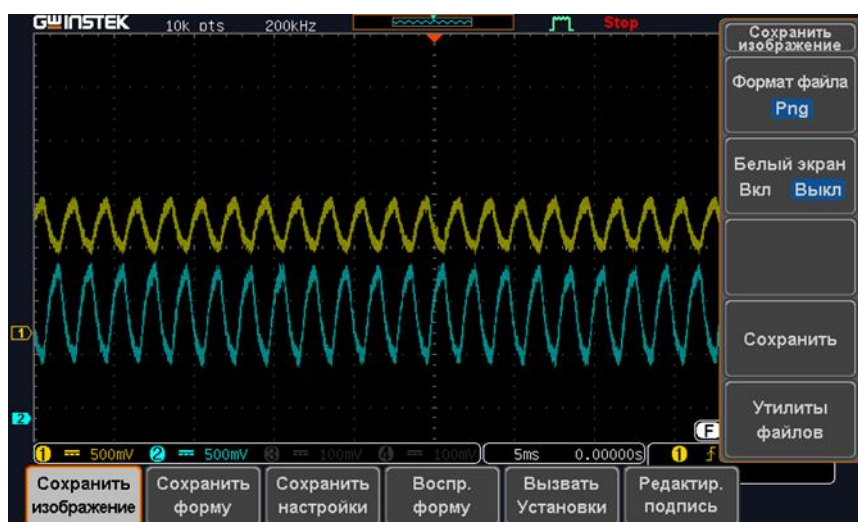


Рисунок 44 – Сигнал на выходе итогового усилителя

Результаты данного пункта доказывают, что электрические цепи, направленные на регистрацию, фильтрацию и усиления полностью работают, что в свою очередь доказывает, что другие контура по инициализации и защиты также работают.

### 3.2 Тестирование электромиографического датчика в условиях высокой сетевой помехи

Данный пункт направлен на проверку работоспособности фильтра в условиях, когда сетевая помеха превышает полезный сигнал. Именно в таких



условиях в основном будет работать датчик. Принцип проведения испытаний схож с пунктом 3.1.

На вход инструментального усилителя, на ножку 2 подается гармонический сигнал синусоидальной формы (рис. 45), амплитудой 310 мВ и частотой 50 Гц. Данный сигнал будет имитировать сетевую наводку.

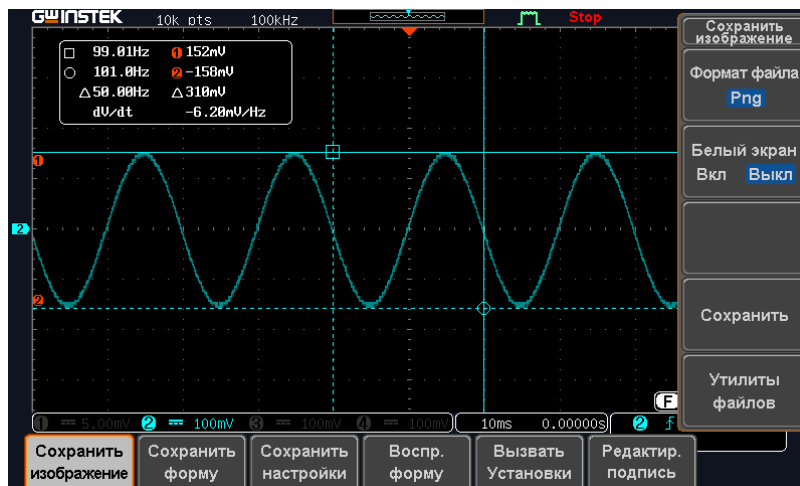


Рисунок 45 – Синусоидальный сигнал

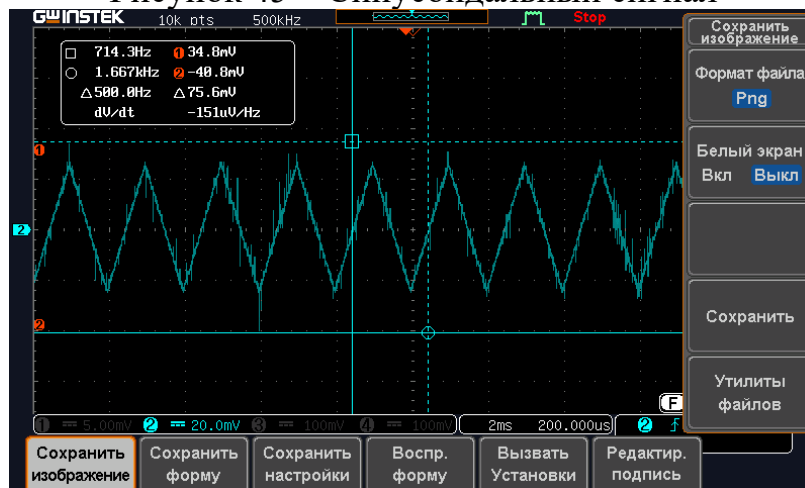


Рисунок 46 – Пилообразный сигнал

На вход инструментального усилителя, на ножку 3 подается гармонический сигнал пилообразной формы (рис. 46), амплитудой 100 мВ и частотой 500 Гц. Данный сигнал будет имитировать электромиографический сигнал, то есть полезный.

На рисунке 47 приведена осциллограмма выходного напряжения на инструментальном усилителе. Если провести сравнение между осциллограммами на рисунках 41 и 47, можно увидеть разницу в форме сигнала. Такая разница в форме возникла ввиду того, что синусоидальный и пилообразный сигнал в обоих опытах имеет разную амплитуду.

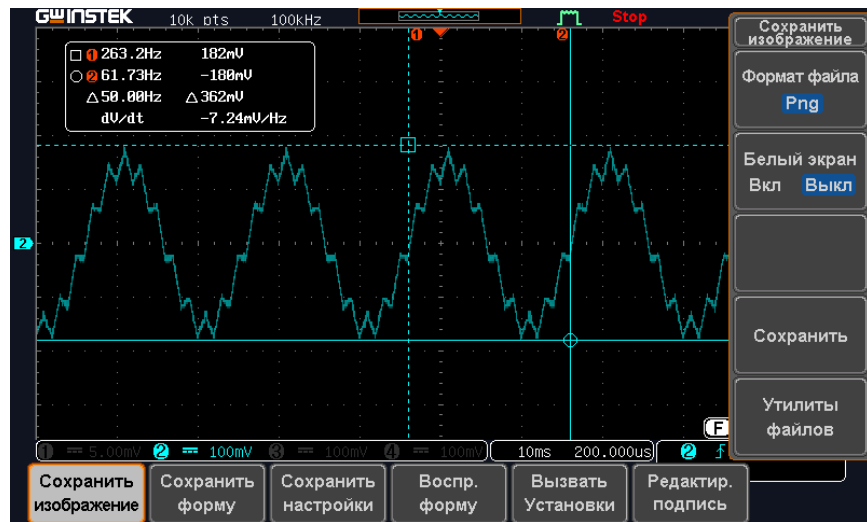


Рисунок 47 – Сигнал на выходе инструментального усилителя

Далее зарегистрируем сигнал с выхода фильтра. На рисунке 48 видно, что частотно-избирательная цепь только ослабила сетевую наводку, а не подавила ее полностью, как это было в пункте 3.1. Такой факт может повториться в случае апробации датчика на человеке.

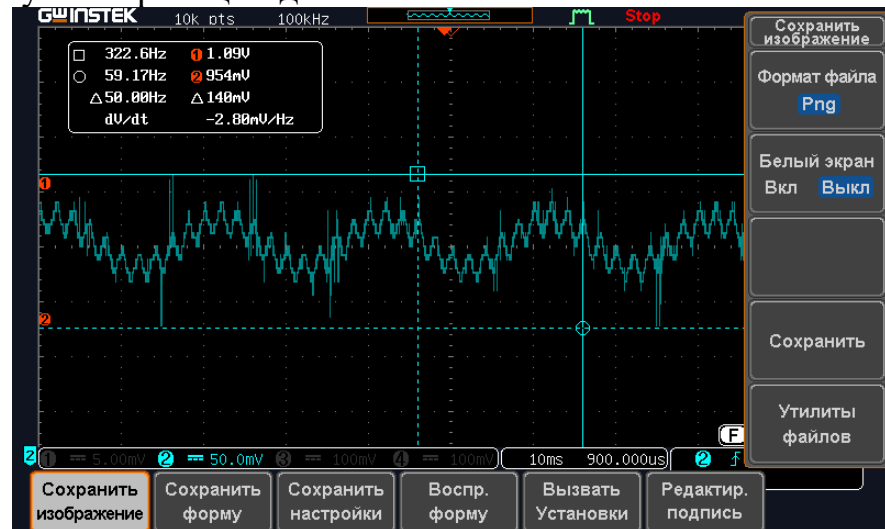


Рисунок 48– Сигнал на выходе фильтра

### 3.3 Тестирование электромиографического датчика в реальных условиях

Данный пункт направлен на тестирование датчика для регистрации биопотенциалов мышц. На рисунке 49 приведен реальный вид макета.

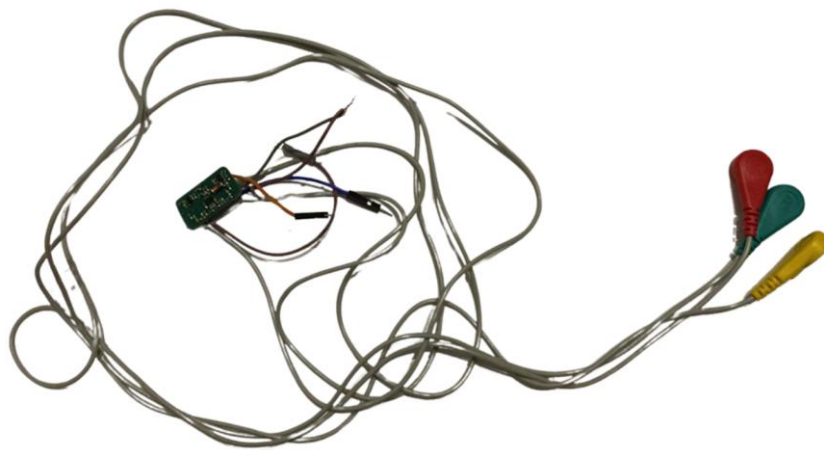


Рисунок 49 – Макет электромиографического датчика

Сборочный чертеж на данное устройство смотреть в приложении Л.

Как видно из рисунка 49 устройство поддерживает поверхностные электроды, которые располагаются на на объекте исследования – мышцы сгибатели и разгибатели пальцев.

На рисунках 50 – 52 приведены осциллограммы электромиографического сигнала, который был зарегистрирован с помощью, разработанного датчика.



Рисунок 50- Электромиографический сигнал, снятый с датчика

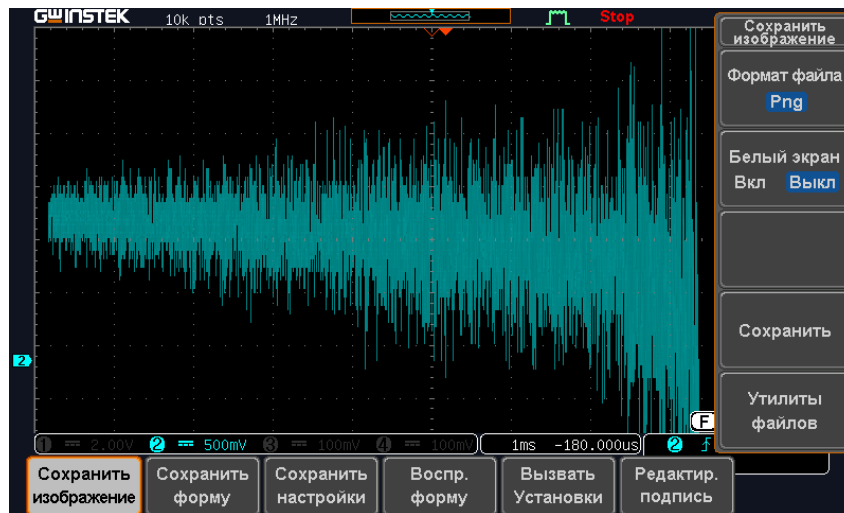


Рисунок 51 – Плавное сгибание пальцев кисти

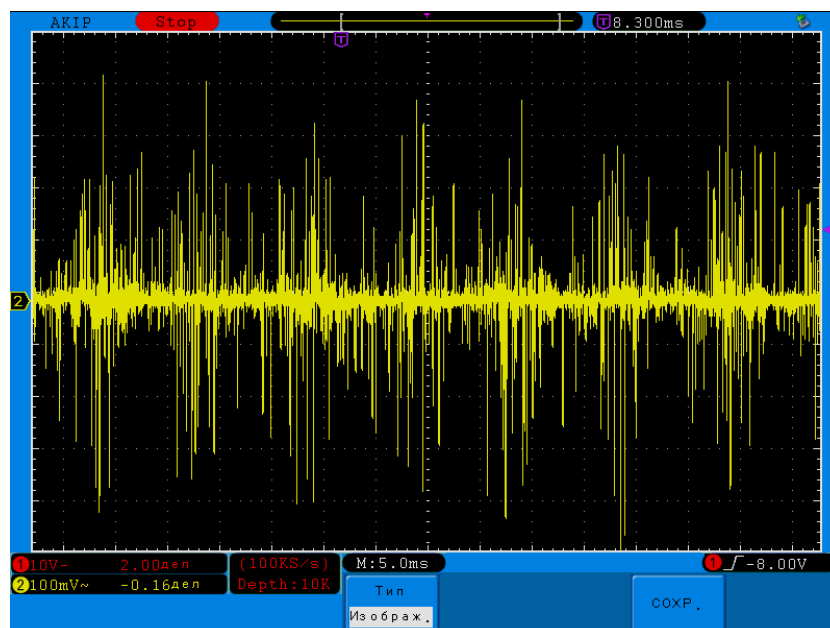


Рисунок 52 – Повторение сгибания и разгибания пальцев

Сравнивая полученные данные с рисунком 15 и таблицей 4, делаем вывод о том, что работа датчика является корректной и соответствует качественному сходству с эталоном.

## 4 РАЗРАБОТКА ИСПОЛНИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА

Данная магистерская диссертация преследует цель разработать программно-аппаратную часть системы управления бионическим протезом руки. Разработка, проектирование и реализация концепции бионического протеза не планировалась и не была приоритетной задачей для данной работы. Однако в процессе тестирования работы всех устройств появилась потребность в разработке опытного образца для демонстрации возможностей исполнительного устройства по сгибанию и разгибанию искусственных пальцев.

### 4.1 Концепт бионического пальца

В разрабатываемой модели протеза сгибание и разгибание пальцев осуществляется за счет системы рычагов, которые приводятся в движение сервоприводами. Конструкция пальца состоит из девяти элементов: двух фаланг, тяги, сервопривода, качельки, пружинки и держателя сервопривода. Сгибание пальца осуществляется в два этапа. При подаче управляющего импульса с длительностью, соответствующей углу поворота вала сервопривода, качелька поворачивается и начинает давить на тягу к которому закреплена качелька. Качелька поворачиваясь начинает давить на тягу, которая в свою очередь, за счет шарнира начинает сгибать палец. При достижении определенной точки вторая фаланга упирается в держатель сервопривода и начинает сгибаться первая фаланга, которую в свою очередь удерживает пружинка, не позволяющая сгибаться первой фаланге, пока вторая фаланга не упрется в держатель сервопривода. Разгибание пальца происходит при повороте вала сервопривода в обратную сторону. На рисунке 53 приведена 3D модель бионических пальцев 2 - 5. На рисунке 54 приведена 3D модель большого пальца.

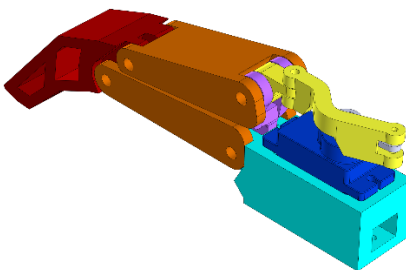


Рисунок 53 - 3D модель бионических пальцев 2 – 5

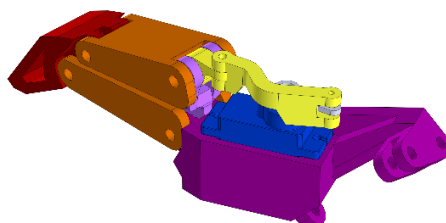


Рисунок 54 - 3D модель большого пальца



Рисунок 55 – Реализация бионического пальца в реальной жизни

## 4.2 Концепт бионического протеза

Реализация бионического протеза руки проходила в два модификации. Первая модификация была направлена на изготовление прототипа и его печать. Первая модификация не давала возможности закрепления протеза на руки пациента и не имела посадочного места под батарейный отсек. Для этого была задействована вторая модификация, которая исправила эти недостатки. Общая реализация протеза выполнена из двух типов пластика, а именно PLA благодаря которому конструкция легкая, дешевая и быстрая в производстве. Некоторые узлы протеза выполнены из ABS пластика, который обеспечивает твердость и надежность.

На рисунке 56 представлена 3D модель бионического протеза руки.

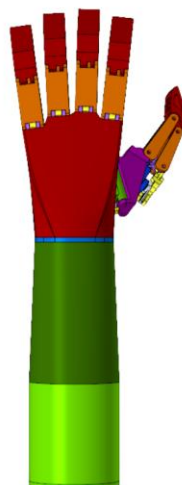


Рисунок 56 - 3D модель бионического протеза руки



Рисунок 57 – Реализация бионического протеза (первая модификация)

Из рисунка 57 видно, что в структуре культеприемника нет возможности установить посадочное место для батареи. А также видно, что не возможности для закрепления бионического протеза на руке. На рисунке 60 приведена вторая модификация бионического протеза, которая исправляет эти недостатки.



Рисунок 58 – Реализация второй модификации бионического протеза  
Сборочный чертеж на вторую модификацию приведен в приложении  
М.



## 5 РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ

Данная глава направлена на разработку программного обеспечения для инициализации аналого-цифрового преобразователя (далее АЦП), а также для управления исполнительным устройством.

### 5.1 Программное обеспечение для исполнительного устройства

В качестве исполнительного устройства выступает сервопривод SG-90. Согласно его технической документации для поворота на определенный угол необходимо оказать воздействие ШИМ-сигналом. Для формирования ШИМ-сигнала был выбран 8 битный микроконтроллер STM8L152C6T6 [40].

Для того чтобы архитектура таймера начала генерировать ШИМ-сигнал необходимо произвести настройку регистров.

TIMx\_PSCRN и TIMx\_PSCRL данные регистры выполняют функцию делителя частоты таймера. TIMx\_ARRH и TIMx\_ARRL применение данных регистров определяют период таймера, и период ШИМ-сигнала, который генерирует таймер. TIMx\_CR1H этот регистр определяет число, до которого будет считать таймер. TIMx\_CCRx использование данного регистра определяет скважность и коэффициент заполнения ШИМ-сигнала. TIMx\_CCMRx работа данного регистра разрешает и (или) запрещает работу каналов таймера.

На рисунках 59 – 61 приведены осциллограммы ШИМ-сигналов с различной длительностью импульса для управления бионическим пальцем.

Код реализующий ШИМ-сигнал находится в приложении Н.

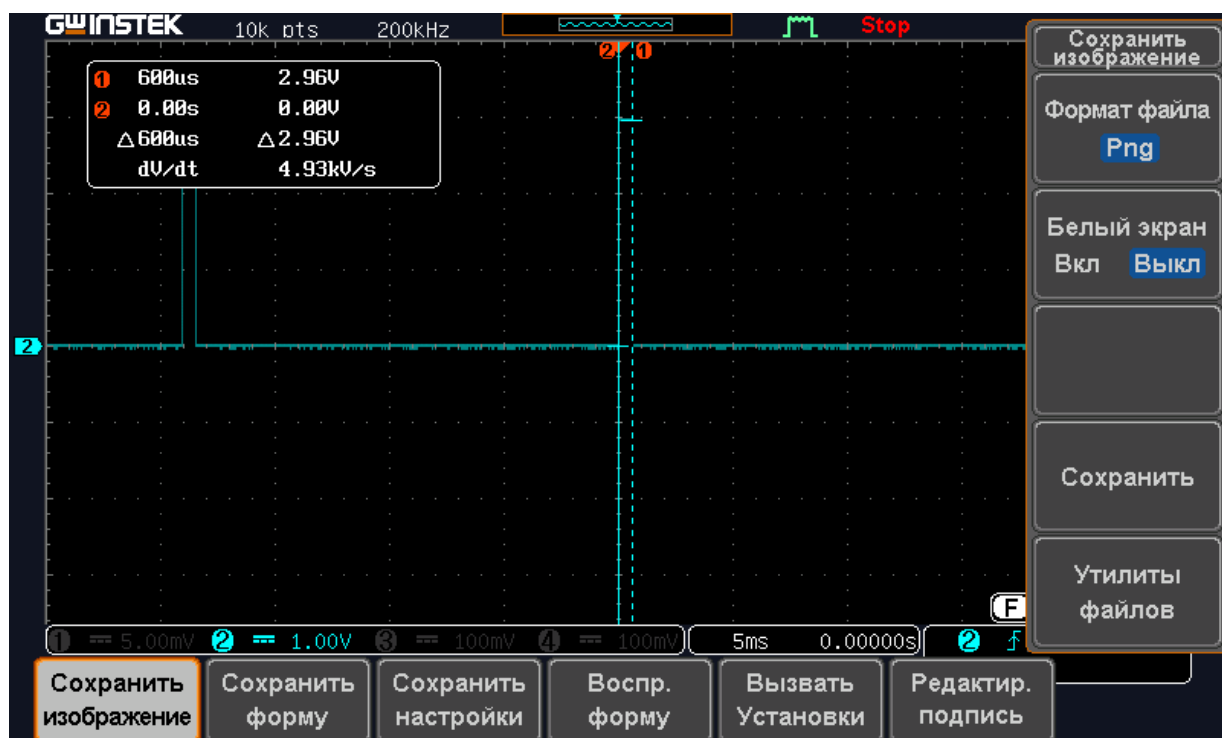


Рисунок 59 – ШИМ-сигнал с длительностью импульса 600 мкс

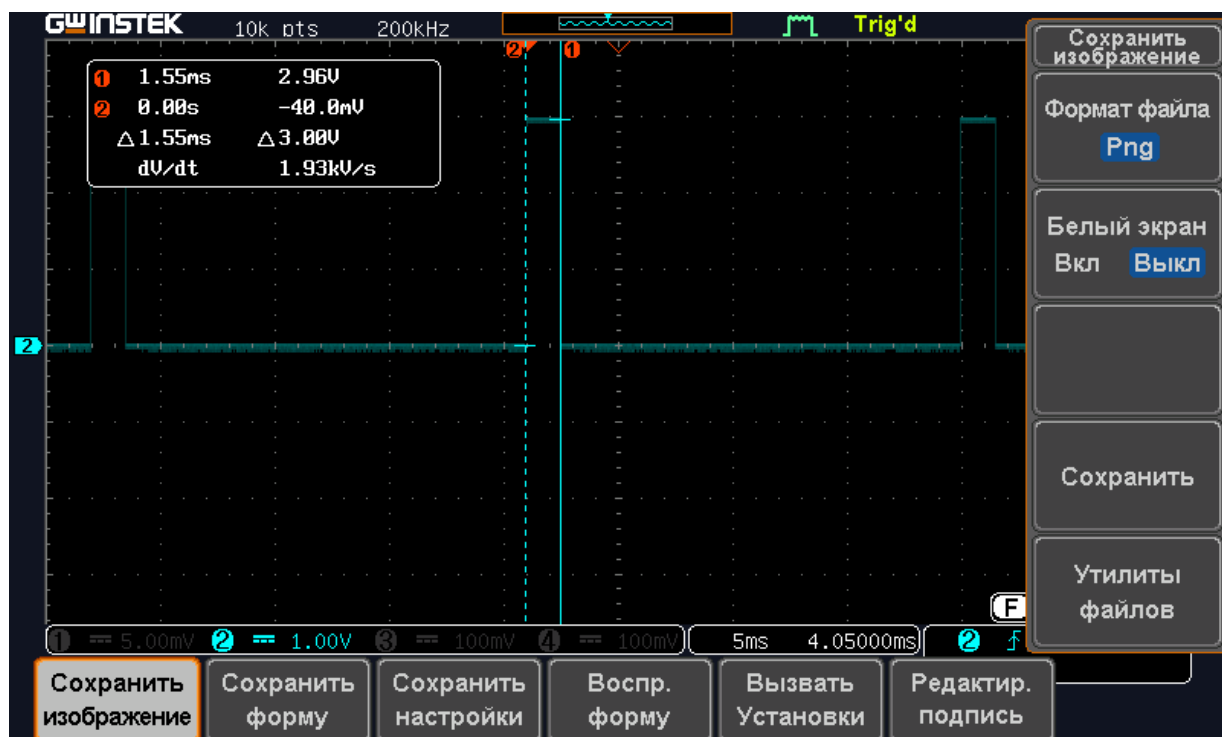


Рисунок 60 – ШИМ-сигнал с длительностью импульса 1550 мкс

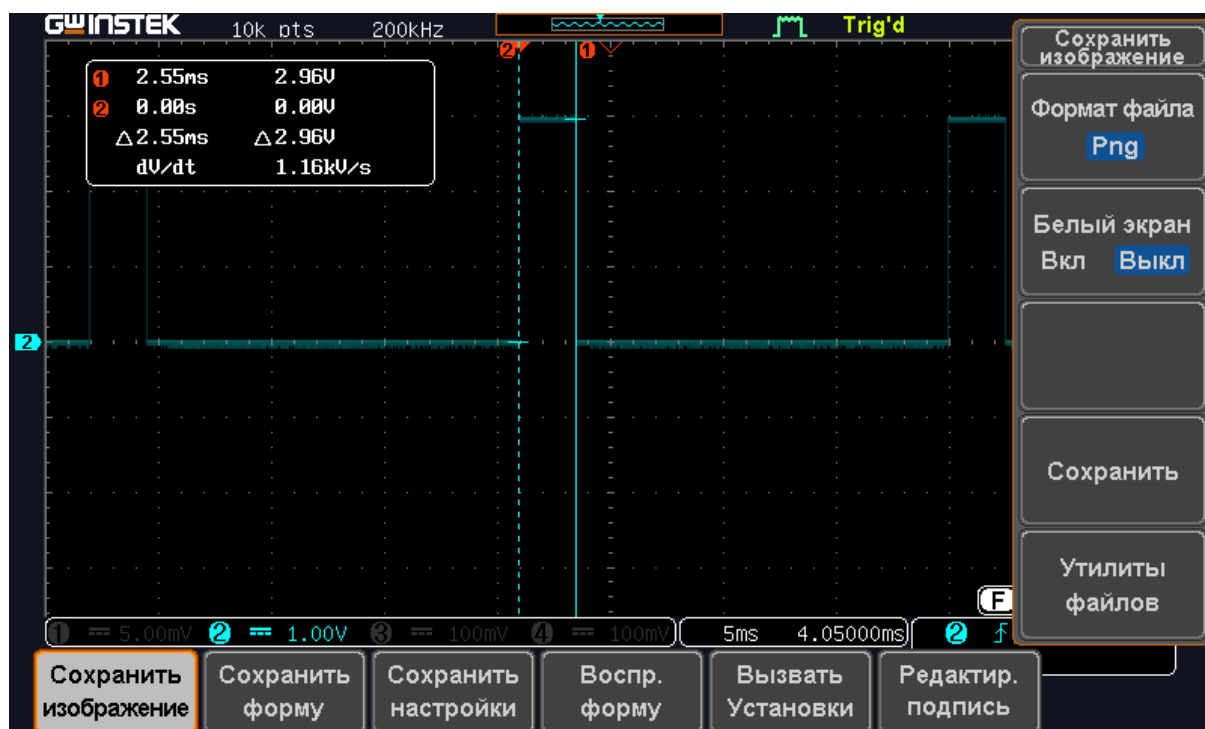


Рисунок 61 – ШИМ-сигнал с длительностью импульса 2550 мкс

## 5.2 Программное обеспечение для АЦП

В качестве тестирования и оцифровки будем использовать АЦП AD7797BRUZ. Согласно рисунку 62 ее временная диаграмма работы выглядит следующим образом [28].

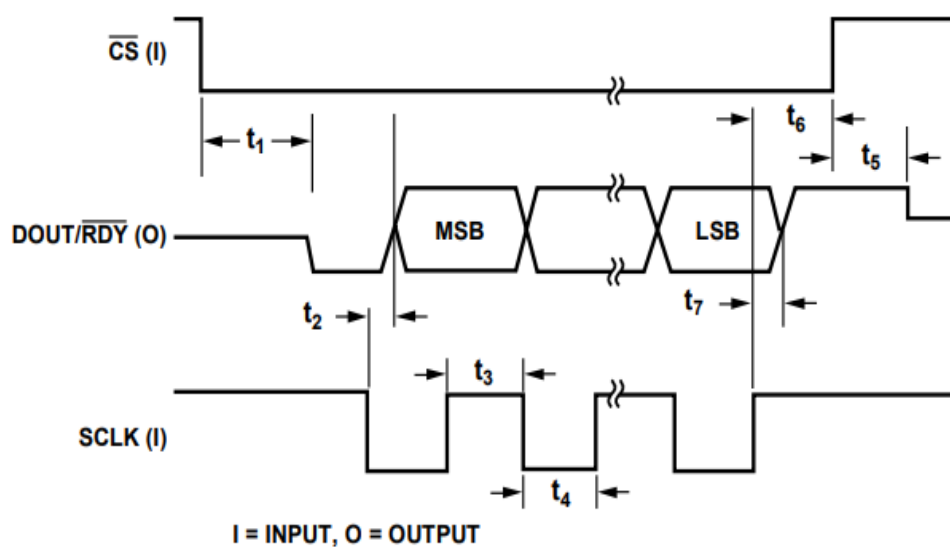


Рисунок 62 – Временные диаграммы по запуску AD7797BRUZ

Из рисунка 62 очевидно, что при  $CS = 0$  линия DOUT/RDY передаёт данные DOUT, а при  $CS = 1$  она показывает готовность данных RDY. Соберем прототип и проверим это на осциллографе.

На рисунке 63 видна осциллограмма, которая показывает, что пока шина (красный уровень) CS подтянута к нулю, шина (желтая линия) DOUT/RDY отправляет данные.

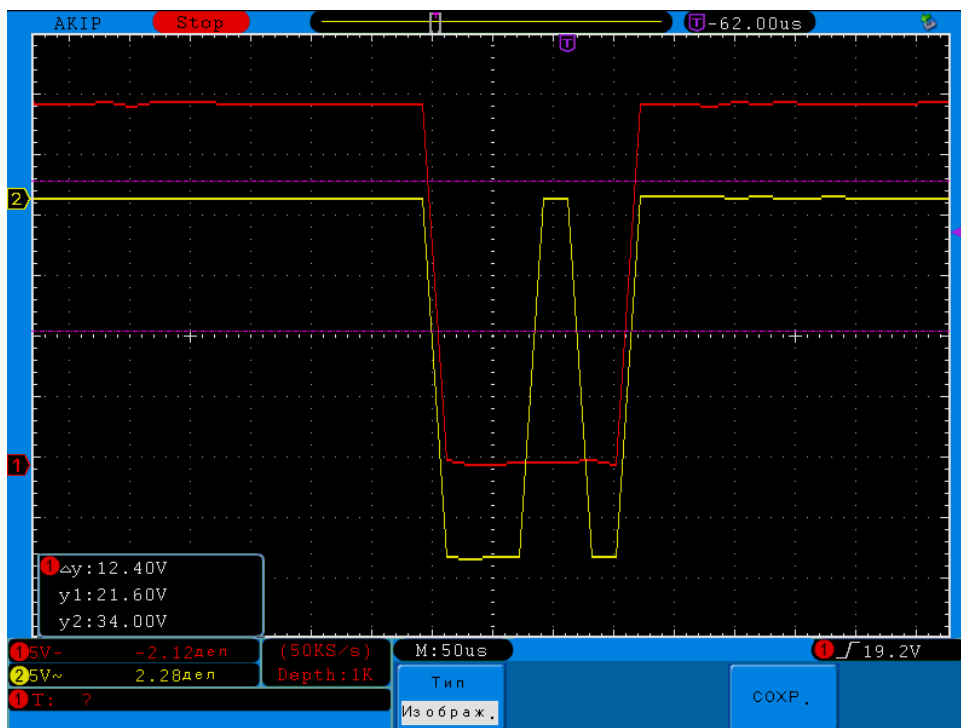


Рисунок 63 – Проверка работы АЦП AD7797BRUZ

Полный код по инициализации АЦП AD7797BRUZ смотреть в приложении П.

Подключение микроконтроллера, исполнительных устройств и АЦП смотреть в приложении Р.

## СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ МАГИСТРАНТА

В рамках написания магистерской диссертации были опубликованы научные статьи и принято участие в двух конференциях.

1. «Development of industrial exoskeleton with biofeedback function», Scientific and practical journal «Medicine, Science and Education» P.304-315, ISSN:1609-8692 (print), **DOI: 10.24412/1609-8692-2025-0-304-315**

2. «Разработка программно-аппаратной части системы управления бионическим протезом руки», Scientific and practical journal «Medicine, Science and Education» P.316-330, ISSN:1609-8692 (print), **DOI: 10.24412/1609-8692-2025-0-316-330**

3. «Development of the Software and Hardware Components of a Bionic Hand Prosthesis Control System», **Satbayev International Conference 2025.**

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате выполнения магистерской диссертации была разработана программно-аппаратная часть системы управления бионическим протезом руки. Аппаратная часть включает в себя систему регистрации электромиографического сигнала и систему управления исполнительным устройством. Система регистрации представляет из себя многокаскадную схему по приему и обработки электромиографического сигнала. В данную систему вошли инструментальный усилитель, который регистрирует биопотенциалы мышечной активности и выделяет из сигнала синфазную составляющую. Помимо этого, в системе есть активный фильтры и выпрямитель, которые необходимы для дальнейшей обработки сигнала. Основным элементом в системе управления является микроконтроллер STM32L152RBT6A. Задача микроконтроллера заключается в оцифровки сигнала и на основании этого сигнала манипулировать исполнительным устройством. Суть программной части заключалась в реализации программного обеспечения микроконтроллера, а именно написать код для настройки каналов АЦП и таймера, а также настроить порты выводов для управления исполнительным устройством. В качестве программной среды была выбрана программа CubeIDE. Также для реализации выпускной квалификационной работы использовались программы Multisim для моделирования системы регистрации, а также DipTrace для проектирования печатной платы. Испытания в реальной жизни систему регистрации прошли успешно, что позволило зарегистрировать и обработать электромиографический сигнал. С помощью программ Компас 3D и T-Flex была подготовлена техническая документация устройства. Полученные практические результаты в рамках выпускной квалификационной работы имеют научную ценность, которая будет улучшена в магистерской диссертации.

## ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ

В данной магистерской диссертации используются следующие обозначения и сокращения:

АЦП – аналого-цифровой преобразователь;

ВКР – выпускная квалификационная работа;

ДШД – драйвер шагового двигателя;

КГР – кожно-гальваническая реакция;

ОУ – операционный усилитель;

ПП – печатная плата;

ФВЧ – фильтр верхних частот;

ФНЧ – фильтр нижних частот;

ШД – шаговый двигатель;

ЭКГ – электрокардиография;

ЭМГ – электромиография;

ЭОК – электроокулография;

ЭЭГ – электроэнцефалография.

## ПЕРЕЧЕНЬ ТЕРМИНОВ

В данной магистерской диссертации используются следующие термины с соответствующими для них определениями:

**Артефакт** – это искусственные помехи, полученные во время изучения объекта исследования, что значительно затрудняет качественно интерпретировать результаты исследования;

**атрофия мышц** – это процесс истончения волокон и уменьшение общего мышечного объема;

**ветка** – это вывод электрической цепи, образованный двумя узлами;

**м-ответ** – это ответная реакция в виде суммарного потенциала мышечных волокон, возникающая при стимуляции иннервирующей мышцу нерва;

**мотонейрон** – это крупная нервная клетка, находящаяся в передних рогах спинного мозга;

**мышцы** – это один из органов человека, который образован мышечной тканью;

**мышечные ткани** – это ткани, которые различаются по строению и происхождению, но выполняют одну и ту же функцию, сокращение;

**пронация** – возможность вращать конечность внутрь;

**супинация** – возможность вращать конечность наружу;

**узел** – участок цепи, в котором могут объединяться несколько выводов электрической цепи.



## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. ИНВАЛИДНОСТЬ // Всемирная организация здравоохранения  
URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>  
(дата обращения: 20.12.2025).

2. Более 2,5 миллиарда людей с ограниченными возможностями нуждаются во вспомогательных приспособлениях // Организация Объединенных Наций URL: <https://news.un.org/ru/story/2022/05/1423952> (дата обращения: 20.12.2025).

3. Более 25 тыс. лицам с инвалидностью оказаны меры содействия занятости // inva.kz URL: <https://inva.kz/2025/11/10/bole-25-tys-licam-s-invalidnostju-okazany-mery-sodejstviya-zanyatosti/#:~:text=%D0%9F%D0%BE%20%D1%81%D0%BE%D1%81%D1%82%D0%BE%D1%8F%D0%BD%D0%B8%D1%8E%20%D0%BD%D0%B0%201%20%D0%BD%D0%BE%D1%8F%D0%B1%D1%80%D1%8F,30%25%20%D0%BE%D1%82%20%D0%BA%D0%BE%D0%BB%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D1%82%D0%B2%D0%B0%20%D1%82%D1%80%D1%83%D0%B4%D0%BE%D1%81%D0%BF%D0%BE%D1%81%D0%BE%D0%B1%D0%BD%D1%8B%D1%85%20%D0%9B%D0%A1%D0%98.> (дата обращения: 20.12.2025).

4. Изменения в системе предоставления спецсоцуслуг позволят повысить их доступность – министр труда и социальной защиты // Официальный интернет ресурс Премьер-министра Республики Казахстан URL: <https://primeminister.kz/ru/news/reviews/izmeneniya-v-sisteme-predostavleniya-spetssotsuslug-pozvolyat-povysit-ikh-dostupnost-ministr-truda-i-sotsialnoy-zashchity-28731> (дата обращения: 20.12.2025).

5. Анатомия человека. Краткий курс: учебное пособие для студентов медицинских вузов / В.И. Козлов, О.А. Гурова. - 2-е изд., доп. и перераб. - М.: Практическая медицина, 2009. - 364 с.: ил.

6. Медведев И.Н. Завалишина С.Ю. Кутафина Н.В. Белова Т.А. Физиология мышечной и нервной систем. - Москва: Лань, 2022. - 175 с.

7. Плащевая Е.В. Нигей Н.В. Смирнов В.А. Лысак В.А. Учебное пособие по дисциплине «Физика, математика» раздел «Физика» . - Благовещенск: Амурская государственная медицинская академия, 2021. - 224 с.

8. Бигдай Е.В. Вихрон С.П. Гривенная Н.В. Редькин В.О. Самойлов Б.И. Чигирев Б.И. Биофизика для инженерных специальностей. - 1 том изд. - 490 с.

9. Электромиография // Доктор URL: <https://www.kp.ru/doctor/diagnostika/elektromiografiya/> (дата обращения: 10.06.2025).

10. Методика электромиографии (ЭМГ). Электромиограмма в норме // МедУнивер URL: <https://meduniver.com/Medical/Neurology/elektromiografia.html> (дата обращения: 10.06.2025).
11. Бадалян Л.О., Скворцов И. А., Клиническая электронейромиография. – М: Медицина, 1986. – 368 с.
12. Лисаневич М. С., Рахматллина Э. Р., Галимзянова Р. Ю., Мусин И. Н. Узлы и элементы биотехнических систем. - Казань: КНИТУ, 2018. - 88 с.
13. Баранов В.Н., Бочков М.С., Акмашев В.А Медицинская диагностическая техника. - Тюмень: ТюмГНГУ, 2013. - 144 с.
14. Активный протез предплечья CYBI Hand // СуперМоторика URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/cybi-hand> (дата обращения: 15.07.2025).
15. Протез предплечья ИНДИ // СуперМоторика URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/indy-hand#!/tab/439383103-1> (дата обращения: 15.07.2025).
16. Бионически протез предплечья Manifesto Hand // СуперМоторика URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/manifesto-hand#!/tab/439383545-1> (дата обращения: 15.07.2025).
17. Bebionic EQD // Ottobock URL: <https://www.ottobock.com/ru-ru/product/8E70> (дата обращения: 20.07.2025).
18. Бионические протезы рук // Bi-oN URL: <http://www.bi-on.ru/produkcija-i-uslugi/bionicheskie-protezy-ruk/> (дата обращения: 22.07.2025).
19. 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
20. Команцев В.Н. Методические основы клинической электронейромиографии . - 1 изд. - Санкт-Петербург: 2006. - 362 с.
21. AD623ARZ-R7, Инструментальный усилитель, 0.8МГц, 1-канал, 0.3В/мкс, Rail-to-Rail, +2.7...12В/±2.5...6В [SOIC-8.] // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/ad623arz-r7-instrumentalnyy-usilitel-0.8mgt-analog-devices-9000996320> (дата обращения: 20.12.2025).
22. AD623ARMZ-REEL7, Инструментальный усилитель, 0.8МГц, 1-канал, 0.3В/мкс, Rail-to-Rail, +2.7...12В/±2.5...6В [MSOP-8.] // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/ad623armz-reel7-instrumentalnyy-usilitel-analog-devices-9000408912> (дата обращения: 20.12.2025).
23. Усилители – Инструментальные, Операционные, Буферные INA114AU // ChipDip URL: [https://www.chipdip.kz/product/ina114au-texas-instruments-8004998921?from=suggest\\_product](https://www.chipdip.kz/product/ina114au-texas-instruments-8004998921?from=suggest_product) (дата обращения: 20.12.2025).
24. Усилители – Инструментальные, Операционные, Буферные AD8063ARTZ-REEL7 // ChipDip URL:

<https://www.chipdip.kz/product/ad8063artz-reel7-analog-devices-8002850647>  
(дата обращения: 20.12.2025).

25. Усилители – Инструментальные, Операционные, Буферные OPA690IDBVR // ChipDip URL: [https://www.chipdip.kz/product/opa690idbvr-texas-instruments-8024963489?from=suggest\\_product](https://www.chipdip.kz/product/opa690idbvr-texas-instruments-8024963489?from=suggest_product) (дата обращения: 20.12.2025).

26. Стабилизаторы напряжения и тока LP2980AIM5-3.0 // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/lp2980aim5-3.0-texas-instruments-8002947586> (дата обращения: 20.12.2025).

27. LMV7219M5X/NOPB, Компаратор R-R OUT [SOT-23-5] // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/lmv7219m5x-nopb-komparator-r-r-out-texas-instruments-5602326994> (дата обращения: 20.12.2025).

28. AD7797BRUZ, 24-Бит Sigma-Delta аналого-цифровой преобразователь с AMP (x128), 1-канал Differential [TSSOP-16.] // ChipDip URL: [https://www.chipdip.kz/product/ad7797bruz-24-bit-sigma-delta-analog-devices-9000110079?from=suggest\\_product](https://www.chipdip.kz/product/ad7797bruz-24-bit-sigma-delta-analog-devices-9000110079?from=suggest_product) (дата обращения: 20.12.2025).

29. AD7797BRUZ, 24-Бит Sigma-Delta аналого-цифровой преобразователь с AMP (x128), 1-канал Differential [TSSOP-16.] // ChipDip URL: [https://www.chipdip.kz/product/ad7797bruz-24-bit-sigma-delta-analog-devices-9000110079?from=suggest\\_product](https://www.chipdip.kz/product/ad7797bruz-24-bit-sigma-delta-analog-devices-9000110079?from=suggest_product) (дата обращения: 20.12.2025).

30. STM32L152RBT6A, Микроконтроллер, 32-Бит, Cortex-M3, 32МГц, 128Кб Flash, 16Кб SRAM, 51 I/O [LQFP-64\_10x10.] // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/stm32l152rbt6a-mikrokontroller-32-bit-st-microelectronics-9000165968> (дата обращения: 20.12.2025).

31. OPA2347EA/250, Operational Amplifiers - Op Amps SOT-23-8 Micropower Rail-to-Rail A 595-O A 595-OPA2347EA/3K // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/opa2347ea-250-operational-amplifiers-op-texas-instruments-8005003372> (дата обращения: 20.12.2025).

32. Raspberry Pi 1 Model B+ // Raspberry Pi URL: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-1-model-b-plus/> (дата обращения: 20.12.2025).

33. MAX764ESA+T, DC/DC преобразователь инвертирующий [SO-8] // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/max764esa-t-dc-dc-preobrazovvatel-invertiruyuschiy-maxim-331156346> (дата обращения: 20.12.2025).

34. Шаговый двигатель 4-х фазный 28BYJ-48 5В // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product0/8004056920> (дата обращения: 17.12.2025).

35. SG90 servo, Сервомотор аналоговый 1.8кг.см 180° // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/sg90-servo-servomotor-analogovyy-1.8kg-sm-180-waveshare-9000379907> (дата обращения: 20.12.2025).

36. 3313J-1-104E, (100K, 0.125W), Потенциометр однооборотный керметный 100кОм 0.125Вт SMD // ChipDip URL: <https://www.chipdip.kz/product/3313j-1-104e-100k-0.125w-potentsiometr-odnooborotnyy-bourns-8021298298> (дата обращения: 20.12.2025).

37. LM317T, Стабилизатор напряжения регулируемый // ChipDip URL: <https://www.chipdip.ru/product/lm317t> (дата обращения: 18.12.2025).

38. Ряд резисторов E24 // АС энергия URL: [https://asenergi.com/pdf/rezistory/ryad\\_rezistorov\\_e24.pdf](https://asenergi.com/pdf/rezistory/ryad_rezistorov_e24.pdf) (дата обращения: 18.12.2025).

39. Multisim User Manual // Multisim URL: <https://www.ni.com/docs/en-US/bundle/multisim/resource/374483d.pdf> (дата обращения: 20.12.2025).

40. Ultra-low-power 8-bit MCU with 32 Kbytes Flash, 16 MHz CPU, integrated EEPROM // STMicroelectronics URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm8l152c6.html> (дата обращения: 20.12.2025).

## **Приложение А**

(обязательное)

### **СКЕЛЕТ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ**

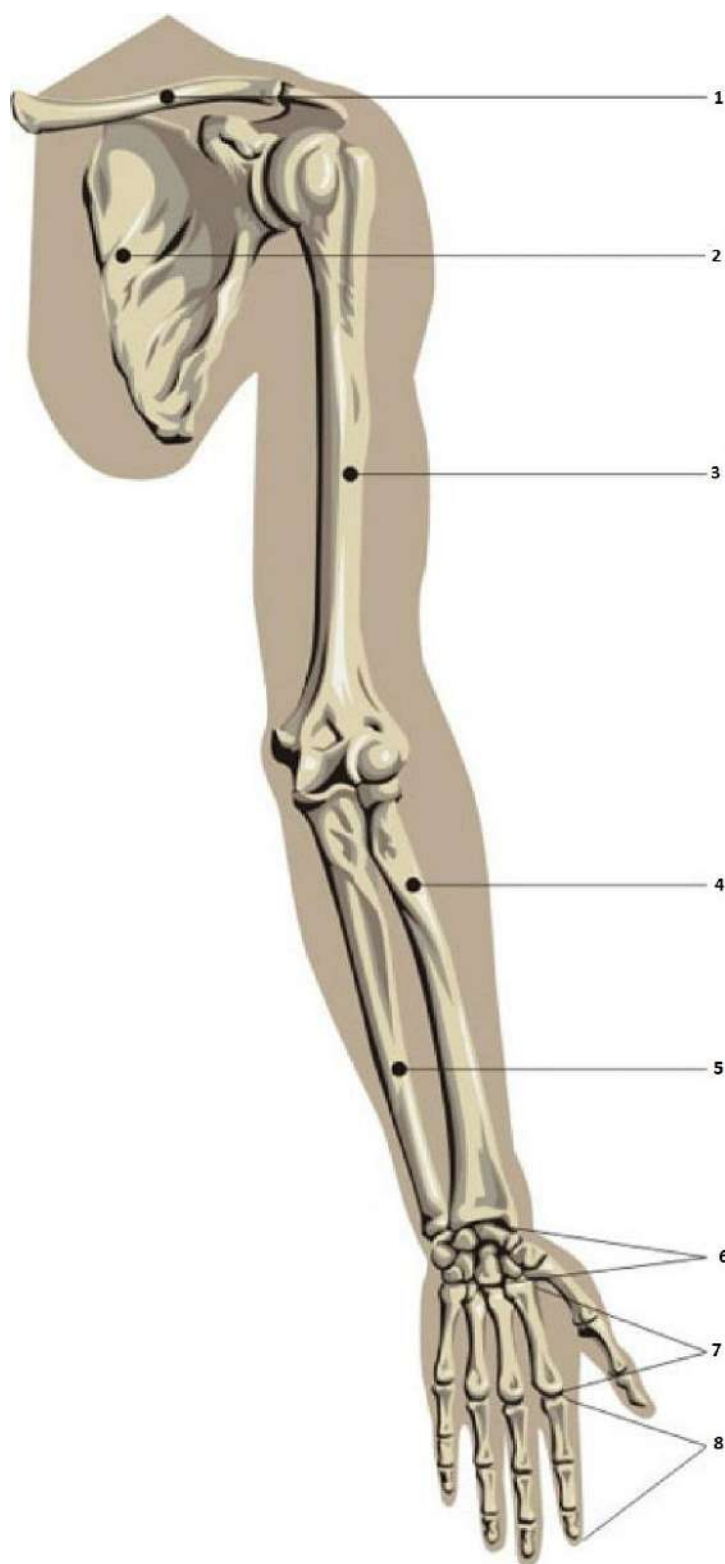


Рисунок А.1 – Скелет верхней конечности человека  
(1 – ключица; 2 – лопатка; 3 – плечевая кость; 4 – лучевая кость; 5 – локтевая кость; 6 – лучезапястный сустав; 7 – пястная кость; 8 – кости пальцев)

**Приложение Б**  
(обязательное)  
**МЫШЦЫ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ**

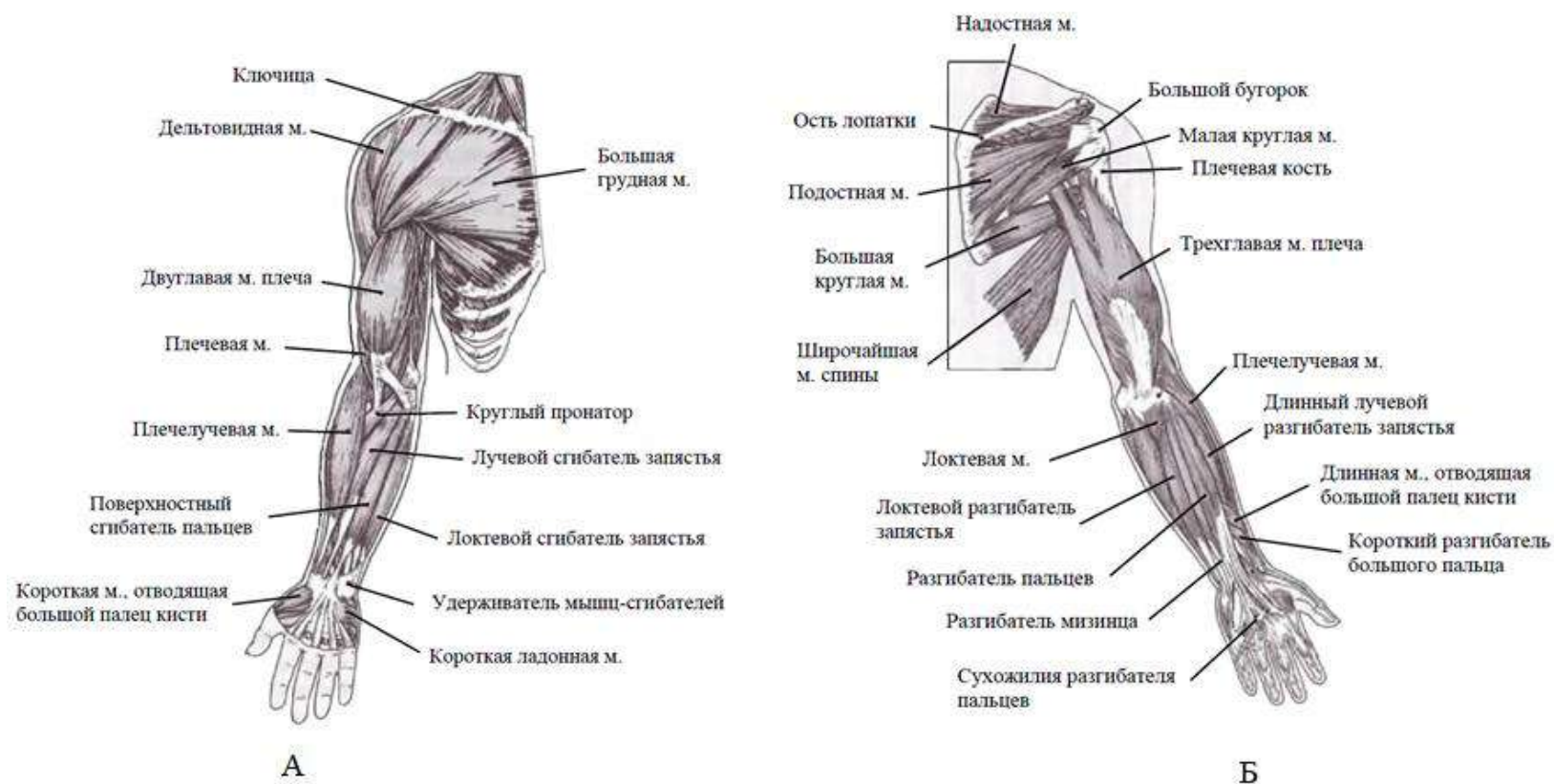


Рисунок Б.1 – Мышцы верхней конечности  
(А – вид спереди; Б – вид сзади)

## **Приложение В**

(обязательное)

### **СХЕМА ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ ПРИНЦИПИАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРОМИОГРАФА ОТТОВОСК**



ЭЕ

Перв. примен.

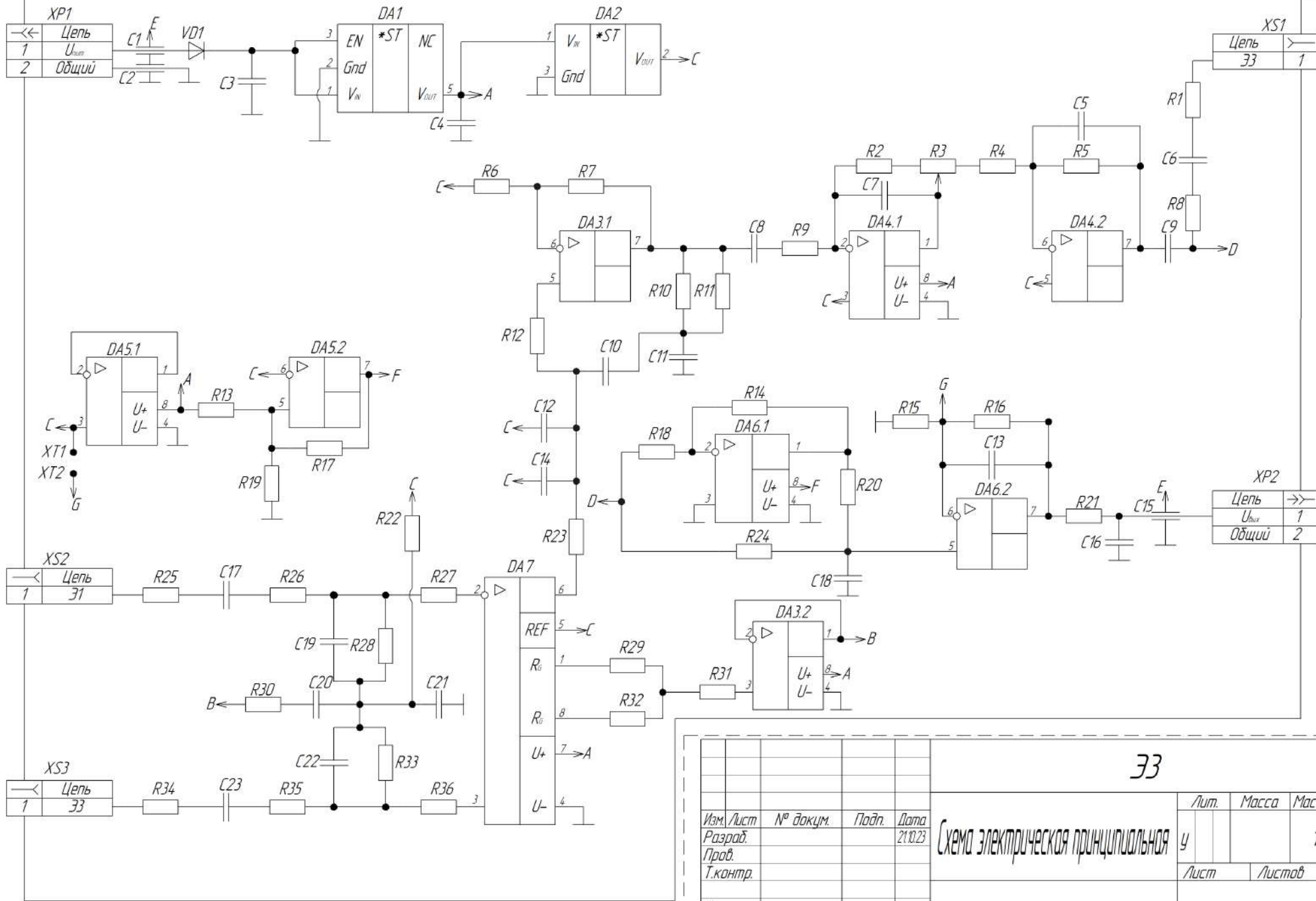
Справ. №

Подп. и дата

Инв. № дубл.

Подп. и дата

Инв. № подл.



Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.				21.10.23
Пров.				
Т.контр.				
Н.контр.				
Утв.				

Схема электрическая принципиальная

Лист	Масса	Масштаб
у		1:1
Лист	Листов	1

Копировал

Формат А3

Не для коммерческого использования

## Приложение Г

(обязательное)

### ИССЛЕДУЕМЫЕ МЫШЦЫ ПРЕДПЛЕЧЬЯ

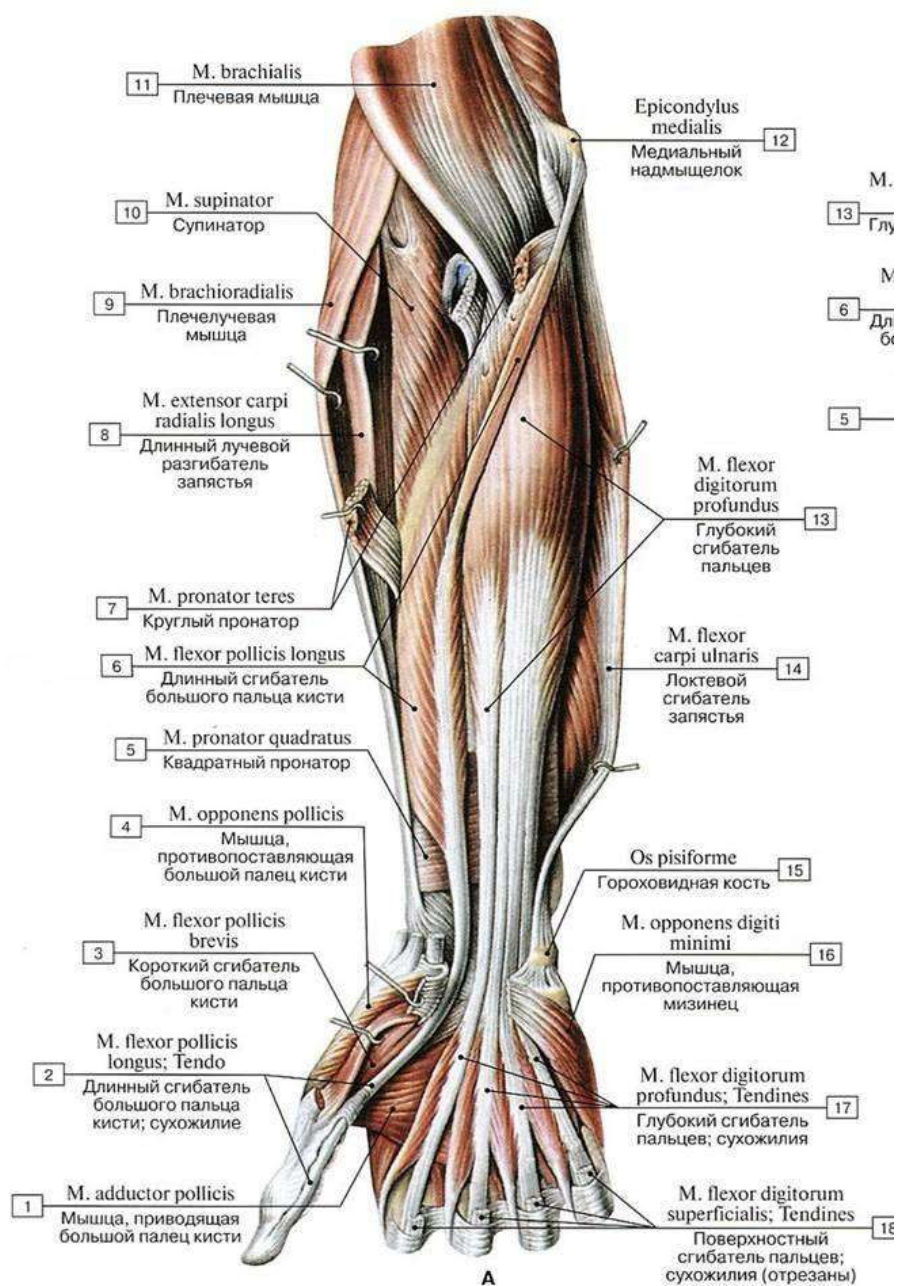


Рисунок Г.1 – Расположение исследуемых мышц

## **Приложение Д**

(обязательное)

### **РЕГИСТРАЦИОННОЕ УДОСТОВЕРЕНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФА**

Қазақстан Республикасының  
Денсаулық сақтау министрлігі

010000, Қазақстан Республикасы,  
Астана қ., Сол жағалау,  
Мәңгілік Ел даңғылы, 8  
(Министірліктер үйі), 5-кіреберіс  
Номер НИКАД: KZ45VBP00027212



Министерство здравоохранения  
Республики Казахстан

010000, Республика Казахстан,  
г. Астана, Левый берег, пр. Мәңгілік Ел, 8  
(Дом Министерств), 5 подъезд

**РЕГИСТРАЦИОННОЕ УДОСТОВЕРЕНИЕ**  
**РК МИ (МТ)-0.№029119**

В соответствии с Кодексом Республики Казахстан «О здоровье народа и системе здравоохранения» настоящее регистрационное удостоверение выдано:

Информация	Наименование
Производитель, страна	ООО НМФ НЕЙРОТЕХ, Россия
Производственная площадка, страна	ООО НМФ НЕЙРОТЕХ, Россия
Уполномоченный представитель производителя	ТОО Asia Medical Partner (Азия Медикал Партнер)

в том, что **Анализатор электроэнцефалографический «Синапсис»**

(наименование медицинского изделия)

**Класс 2 а – со средней степенью риска**

(класс безопасности в зависимости от потенциального риска применения)

зарегистрирована/о и разрешена/о к применению в медицинской практике на территории Республики Казахстан.

Перечень расходных материалов и комплектующих к медицинскому изделию в приложении к данному регистрационному удостоверению, согласно форме 3 (количество листов 8).

Дата государственной регистрации (перерегистрации): 27.03.2025г., №N084496 решения

Действительно до: Бессрочно

Дата внесения изменений:

Фамилия, имя, отчество (при его наличии) руководителя государственного органа (или уполномоченное лицо): КЕНЖЕХАНОВА АЛМАГУЛЬ ЖУМАХАНОВНА

## **Приложение Е**

(Обязательное)

Принципиальная функциональная схема

7М07106.001 Э2



## **Приложение Ж**

(Обязательное)

Принципиальная электрическая схема

7М07106.001 ЭЗ







## **Приложение И**

(Обязательное)

Перечень элементов

7М07106.001 ПЭЗ

КОМПАС-3D v23 Учебная версия © 2024 ООО "АСКОН-Системы проектирования", Россия. Все права защищены.										
Справ. №	Перв. примен.	Поз. обозначение	Наименование				Кол.	Примечание		
			Диоды							
		VD1, VD2, VD4	TMBYV10-40FILM				3			
		VD3	BZV55-C3V0				1			
			Конденсаторы							
		C1, C2, C4, C5, C7, C9 - C17	0603 - 16B - 1мкФ ± 10%				14			
		C3	0603 - 16B - 1000пФ ± 10%				1	Выбирается при настройке		
		C6, C8	0603 - 16B - 0,047мкФ ± 10%				2			
			Микросхемы аналоговые							
Взам. инв. №	Подп. и дата	DA1	LP2980AIM5-3.0				1			
		DA2, DA3, DA5, DA6	OPA690IDBVR				4			
		DA4	AD623ARZ-R7				1			
		DA7	LMV7219M5X/NOPB				1			
			Резисторы							
		R1, R5	0603 - 0,125Вт - 200кОм ± 1%				2			
		R2, R6, R12, R13	0603 - 0,125Вт - 1кОм ± 1%				4			
		R3	0603 - 0,125Вт - 1кОм ± 1%				1			
Инв. № подл.	Подп. и дата	R4	0603 - 0,125Вт - 1МОм ± 1%				1			
		R7	3313J-1-104E - 0,125Вт - 100кОм ± 20%				1			
		R8	0603 - 0,125Вт - 15кОм ± 1%				1			
		R9	0603 - 0,125Вт - 53кОм ± 1%				1			
		R10	0603 - 0,125Вт - 0,5кОм ± 1%				1			
		R11	0603 - 0,125Вт - 40кОм ± 1%				1			
Инв. № подл.	Подп. и дата	7M07106.001 ПЭЗ								
		Изм. Лист	№ докум.	Подп.	Дата					
		Разраб.	Лив.В.		20.12.25					
		Пров.	Ожикенов К.А.			Датчик электромиографический				
		Н.контр.	Рахметова П.М.			Перечень элементов				
	Утв.									
							Лист	Лист	Листов	
							у	1	2	
							КазНИТУ им. К.И. Сатпаева			
							Кафедра РТuТСА			

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата

Лист
2

## Приложение К

(Обязательное)

### Схема электромиографического датчика в программе Multisim

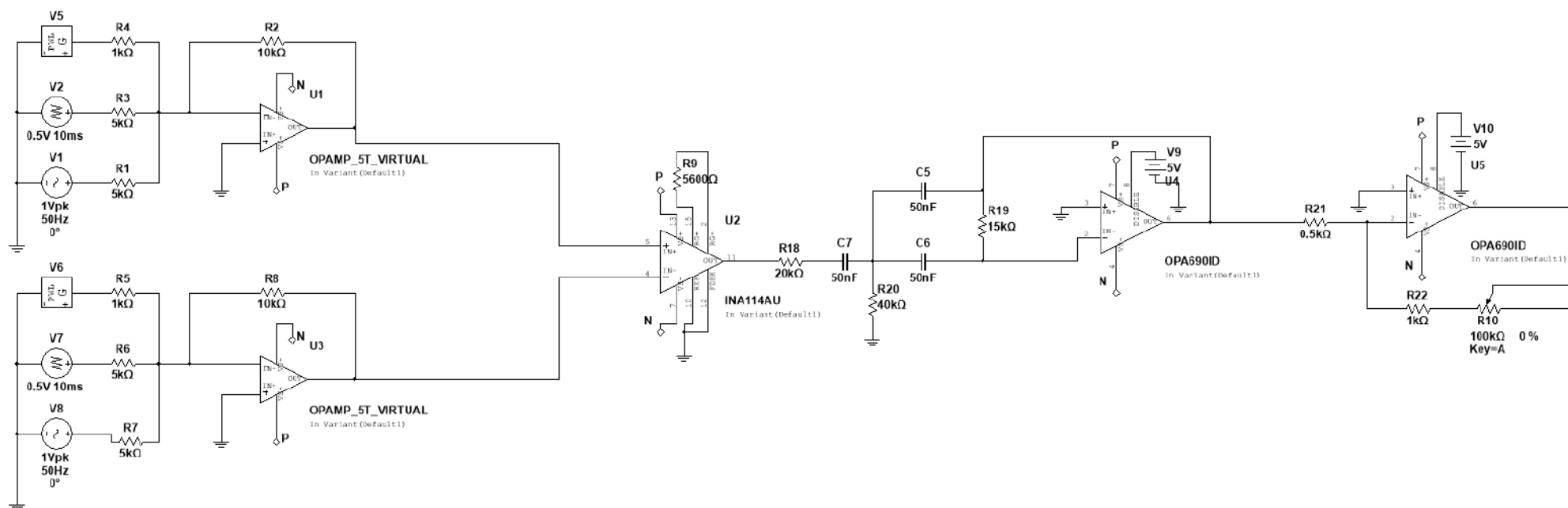


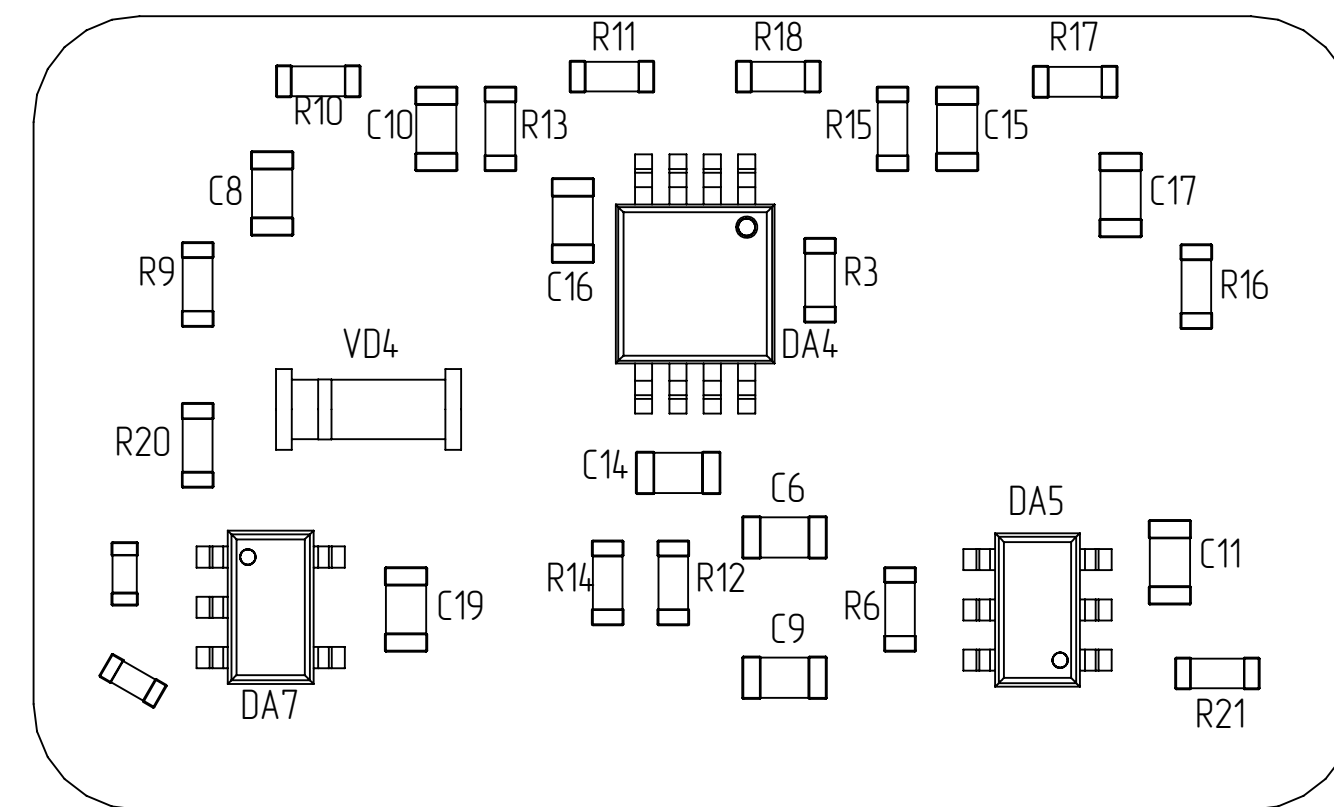
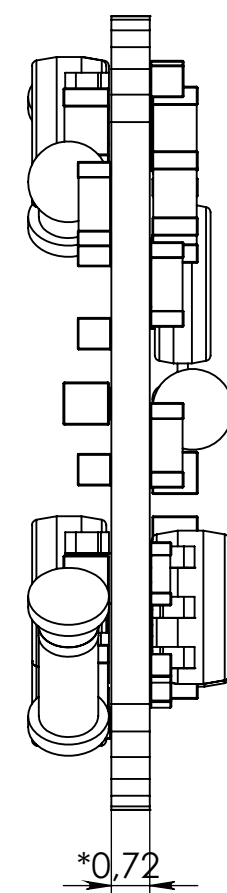
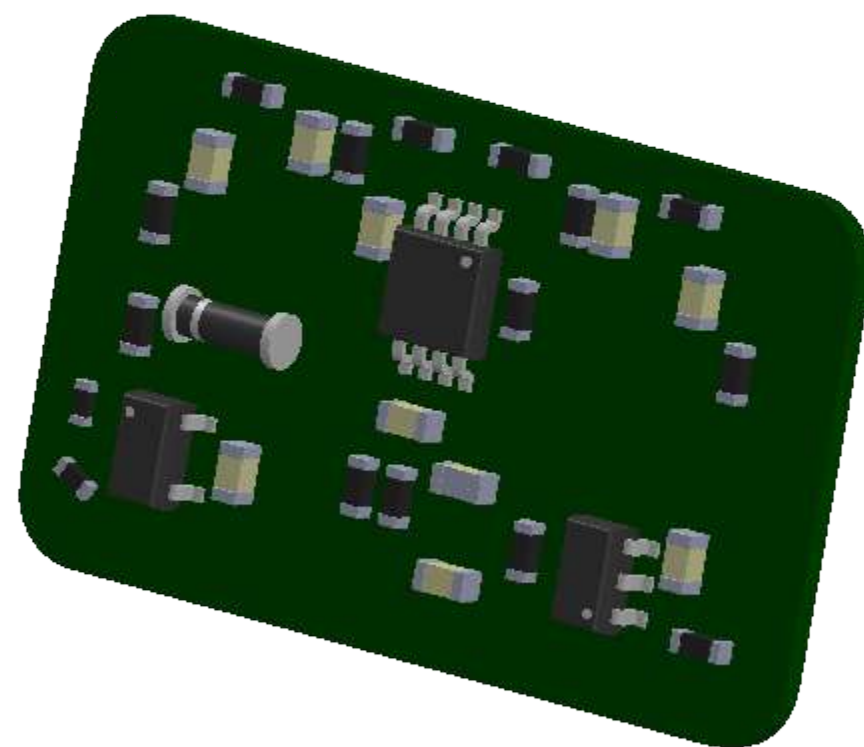
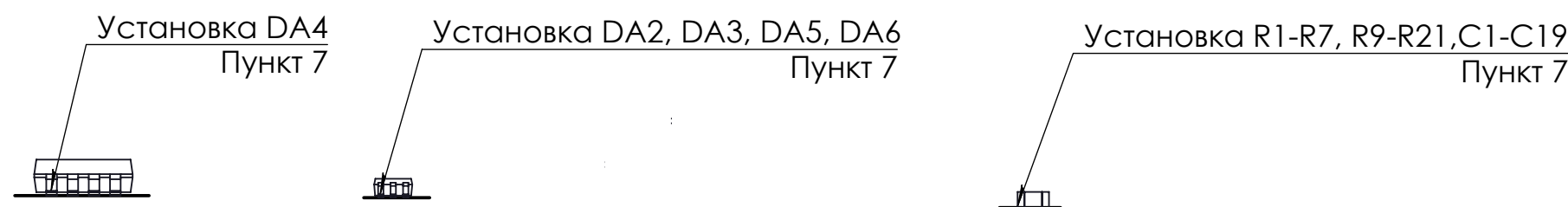
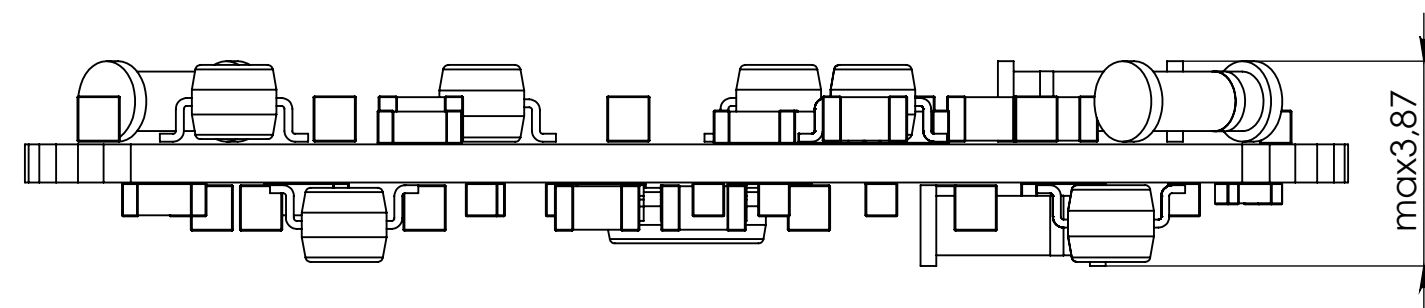
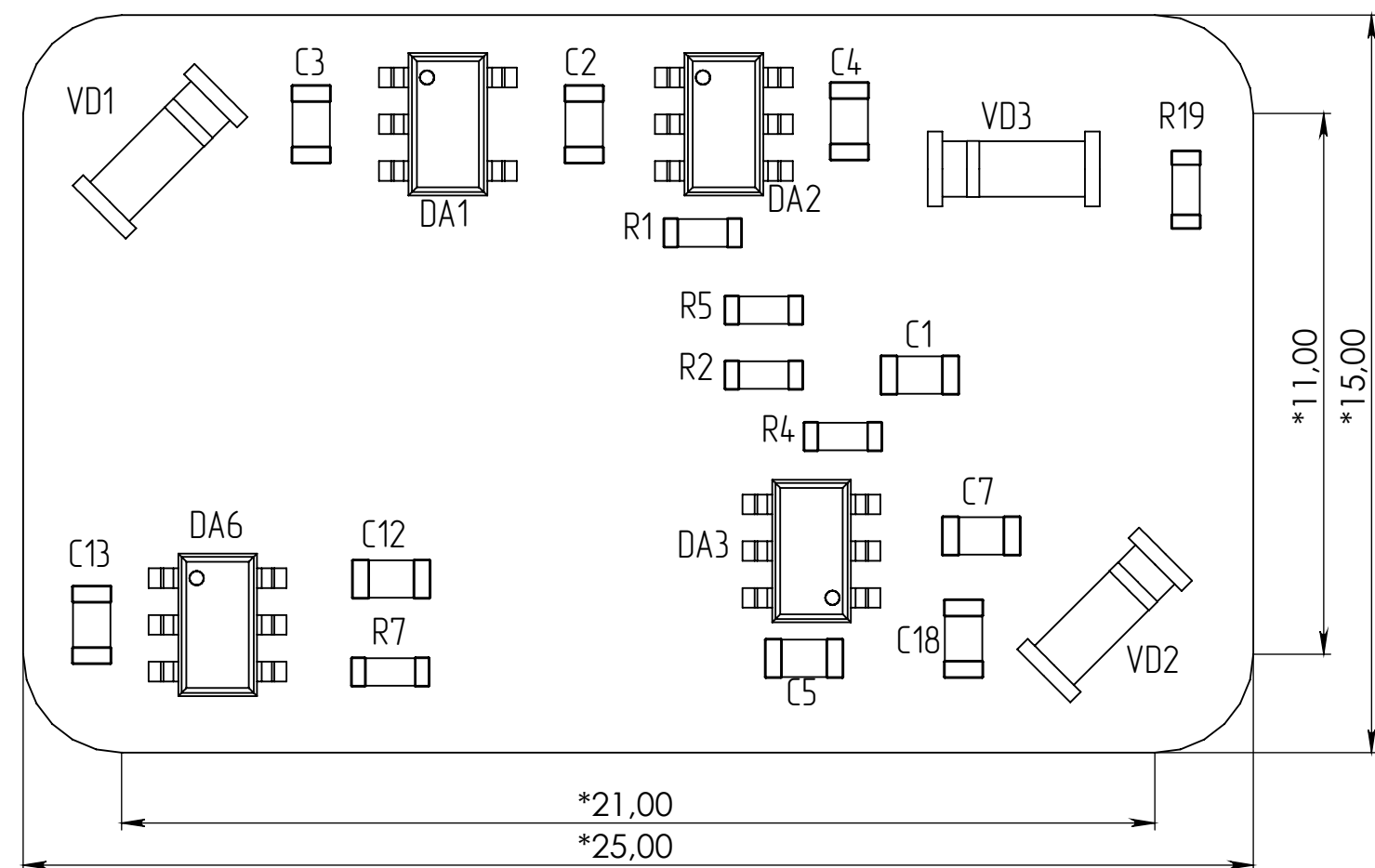
Рисунок К.1 – Схема включения электромиографического датчика в программе Multisim

## **Приложение Л**

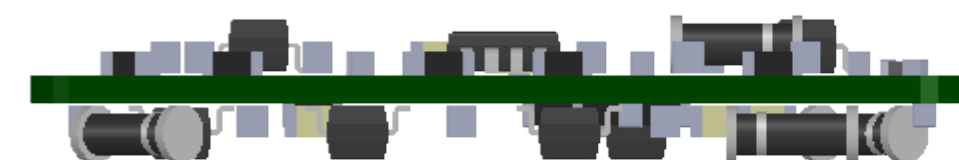
(Обязательное)

Сборочный чертеж

7М07106.001 СБ



1. \*Размеры для справок
2. Габаритные размеры даны по наибольшим размерам выступающих деталей.
3. Маркировка элементов показана условно.
4. Печатные проводники условно не показаны.
5. Монтаж выполнить согласно схеме электрической принципиальной.
6. Пайку штыревых соединений производить ПОС-61 ГОСТ 21930-76 согласно ГОСТ 23592-96. Флюс Ф-64.
7. Паяльная паста ППВ-111 или допускается ПОС-61, флюс ЛТИ-120.
8. Контроль паяльных соединений производить визуально-оптическим методом ГОСТ 24715-81.
9. Излишки флюса в местах пайки элементов и проводов убрать протиркой спирто-бензиновой смесью.



						7М07106.001 СБ				
						Плата печатная		Лит.	Масса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	у					7:1
Разраб.		Лу В.В.				Сборочный чертеж				
Пров.		Ожикенов К.А.								
Т. контр.										
						Лист		Листов		1
Н. контр.		Рахметова П.М.				КазНИТУ им. К.И. Сатпаева				
Утв.						Кафедра РТУСА				

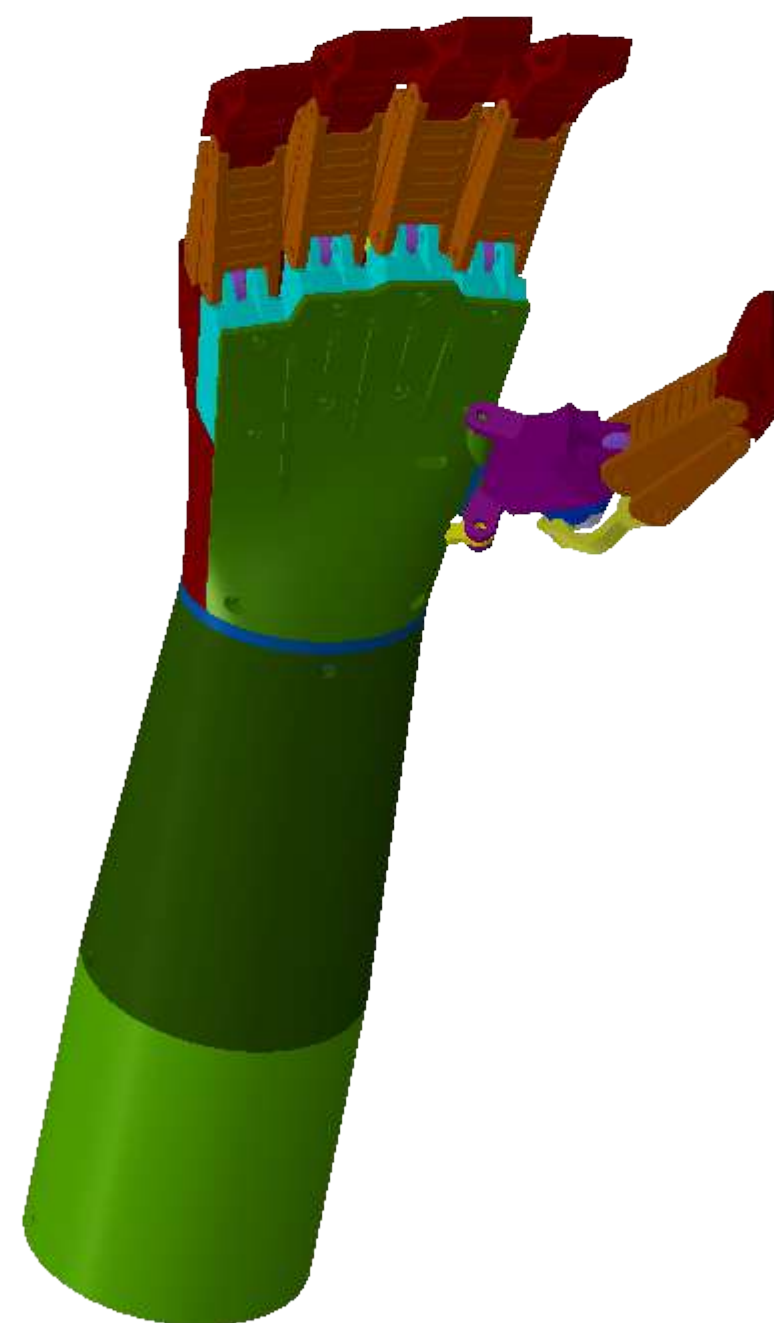
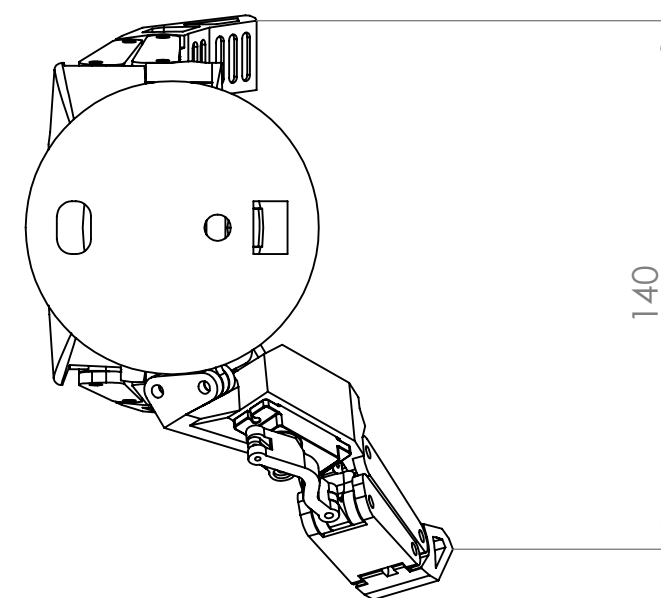
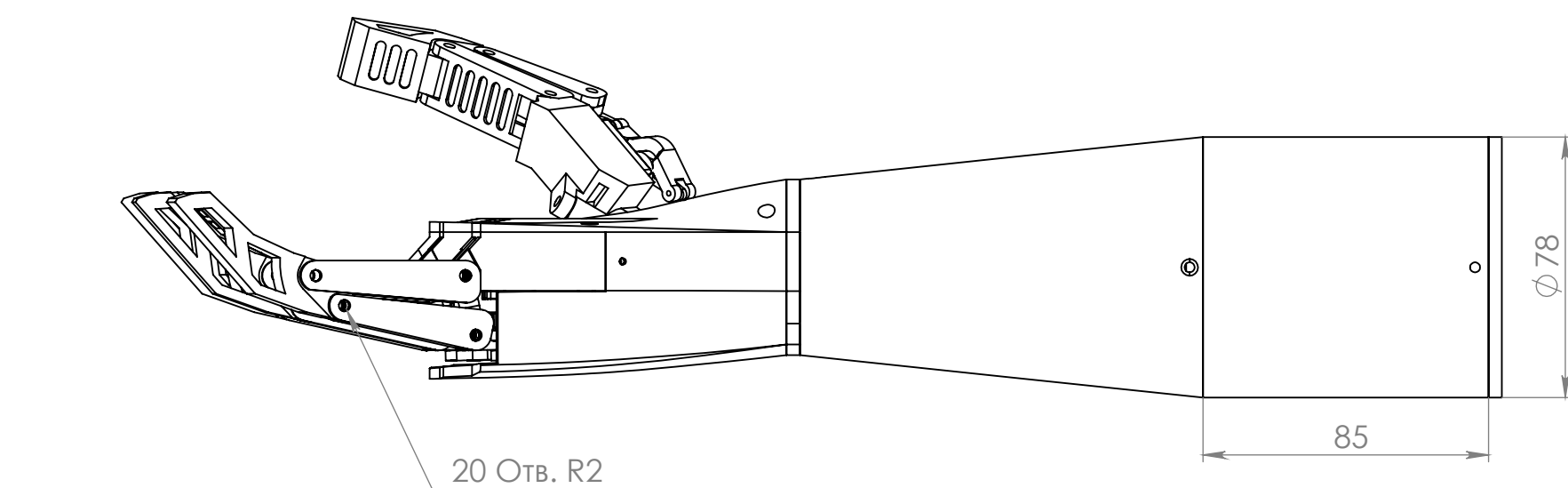
## **Приложение М**

(Обязательное)

Сборочный чертеж

7М07106.001 СБ

7M07106.001 C5



						7М07106.001 СБ						
						Протез руки бионический			Лит.		Масса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	у							1:2
Разраб.		ЛуВ.В.		20.12.25		Чертеж сборочный			Лист		Листов	
Пров.		Ожигенов К.А.										
Т. контр.												
Н. контр.		Рахметова П.М.									КазНИТУ им. К.И. Сатпаева	
Утв.											Кафедра РТУСА	



## Приложение Н

(Обязательное)

Программное обеспечение для управления исполнительным устройством

```
#include <iostm8l152x.h>

#define SERVO1_MIN_PWM  0x15
#define SERVO1_MAX_PWM  0x58
#define SERVO2_MIN_PWM  0x96
#define SERVO2_MAX_PWM  0x280

void delay_ms(unsigned int ms) {
    unsigned int i, j;
    for(i = 0; i < ms; i++) {
        for(j = 0; j < 100; j++) {
            ;
        }
    }
}

unsigned char angle_to_pwm1(unsigned char angle) {
    unsigned int pwm1;
    if (angle > 180) {
        angle = 180;
    }

    pwm1  =  SERVO1_MIN_PWM  +  ((unsigned  int)angle  *
(SERVO1_MAX_PWM - SERVO1_MIN_PWM)) / 180;
    return (unsigned char)pwm1;
}

unsigned int angle_to_pwm2(unsigned char angle) {
```

```

    unsigned int pwm2;

    if (angle > 180) {
        angle = 180;
    }

    pwm2 = SERVO2_MIN_PWM + ((unsigned int)angle *
(SERVO2_MAX_PWM - SERVO2_MIN_PWM)) / 180;
    return pwm2;
}

void tim1_set_angle(unsigned char angle) {
    unsigned char pwm1;

    pwm1 = angle_to_pwm1(angle);
    TIM1_CCR1L = pwm1;
    TIM1_CCR2L = pwm1;
    TIM1_CCR3L = pwm1;
}

void tim2_set_angle(unsigned char angle) {
    unsigned int pwm2;

    pwm2 = angle_to_pwm2(angle);
    TIM2_CCR1H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
    TIM2_CCR1L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);
    TIM2_CCR2H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
    TIM2_CCR2L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);
    TIM2_EGR = 0x01;
}

void servos_move_angle(unsigned char from_angle, unsigned char
to_angle, unsigned int step_delay) {
    unsigned char current_angle;
    unsigned char pwm1;

```

```

unsigned int pwm2;

if (from_angle > 180) from_angle = 180;
if (to_angle > 180) to_angle = 180;
current_angle = from_angle;
if (from_angle < to_angle) {
    while (current_angle < to_angle) {
        pwm1 = angle_to_pwm1(current_angle);
        TIM1_CCR1L = pwm1;
        TIM1_CCR2L = pwm1;
        TIM1_CCR3L = pwm1;

        pwm2 = angle_to_pwm2(current_angle);
        TIM2_CCR1H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
        TIM2_CCR1L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);
        TIM2_CCR2H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
        TIM2_CCR2L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);
        TIM2_EGR = 0x01;
        delay_ms(step_delay);
        current_angle++;
    }
}
else if (from_angle > to_angle) {
    while (current_angle > to_angle) {
        pwm1 = angle_to_pwm1(current_angle);
        TIM1_CCR1L = pwm1;
        TIM1_CCR2L = pwm1;
        TIM1_CCR3L = pwm1;

        pwm2 = angle_to_pwm2(current_angle);

```

```

    TIM2_CCR1H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
    TIM2_CCR1L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);
    TIM2_CCR2H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
    TIM2_CCR2L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);

    /* Синхронизация TIM2 */
    TIM2_EGR = 0x01;
    delay_ms(step_delay);
    current_angle--;
}

}

pwm1 = angle_to_pwm1(to_angle);
TIM1_CCR1L = pwm1;
TIM1_CCR2L = pwm1;
TIM1_CCR3L = pwm1;
pwm2 = angle_to_pwm2(to_angle);
TIM2_CCR1H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
TIM2_CCR1L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);
TIM2_CCR2H = (unsigned char)((pwm2 >> 8) & 0xFF);
TIM2_CCR2L = (unsigned char)(pwm2 & 0xFF);
TIM2_EGR = 0x01;
}

main()
{
    PE_DDR |= 0x80;
    PE_CR1 |= 0x80;
    PE_ODR |= 0x80;
    LCD_CR1 = 0x00;

```

```
LCD_CR2 = 0x00;
LCD_CR3 = 0x00;
LCD_CR4 = 0x00;
CLK_PCKENR1 |= 0x03;
CLK_PCKENR2 |= (1 << 1);
PD_DDR |= 0x34;
PD_CR1 |= 0x34;
PD_CR2 |= 0x34;
PB_DDR |= 0x05;
PB_CR1 |= 0x05;
PB_CR2 |= 0x05;
TIM1_PSCRH = 0x00;
TIM1_PSCRL = 0x39;
TIM1_ARRH = 0x02;
TIM1_ARRL = 0x8F;
TIM1_CCR1H = 0;
TIM1_CCR1L = SERVO1_MIN_PWM;
TIM1_CCR2H = 0;
TIM1_CCR2L = SERVO1_MIN_PWM;
TIM1_CCR3H = 0;
TIM1_CCR3L = SERVO1_MIN_PWM;
TIM1_CCMR1 = 0x68;
TIM1_CCMR2 = 0x68;
TIM1_CCMR3 = 0x68;
TIM1_CCER1 = 0x11;
TIM1_CCER2 = 0x01;
TIM1_CR1 |= 0x80;
```

```
TIM1_EGR = 0x01;
TIM1_BKR = 0x80;
TIM1_CR1 |= 0x01;
/* TIM2 CONFIG */
TIM2_PSCR = 0x03;
TIM2_ARRH = 0x13;
TIM2_ARRL = 0x94;
TIM2_CCR1H = (unsigned char)((SERVO2_MIN_PWM >> 8) & 0xFF);
TIM2_CCR1L = (unsigned char)(SERVO2_MIN_PWM & 0xFF);
TIM2_CCR2H = (unsigned char)((SERVO2_MIN_PWM >> 8) & 0xFF);
TIM2_CCR2L = (unsigned char)(SERVO2_MIN_PWM & 0xFF);
TIM2_CCMR1 = 0x68;
TIM2_CCMR2 = 0x68;
TIM2_CCER1 = 0x11;
TIM2_CR1 |= 0x80;
TIM2_EGR = 0x01;
TIM2_BKR = 0x80;
TIM2_CR1 |= 0x01;
delay_ms(1000);
while(1) {
    servos_move_angle(0, 180, 25);
    servos_move_angle(180, 0, 25);
}
}
```

## Приложение П

(Обязательное)

Программное обеспечение для инициализации АЦП AD7797BRUZ

```
#include "AD7797.h"

static void AD7797_CS_Low(AD7797_HandleTypeDef *had) {
    HAL_GPIO_WritePin(had->CS_GPIO_Port,      had->CS_GPIO_Pin,
GPIO_PIN_RESET);
}

static void AD7797_CS_High(AD7797_HandleTypeDef *had) {
    HAL_GPIO_WritePin(had->CS_GPIO_Port,      had->CS_GPIO_Pin,
GPIO_PIN_SET);
}

static HAL_StatusTypeDef
AD7797_WriteRegister(AD7797_HandleTypeDef *had, uint8_t reg_addr, uint8_t
*data, uint8_t len) {
    uint8_t comm = AD7797_COMM_WRITE | (reg_addr << 3);
    AD7797_CS_Low(had);
    HAL_StatusTypeDef status = HAL_SPI_Transmit(had->hspi, &comm, 1,
had->Timeout);
    if (status == HAL_OK) {
        status = HAL_SPI_Transmit(had->hspi, data, len, had->Timeout);
    }
    AD7797_CS_High(had);
    return status;
}
```

```

static HAL_StatusTypeDef
AD7797_ReadRegister(AD7797_HandleTypeDef *had, uint8_t reg_addr, uint8_t
*data, uint8_t len) {

    uint8_t comm = AD7797_COMM_READ | (reg_addr << 3);

    AD7797_CS_Low(had);

    HAL_StatusTypeDef status = HAL_SPI_Transmit(had->hspi, &comm, 1,
had->Timeout);

    if (status == HAL_OK) {

        status = HAL_SPI_Receive(had->hspi, data, len, had->Timeout);

    }

    AD7797_CS_High(had);

    return status;

}

HAL_StatusTypeDef AD7797_Reset(AD7797_HandleTypeDef *had) {

    uint8_t reset_data[4] = {0xFF, 0xFF, 0xFF, 0xFF};

    AD7797_CS_Low(had);

    HAL_StatusTypeDef status = HAL_SPI_Transmit(had->hspi, reset_data,
4, had->Timeout);

    AD7797_CS_High(had);

    HAL_Delay(1); // Small delay after reset

    return status;

}

uint8_t AD7797_ReadID(AD7797_HandleTypeDef *had) {

    uint8_t id;

    AD7797_ReadRegister(had, AD7797_REG_ID, &id, 1);

    return id;

}

uint8_t AD7797_ReadStatus(AD7797_HandleTypeDef *had) {

```



```

        uint8_t status;

        AD7797_ReadRegister(had, AD7797_REG_COMM_STATUS, &status,
1);

        return status;
    }

    HAL_StatusTypeDef      AD7797_WriteMode(AD7797_HandleTypeDef
*had, uint16_t mode) {
        uint8_t data[2] = {(uint8_t)(mode >> 8), (uint8_t)mode};
        return AD7797_WriteRegister(had, AD7797_REG_MODE, data, 2);
    }

    HAL_StatusTypeDef      AD7797_WriteConfig(AD7797_HandleTypeDef
*had, uint16_t config) {
        uint8_t data[2] = {(uint8_t)(config >> 8), (uint8_t)config};
        return AD7797_WriteRegister(had, AD7797_REG_CONFIG, data, 2);
    }

    HAL_StatusTypeDef AD7797_WaitReady(AD7797_HandleTypeDef *had)
{
    uint32_t tickstart = HAL_GetTick();
    while (1) {
        uint8_t status = AD7797_ReadStatus(had);
        if (!(status & AD7797_STATUS_RDY)) {
            return HAL_OK;
        }
        if ((HAL_GetTick() - tickstart) > had->Timeout) {
            return HAL_TIMEOUT;
        }
    }
}

```

```

int32_t AD7797_ReadData(AD7797_HandleTypeDef *had) {
    uint8_t data[3];
    AD7797_ReadRegister(had, AD7797_REG_DATA, data, 3);
    return ((int32_t)data[0] << 16) | ((int32_t)data[1] << 8) | data[2];
}

HAL_StatusTypeDef AD7797_Init(AD7797_HandleTypeDef *had) {
    if (had->Timeout == 0) had->Timeout = 100; // Default timeout
    AD7797_Reset(had);
    uint8_t id = AD7797_ReadID(had);
    if (id != AD7797_ID_VALUE) {
        return HAL_ERROR;
    }
    AD7797_WriteMode(had, AD7797_MODE_CONTINUOUS |
AD7797_CLK_INT | AD7797_FS_16HZ);
    AD7797_WriteConfig(had, 0x0710);
    return HAL_OK;
}

HAL_StatusTypeDef AD7797_InternalZeroCal(AD7797_HandleTypeDef
*had) {
    AD7797_WriteMode(had, AD7797_MODE_INT_ZERO_CAL |
AD7797_FS_16HZ); // Use current FS //
    return AD7797_WaitReady(had);
}

HAL_StatusTypeDef AD7797_InternalFullCal(AD7797_HandleTypeDef
*had) {
    AD7797_WriteMode(had, AD7797_MODE_INT_FULL_CAL |
AD7797_FS_16HZ); // Use current FS
    return AD7797_WaitReady(had);
}

```

}

## **Приложение Р**

(Обязательное)

Принципиальная электрическая схема

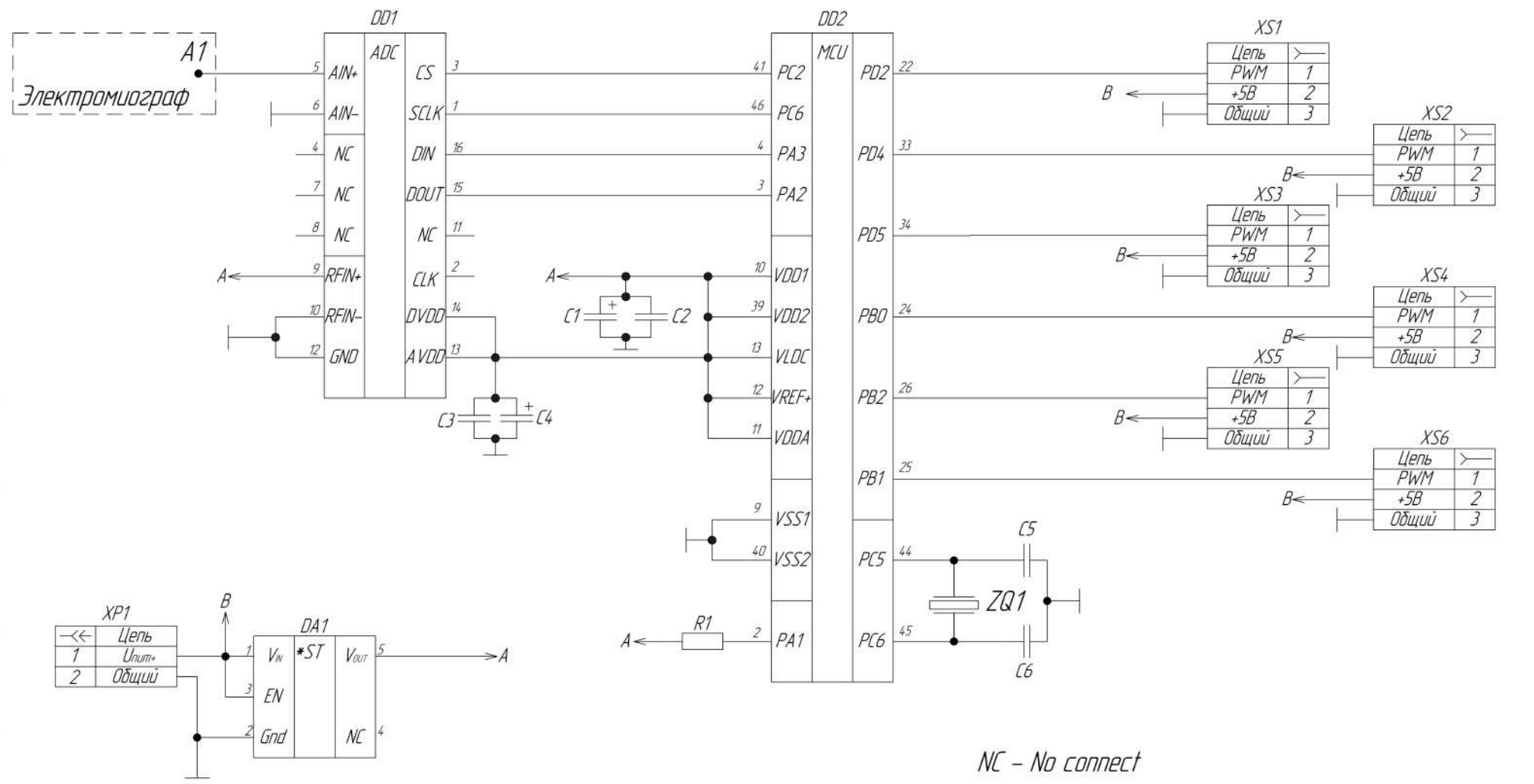
7M07106.001 ЭЗ

КОМПАС-3D v23 Учебная версия © 2024 ООО "АСКОН-Системы проектирования", Россия. Все права защищены.  
Инв. № подл. Подп. и дата  
Взам. инв. № Инв. № дудл. Подп. и дата

Перв. примен.

Спроб. №

7M07106.001 33



				7M07106.001 33			
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Система управления		
Разраб.	Ли В.В.			20.12.25			
Проб.	Ожикенов К.А.						
Т.контр.							
Н.контр.	Рахметова П.М.				Лист	Листов	1
Утв.					КазНИТУ им. К.И. Сатпаева		
					Кафедра РТУСА		
					Формат А3		

## **Приложение С**

**(Обязательное)**

**Перечень элементов**

**7М07106.001 ПЭЗ**

Перв. примен.	Поз. обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
		Генератор кварцевый		
Справ. №	ZQ1	NX3215SA	1	
		Конденсаторы		
	C1,C3	0603 - 16B - 0,1мкФ ± 10%	2	
	C2,C4	TECAP - 16B - 10мкФ ± 10%	2	
	C5,C6	0603 - 16B - 8пФ ± 10%	2	
		Микросхемы аналоговые		
	DA1	LP2980AIM5-3.3	1	
		Микросхемы цифровые		
	DD1	AD7797BRUZ	1	
	DD2	STM8L152C6T6	1	
Инв. № докл.		Резисторы		
	R1	0603 - 0,125Вт - 10кОм ±1%	1	
Взам. инв. №				
Подп. и дата				
Инв. № подл.				
Изм. Лист	№ докум.	Подп.	Дата	7М07106.001 ПЭЗ
	Разраб. Ли В.В.		20.12.25	
Пров.	Ожикенов К.А.			Система управления
Н.контр.	Рахметова П.М.			Перечень элементов
	Утв.			
Лит.	Лист	Листов		КазНИТУ им. К.И. Сатпаева Кафедра РТУТСА
	у		1	
Не для коммерческого использования				Копировал
				Формат А4

**РЕЦЕНЗИЯ**

**на магистерскую диссертацию магистранта образовательной программы  
7M07106 – Биомедицинская инженерия  
Ли Владимира Викторовича**

**Тема работы: «Разработка программно-аппаратной части системы управления  
бионическим протезом руки»**

Разработано:

- а) графическая часть 10 листов
- б) пояснительная записка 107 страниц

**ЗАМЕЧАНИЕ К РАБОТЕ**

Магистрант Ли Владимир Викторович в представленной диссертационной работе рассматривает актуальную и социально значимую научно-практическую задачу разработки программно-аппаратной части системы управления бионическим протезом руки на основе электромиографических сигналов. Выбранная тема полностью соответствует современным направлениям развития биомедицинской инженерии, медицинского приборостроения и реабилитационных технологий.

Основной целью исследования является разработка программно-аппаратной системы, обеспечивающей регистрацию, фильтрацию, усиление и обработку электромиографических сигналов мышц предплечья для формирования управляющих команд исполнительного устройства бионического протеза. Для достижения поставленной цели автором выполнен анализ анатомических и физиологических особенностей верхней конечности, проведён обзор существующих методов и устройств электромиографии, разработана электрическая схема электромиографического датчика, спроектирована печатная плата, реализована программная часть обработки сигналов и проведена экспериментальная проверка работоспособности системы.

Научная новизна диссертационной работы заключается в разработке и практической реализации программно-аппаратной системы управления бионическим протезом руки, ориентированной на упрощённую архитектуру и устойчивую обработку электромиографических сигналов без необходимости сложной индивидуальной калибровки. В работе обоснован выбор элементной базы, реализованы схемы фильтрации и усиления, обеспечивающие подавление сетевых и высокочастотных помех при сохранении информативных характеристик полезного сигнала.

Экспериментальная часть исследования выполнена на хорошем инженерном уровне. Автором проведено тестирование отдельных каскадов электрической схемы, получены осциллограммы электромиографических сигналов, выполнен анализ их формы и амплитудных характеристик. Результаты экспериментов подтверждают корректность функционирования разработанного электромиографического датчика и возможность его применения в системах управления бионическими протезами верхней конечности.

Структура диссертации логична и включает аналитический обзор, разработку аппаратной и программной частей системы, а также экспериментальную проверку полученных решений. Содержание работы полностью соответствует поставленным целям



и задачам, а уровень её выполнения отвечает требованиям, предъявляемым к магистерским диссертациям.

### ОЦЕНКА РАБОТЫ

Магистрант Ли Владимир Викторович выполнил диссертацию на тему «Разработка программно-аппаратной части системы управления бионическим протезом руки» грамотно, последовательно и на высоком техническом уровне. Все поставленные в работе задачи решены, полученные результаты имеют практическую ценность. Диссертацию следует оценить на отлично и признать автора достойным присвоения академической степени магистра..

**Рецензент:**

**ИО Ассоциированный профессор кафедры  
«Физика», КазНПУ имени Абая,  
к.т.н.**



**Каменкеев Е.К.**

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2026 г.

**ОТЗЫВ**

**НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ**

на магистерскую диссертацию  
Ли Владимира Викторовича  
(Ф.И.О. обучающегося)  
7М07106 – Биомедицинская инженерия  
(шифр и наименование ОП)

На тему: «Разработка программно-аппаратной части системы управления бионическим  
протезом руки»

Магистерская диссертация Ли Владимира Викторовича посвящена актуальной и научно-практически значимой теме – разработке программно-аппаратной части системы управления бионическим протезом руки. Работа выполнена в рамках образовательной программы 7М07106 – «Биомедицинская инженерия» и соответствует современным требованиям, предъявляемым к магистерским диссертациям данного профиля. Диссертация отличается комплексным инженерным подходом, логичной структурой, достаточной глубиной теоретического анализа и выраженной практической направленностью.

Актуальность выбранной темы обусловлена ростом числа людей с ампутациями верхних конечностей и высокой социальной значимостью задач медицинской реабилитации и протезирования. Современные бионические протезы, основанные на регистрации и обработке электромиографических сигналов, остаются дорогостоящими и технологически сложными, что ограничивает их доступность. В этой связи разработка доступных, надежных и функциональных программно-аппаратных решений для управления бионическими протезами руки является важной научно-технической и социальной задачей, направленной на повышение качества жизни людей с инвалидностью.

Основной целью магистерской диссертации является разработка программно-аппаратной части системы управления бионическим протезом руки на основе электромиографических сигналов. Для достижения поставленной цели автором последовательно решены следующие задачи: выполнен анализ анатомии верхней конечности и принципов формирования электромиографических сигналов; проведён обзор существующих методов и устройств регистрации ЭМГ; разработаны электрические схемы электромиографического датчика; спроектирована и изготовлена печатная плата устройства; разработано программное обеспечение для обработки и интерпретации биопотенциалов; выполнено тестирование и экспериментальная проверка работоспособности разработанной системы.

Следует отметить высокий уровень самостоятельности выполнения работы. Автор продемонстрировал умение работать с научно-технической и медицинской литературой, корректно применять знания в области биомедицинской инженерии, электроники и цифровой обработки сигналов. В диссертации грамотно изложены теоретические основы электромиографии, обоснован выбор элементной базы и архитектуры измерительного тракта, подробно рассмотрены вопросы фильтрации, усиления и подавления помех

электромиографических сигналов. Особого внимания заслуживает практическая реализация электромиографического датчика и детальный анализ его работы на всех этапах прохождения сигнала.

Экспериментальная часть работы выполнена на хорошем техническом уровне. Автором проведено тестирование отдельных каскадов электрической схемы, исследована работа фильтров и усилителей, получены и проанализированы осциллограммы электромиографических сигналов в различных режимах. Результаты экспериментов подтверждают корректность работы разработанного устройства и соответствие полученных данных эталонным значениям, что свидетельствует о достоверности и практической ценности выполненных исследований.

Практическая значимость магистерской диссертации заключается в возможности использования разработанной программно-аппаратной части системы управления в составе бионических протезов руки. Предложенные технические решения могут быть применены при создании доступных систем протезирования, в учебных и научно-исследовательских целях, а также при дальнейшей модернизации бионических протезов с использованием нейронных алгоритмов и интеллектуальных систем управления.

Научная новизна работы состоит в разработке и практической реализации программно-аппаратной системы управления бионическим протезом руки, ориентированной на упрощённую архитектуру и устойчивое распознавание жестов на основе электромиографических сигналов без необходимости сложной калибровки. Полученные результаты расширяют возможности применения методов электромиографии в задачах бионического протезирования и могут быть использованы в дальнейших исследованиях.

Работа логично структурирована, включает введение, обзор литературы, основные разделы, посвящённые разработке аппаратной и программной частей, экспериментальную часть, заключение и список использованных источников. Материал изложен технически грамотным, последовательным языком и сопровождается необходимыми схемами, графиками, таблицами и иллюстрациями, что способствует лучшему восприятию и пониманию изложенных результатов.

Ли Владимир Викторович проявил себя как ответственный, целеустремлённый и технически подготовленный магистрант, способный к самостоятельному выполнению научно-исследовательских и инженерных задач. В процессе работы над диссертацией он продемонстрировал высокий уровень заинтересованности в теме, умение работать с измерительным оборудованием, программными средствами моделирования и анализа сигналов, а также способность делать обоснованные выводы на основе экспериментальных данных.

По результатам выполненной работы можно сделать вывод, что магистерская диссертация Ли Владимира Викторовича соответствует требованиям, предъявляемым к магистерским диссертациям, отличается научной новизной, практической значимостью и достаточной степенью проработки.

#### **Заключение:**

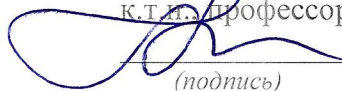
Магистерская диссертация Ли Владимира Викторовича на тему «Разработка программно-аппаратной части системы управления бионическим протезом руки» соответствует всем установленным требованиям и критериям, предъявляемым к магистерским работам. Работа заслуживает высокой оценки, а её автор — присвоения



академической степени магистра по образовательной программе 7M07106 –  
«Биомедицинская инженерия».

**Научный руководитель**

к.т.н., профессор



Ожикенов К.А.

(подпись)

«\_\_» \_\_\_\_\_ 2026г

## Протокол

### о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

**Автор:** Ли Владимир Викторович

**Соавтор (если имеется):**

**Тип работы:** Магистерская диссертация

**Название работы:** Разработка программно-аппаратной части системы управления бионическим протезом руки

**Научный руководитель:** Касымбек Ожикенов

**Коэффициент Подобия 1:** 3.3

**Коэффициент Подобия 2:** 0.3

**Микропробелы:** 3

**Знаки из здругих алфавитов:** 0

**Интервалы:** 0

**Белые Знаки:** 0

**После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:**

☐ Заимствования, выявленные в работе, является законным и не является плагиатом. Уровень подобия не превышает допустимого предела. Таким образом работа независима и принимается.

☐ Заимствование не является плагиатом, но превышено пороговое значение уровня подобия. Таким образом работа возвращается на доработку.

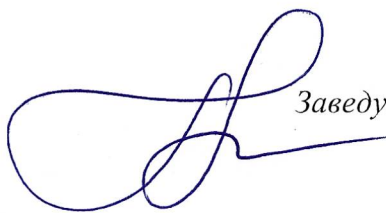
☐ Выявлены заимствования и плагиат или преднамеренные текстовые искажения (манипуляции), как предполагаемые попытки укрытия плагиата, которые делают работу противоречащей требованиям приложения 5 приказа 595 МОН РК, закону об авторских и смежных правах РК, а также кодексу этики и процедурам. Таким образом работа не принимается.

☐ Обоснование:

2026-01-08

Дата

12.01.2026



Заведующий кафедрой