

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

---

Институт \_\_\_\_\_ Физико – технический \_\_\_\_\_

Направление подготовки 14.04.02 Ядерные физика и технологии

Кафедра \_\_\_\_\_ Прикладной физики \_\_\_\_\_

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

Тема работы
<b>РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ</b> УДК 577.352.5.05:616-07

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Сайран Асемжан		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф.ПФ	Алейник А.Н.	к.ф.-м.н.		

**КОНСУЛЬТАНТЫ:**

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. МЕН ИСГТ	Верховская М.В.	к.экон.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент каф.ПФ	Гоголева Т.С.	к.ф.-м.н		

**ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:**

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Прикладной физики	Вагнер А.Р.	к.ф.-м.н		

Томск – 2017 г.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ОБУЧЕНИЯ (КОМПЕТЕНЦИИ ВЫПУСКНИКОВ)

### *Планируемые результаты обучения*

од резуль тата	<b>Результат обучения</b> (выпускник должен быть готов)
<b><i>Профессиональные компетенции</i></b>	
1	Применять глубокие, математические, естественнонаучные, социально-экономические и профессиональные знания для теоретических и экспериментальных исследований в области использования ядерной энергии, ядерных материалов, систем учета, контроля и физической защиты ядерных материалов, технологий радиационной безопасности, медицинской физики и ядерной медицины, изотопных технологий и материалов в профессиональной деятельности.
2	Ставить и решать инновационные инженерно-физические задачи, реализовывать проекты в области использования ядерной энергии, ядерных материалов, систем учета, контроля и физической защиты ядерных материалов, технологий радиационной безопасности, медицинской физики и ядерной медицины, изотопных технологий и материалов.
3	Создавать теоретические, физические и математические модели, описывающие конденсированное состояние вещества, распространение и взаимодействие ионизирующих излучений с веществом и живой материей, физику кинетических явлений, процессы в реакторах, ускорителях, процессы и механизмы переноса радиоактивности в окружающей среде.
4	Разрабатывать новые алгоритмы и методы: расчета современных физических установок и устройств; исследования изотопных технологий и материалов; измерения характеристик полей ионизирующих излучений; оценки количественных характеристик ядерных материалов; измерения радиоактивности объектов окружающей среды; исследований в радиэкологии, медицинской физике и ядерной медицине.
5	Оценивать перспективы развития ядерной отрасли, медицины, анализировать радиационные риски и сценарии потенциально возможных аварий, разрабатывать меры по снижению рисков и обеспечению ядерной и радиационной безопасности руководствуясь законами и нормативными документами, составлять экспертное заключение.
6	Проектировать и организовывать инновационный бизнес, разрабатывать и внедрять новые виды продукции и технологий, формировать эффективную стратегию и активную политику риск-менеджмента на предприятии, применять методы оценки качества и результативности труда персонала, применять знание основных положений патентного законодательства и авторского права Российской Федерации.
<b><i>Общекультурные компетенции</i></b>	
7	Демонстрировать глубокие знания социальных, этических и культурных аспектов инновационной профессиональной деятельности.
8	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности.
9	Активно владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в иноязычной среде, разрабатывать документацию, презентовать результаты профессиональной деятельности.
10	Эффективно работать индивидуально и в коллективе, демонстрировать ответственность за результаты работы и готовность следовать корпоративной культуре организации.

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
 федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
 высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
 ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт Физико – технический  
 Направление подготовки (специальность) 14.04.02 Ядерные физики и технологии  
 Кафедра Прикладной физики

УТВЕРЖДАЮ:  
 Зав. кафедрой  
 \_\_\_\_\_ Вагнер А.Р.  
 (Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

**ЗАДАНИЕ  
 на выполнение выпускной квалификационной работы**

В форме:

Магистерской диссертации

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Сайран Асемжан

Тема работы:

<b>РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ</b>	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	

Срок сдачи студентом выполненной работы:	
--	--

**ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:**

<p><b>Исходные данные к работе</b></p> <p><i>(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).</i></p>	<p>Разработка макета бесконтактного прибора “Электромиограф” для регистрации биосигналов и исследование его характеристики.</p>
<p><b>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</b></p> <p><i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i></p>	<p>Обзор и анализ литературы по тематике диссертации с целью выявления разработки макета емкостного бесконтактного датчика электромиографии. Задача исследования – создать лабораторных макет емкостного электромиографа, разработать программное обеспечение для обработки полученных данных, исследовать характеристики электромиографа. Сравнить</p>

	полученные результаты с литературными данными и сделать соответствующие выводы.
--	---

<b>Перечень графического материала</b> <i>(с точным указанием обязательных чертежей)</i>	-
---	---

<b>Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы</b> <i>(с указанием разделов)</i>	
--	--

Раздел	Консультант
	Алейник Александр Никонорович
<b>Финансовый менеджмент, ресурсоэффективности и ресурсосбережение</b>	Верховская Марина Витальевна
<b>Социальная ответственность</b>	Гоголева Татьяна Сергеевна
<b>The development of the device for recording biopotential</b>	Емельянов Игорь Леонидович

<b>Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:</b>
---

Введение / Introduction
1. Биолэлектрические основы электромиографии / Bioelectric fundamentals of electromyography 1.1. Происхождение ЭМГ сигналов / Origin of the electromyogram signal
2. Разработка прибора и обсуждение результатов / Development of the device and discussion of the results 2.1. Выбор и расчет составных частей / Selection and calculation of components

<b>Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику</b>	
---	--

**Задание выдал руководитель:**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ПФ	Алейник А.Н.	к.ф.-м.н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Сайран Асемжан		

**Министерство образования и науки Российской Федерации**  
 федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
 высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
 ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт \_\_\_\_\_ Физико – технический  
 Направление подготовки (специальность) \_\_\_\_\_ 14.04.02 Ядерная физика и технологии  
 Уровень образования \_\_\_\_\_ Магистратура  
 Кафедра \_\_\_\_\_ Прикладной физики  
 Период выполнения \_\_\_\_\_ (осенний / весенний семестр 2013/2014 учебного года)

Форма представления работы:

Магистерская диссертация  
 (бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

**КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН  
 выполнения выпускной квалификационной работы**

Срок сдачи студентом выполненной работы: \_\_\_\_\_

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
17.03.2017	<i>Разработка ТЗ на ВКР</i>	3
24.03.2017	<i>Составление и утверждение технического задания</i>	3
25.03.2017-31.04.2017	<i>Выбор направления исследования и способов решения задач</i>	3
1.04.2017-14.04.2017	<i>Сбор и изучение научно-технической литературы</i>	3
15.04.2017-20.04.2017	<i>Проектирование и моделирование электрической схемы устройства</i>	3
21.04.2017-27.05.2017	<i>Изготовление и тестирование электрической схемы</i>	3
27.05.2017-10.05.2017	<i>Разработка ПО для микроконтроллера и ПК</i>	3
10.05.2017-20.05.2017	<i>Тестирование и исследование характеристик устройства</i>	3
21.05.2017-23.05.2017	<i>Анализ и обработка полученных результатов</i>	3
24.05.2017	<i>Обобщение и оценка результатов</i>	3
25.05.2017-02.06.2017	<i>Оформление пояснительной записки</i>	5
02.06.2017-15.06.2017	<i>Подготовка к защите ВКР</i>	5

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ПФ	Алейник А.Н.	к.ф.-м.н.		

**СОГЛАСОВАНО:**

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Прикладной физики	Вагнер А.Р.	к.ф.-м.н.		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА  
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСООБЪЕКТИВНОСТЬ И  
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>
0AM51	Сайран Асемжан

<b>Институт</b>	<b>Физико-технический</b>	<b>Кафедра</b>	<b>ПФ</b>
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	14.04.02 Ядерные физика и технологии

**Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:**

<p>1. <i>Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих</i></p> <p>2. <i>Нормы и нормативы расходования ресурсов</i></p> <p>3. <i>Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования</i></p>	<p>Работа с информацией, представленной в российских и иностранных научных публикациях, аналитических материалах, статистических бюллетенях и изданиях, нормативно-правовых документах</p>
---	--

**Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:**

<p>1. <i>Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения</i></p>	<p>Оценочная карта конкурентных технических решений</p>
<p>2. <i>Планирование и формирование бюджета научных исследований:</i></p>	<p>Иерархическая структура работ SWOT-анализ Календарный план-график реализации проекта</p>
<p>3. <i>Оценка ресурсной, финансовой, социальной, бюджетной эффективности научного исследования</i></p>	<p>Определение ресурсоэффективности проекта</p>

**Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей)**

<p>1. <i>Оценочная карта конкурентных технических решений</i></p> <p>2. <i>Матрица SWOT</i></p> <p>3. <i>Иерархическая структура работ</i></p> <p>4. <i>Организационная структура проекта</i></p> <p>5. <i>Календарный план проекта</i></p> <p>6. <i>Бюджет проекта</i></p> <p>7. <i>Определение ресурсоэффективности проекта</i></p>	
---	--

<b>Дата выдачи задания для раздела по линейному графику</b>	
---	--

**Задание выдал консультант:**

<b>Должность</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Доцент каф. МЕН ИСГТ	Верховская М.В.	к.экон.н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
0AM51	Сайран Асемжан		

## ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
0AM51	Сайран Асемжан

Институт	ФТИ	Кафедра	Прикладная физика
Уровень образования	Магистр	Направление/специальность	Ядерные физика и технологии

### Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

<p>1. <i>Описание рабочего места (рабочей зоны) на предмет возникновения:</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– вредных проявлений факторов производственной среды (микроклимат, освещение, шумы, вибрации, электромагнитные поля, ионизирующее излучение);</li> <li>– опасных проявлений факторов производственной среды (электрической, пожарной и взрывной природы).</li> </ul>
<p>2. <i>Знакомство и отбор законодательных и нормативных документов по теме</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– электробезопасность;</li> <li>– пожаровзрывобезопасность;</li> <li>– требования охраны труда при работе на ПЭВМ.</li> </ul>

### Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

<p>1. <i>Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– действие фактора на организм человека;</li> <li>– приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ);</li> <li>– предлагаемые средства защиты (коллективные и индивидуальные).</li> </ul>
<p>2. <i>Анализ выявленных опасных факторов проектируемой произведённой среды в следующей последовательности:</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– электробезопасность (в т.ч. статическое электричество, средства защиты);</li> <li>– пожаровзрывобезопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения).</li> </ul>

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент каф. ПК	Гоголева Т.С.	К.Ф.-М.Н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Сайран Асемжан		

## **Реферат**

Выпускная квалификационная работа содержит 107 ст, 22 рисунки, 16 источников, 16 таблицы и 1 приложение.

Ключевые слова: электромиография, электромиограф, электромиограмма, биосигнал, биопотенциал, бесконтактный датчик.

Объектом исследования является разработанный устройства для регистрации биопотенциалов.

Цель работы – разработка макета емкостного бесконтактного датчика электромиографии для использования в медицинских целях.

В ходе работы был изготовлен макет емкостного электромиографа и программное обеспечение для анализа полученных данных с устройства, проведена электромиограмма на полученном приборе, полученные данные о мышце пальца, измерены характеристики электромиографа.

Выпускная квалификационная работа выполнена в текстовом редакторе Microsoft Word 2010.

## Оглавление

Реферат.....	8
Введение.....	10
1. Биоэлектрические основы электромиографии.....	11
1.1. Принцип регистрации электромиограммы.....	11
1.2. Виды электромиографии.....	12
1.3. Происхождение ЭМГ сигналов.....	17
2. Регистрация ЭМГ сигнала.....	21
2.1. Извлечение ЭМГ сигнала.....	21
2.2. Сохранение сигнала.....	23
2.3. Обработка сигнала.....	25
2.4. Методы управления.....	28
3. Разработка прибора и обсуждение результатов.....	29
3.1. Выбор и расчет составных частей.....	31
3.1.1. Принципиальная схема питания.....	31
3.1.2. Система для регистрации биосигналов.....	31
3.1.3. Основной усилитель.....	35
3.2. Исследование характеристик макета.....	37
4. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	44
4.1. Предпроектный анализ.....	45
4.2. Инициация проекта.....	49
4.3. Планирование управления научно-техническим проектом.....	51
4.4. Бюджет научного исследования.....	55
4.5. Определение ресурсной, финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования.....	64
5. Социальная ответственность.....	67
5.1. Анализ опасных и вредных производственных факторов.....	69
5.2. Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния при работе на ПЭВМ.....	70
5.2.1. Организационные мероприятия.....	70
5.2.2. Технические мероприятия.....	71
5.2.3. Условия безопасной работы.....	72
5.3. Электробезопасность.....	75
5.4. Пожарная и взрывная безопасность.....	76
Заключение.....	79
Список литературы.....	80
Приложение А.....	82

## **Введение**

Для исследования мышечной системы применяется метод, называемый электромиография (ЭМГ), который заключается в регистрации электрических потенциалов мышц. Если мышца находится в состоянии максимально возможного расслабления, то обычно биоэлектрическая активность отсутствует. При небольших мышечных сокращениях возникают колебания, амплитуда которых достигает 100–150 мкВ. Однако произвольное максимальное мышечное сокращение приводит к различным значениям потенциала у разных людей и может достигать в норме значения 1 – 4 мВ.

Использование бесконтактного датчика позволяет исключить необходимость хорошего электрического контакта с кожей. Такой датчик работает за счет наличия емкостной связи между электродом и телом и в этом случае появляется возможность проведения измерений через одежду. Надежный датчик для измерения электромиограммы должен обладать следующими качествами:

- не потреблять ток из организма, чтобы быть безопасным;
- иметь очень большое входное сопротивление;
- иметь очень маленький уровень шумов;
- быть относительно недорогим;
- обладать биосовместимостью.

Такой датчик может быть расположен на расстоянии от тела или осуществлять физический контакт с ним через изоляционный бионейтральный материал. Серьезные преимущества таких датчиков проявляются при измерении в местах обширных ожогов, когда необходимо контролировать электрические сигналы от тела. По этой причине разработка технических средств для исследования физиологических эффектов является весьма актуальной задачей на сегодняшний день.

## **1. Биоэлектрические основы электромиографии**

### **1.1. Принцип регистрации электромиограммы**

Электрическую активность мышц можно разделить на спонтанную и активность, вызванную внутренним волевым импульсом или обусловленную искусственным импульсным внешним воздействием. Внешнее воздействие может быть механическим или электрическим, например, удар молоточком по сухожилию мышцы. Электромиограмма представляет собой кривую, которая регистрирует электрическую активность мышц. Для этого применяется специальный прибор – электромиограф, который регистрирует изменение во времени разности потенциалов. В 1884 году Введенский впервые зарегистрировал ритмические процессы в электрической активности мышц человека. Для этого он использовал телефонное устройство, а в 1907 году Пип-Пер используя струнный гальванометр сумел зарегистрировать потенциал действия в мышцах предплечья человека. Начиная с 30 – 40 годов 20 века начинается интенсивное изучение электромиограммы.

На одиночное воздействие мышца реагирует одиночным сокращением. При этом можно выделить три фазы:

1. латентный период(от 2-3 до 10 мс), длящийся от момента нанесения раздражения до начала сокращения;
2. фаза укорочения или сокращения (40-50мс);
3. фаза расслабления (около 50мс).

Сам принцип регистрации электромиограммы похож на регистрацию электроэнцефалограммы ЭЭГ или электрокардиограммы ЭКГ. В состав экспериментальной установки входят электроды, которые отводят потенциалы мышцы, далее усилитель этих потенциалов и наконец, регистрирующее устройство.

## 1.2. Виды электромиографии

Можно выделить следующие виды электромиографии:

1. электромиография с помощью игольчатых электродов, которые вводятся в мышцу;
2. электромиография с использованием накожных электродов;
3. стимуляционная электромиография.

В первом случае электроды регистрируют изменения потенциала в отдельных волокнах или в группе волокон. При использовании накожных электродов, будет зарегистрирована суммарная электромиограмма. В данном случае зарегистрированная электрическая активность будет отражать число активных двигательных единиц в данный момент времени, а также частоту генерации потенциала в каждой единице, что в свою очередь отражает степень синхронизации генерируемого возбуждения. При повышении степени синхронизации, амплитуда потенциалов действия возрастает, а частота уменьшается. Десинхронизация возникает в случае возникновения большого числа небольших колебаний, при этом одновременно уменьшается количество волн имеющих большую амплитуду.

По мере утомления мышцы амплитуда потенциалов действия возрастает, а их частота уменьшается. Данный факт может свидетельствовать о нарастающем утомлении. Высокая степень синхронизации отмечается при наличии максимальных нагрузок на мышцу, которая затем в конце удержания усилия и последующем развитии утомления, переходит в десинхронизацию, в этом случае амплитуда потенциалов действия уменьшается.

Стимуляционные методы применяются в электромиографии довольно часто. При этом за счет накожных электродов наложенных на двигательные точки производится стимуляция мышц с последующей регистрацией и анализом отклика на это воздействие. Тип необходимого электрода выбирается в зависимости от целей проводимых экспериментов. Для того

чтобы увеличить проводимость кожи на ее поверхность наносят специальный гель (или электродную пасту).

Сигнал ЭМГ достаточно сложно анализировать визуально, так как он имеет шумовой характер с широким спектром. Поэтому методы компьютерной обработки сигналов получили широкое распространение. Наличие в электромиограме большого количества высокочастотных компонент было получено именно таким способом. Поэтому для регистрации сигналов ЭМГ приходится использовать достаточно расширенный диапазон частот : верхняя полоса этого диапазона – 10-20 кГц, а нижняя ограничена на уровне – 2-10 Гц.

Для примера, мышца-сгибатель пальца человека имеет характерную частоту – 113 Гц. Максимальная частота синхронного отклика при раздражении отдельных двигательных нервных волокон лягушки составляет – 300 Гц, оптимальной является частота – 75-150 Гц; мышечные волокна – 150 Гц, оптимальная – 20-50 Гц. Максимальная частота импульсов в двигательных нервах теплокровных больше 1 кГц. Поскольку различные мышечные волокна обладают различными свойствами, то в результате происходит их наложение. С ростом величины сокращения растет частота импульсов. Максимальная частота сокращений способна достичь величины 160-190 Гц, однако в случае утомлении мышцы происходит уменьшение этого значения.

В электромиограмме содержится важная информация не только о состоянии отдельной мышцы, но также и о состоянии центральной нервной системы (спинной и головной мозг), которая управляет всеми мышцами. Это связано с тем, что посылая мышцам сигналы, мозг управляет двигательными функциями.

ЭМГ часто применяется в физиологии для исследования двигательных функций человека и животных, при исследованиях направленных на утомление, а также при решении многих других задач. При проведении электродинамических исследований движения часто применяют внешние

электроды, которые закрепляются над мышцей, характеристики которой необходимо измерить. Затем используя многоканальный электромиограф, регистрируют электромиограммы нескольких мышц одновременно.

Потенциал действия мимической мускулатуры обычно регистрируют при проведении психологических исследований. Специфику речи можно исследовать с помощью анализа потенциалов нижней губы. Регистрация речевых электромиограмм, которые представляют собой регистрацию потенциалов действия сгенерированных речевыми мышцами, помогла показать, что механизм “внутренней” речи работает используя принцип обратной связи. При желании произнести звук, нервные волокна приводят в движение речевые органы, а затем в последующие колебания языка, губ, гортани воздействуют на мозг. Следует отметить, что в электрических показателях также отражались соответствующие процессы так называемой (немой речи). В этом случае обнаружена зависимость слов, которые произносятся про себя и возникающими потенциалами от мышц голосовых связок.

В настоящее время электрофизиологические методики измерения моторной функции гладких мышц внутренних органов все чаще внедряются в медицинскую практику.

Наличие различных видов протезов конечностей: косметические, тяговые, биоэлектрические и другие приводит к необходимости решать дополнительные задачи. Наиболее важным из этих критериев является эффективность протеза – легкость и естественность управления. В этом случае наиболее оптимальными являются биоэлектрические протезы, которые позволяют использовать физиологические сигналы для управления движениями конечностей здоровых людей. Однако как выяснилось, такие системы обладают дефицитом входной управляющей информации. Для решения этой задачи непосредственно в периферийный нерв имплантируют электроды, затем путем регистрации электрических управляющих сигналов от них данная проблема решается довольно легко.

В настоящее время интенсивное развитие технологий микрообработки материалов позволило создать несколько видов устройств для имплантации – микроэлектродных массивов (МЭМ), которые предназначены для долгосрочного введения в нервную систему человека, а также разработки надежного и безопасного физиологического соединения с необходимым количеством нервных волокон.

При разработке таких биологически управляемых протезов основной задачей является необходимость определения метода извлечения данных о производимом фантомном перемещении пациента, во время которого имплантированные или поверхностные электроды культи формируют за счет электрической активности мышц импульсы, подающиеся на усилитель, что позволяет получить характеристики и вид совершаемого движения. Затем такие величины обрабатываются для превращения в необходимые сигналы управления для осуществления движения исполнительного механизма искусственной конечности.

Совершенно очевидно, что для создания качественных протезов с использованием биологического или нейроэлектрического управления необходимо иметь качественный и стабильный сигнал. Поэтому первоочередной задачей при разработке таких протезов – является разработка усилителя биопотенциалов, определение надежного устройства электродов и метода их наложения, а также нахождение необходимых мест крепления или имплантации.

Главную проблему во время проектирования усилителя биопотенциалов представляет небольшая амплитуда электромиографических сигналов, которая для здорового человека во время максимального сокращения мышцы имеет величину 20 мкВ – 2 мВ. Следует учесть, что вид полезного сигнала может искажаться за счет наложения шумов, амплитуда которых обычно существенно превосходит сам ЭМГ-сигнал. Кроме того, частота сетевой наводки (50 Гц) оказывает наибольшее воздействие на регистрируемый сигнал в диапазоне

частот, равном 20–500 Гц. При наличии большого расстояния между электродами увеличивается возможность возникновения шумов в полезном сигнале, которые связаны с генерацией шумов в соединительных проводах. Следующая серьезная трудность возникает за счет появления перекрестной помехи от соседней группы мышц. Если одновременно происходит регистрация электрокардиограммы, то возможно ее воздействие на форму электромиограммы.

Таким образом, основной задачей в этом случае является максимальное ослабление взаимного влияния электрической активности соседних мышц. Так как протез представляет собой носимое устройство, то на него постоянно воздействует окружающая среда: наличие пота на коже инвалида приводит к ухудшению ее контакта с электродами, также возможно появление механического воздействия на электроды. Кроме того, следует принимать во внимание эффект поляризацию электродов, наличие высокого импеданса кожи, надежность крепления электродов и пр. Вследствие того, что амплитуда ЭМГ – сигнала отличается у разных людей и для различных видов мышц, то приходится выбирать регулировку коэффициента усилителя в достаточно широких пределах.

Точная регистрация потенциала осуществляется за счет непосредственного контакта датчика с телом. В этом случае между датчиком и кожей вводится электропроводящий гель. Хотя наличие геля приводит к значительному улучшению качества контакта, это может привести к серьезным недостаткам. Гель в состоянии распространиться по поверхности тела, в результате чего образуется короткое замыкание между датчиками. Следующим недостатком применения геля является невозможность проводить долговременные измерения, так как гель может высыхать. Наличие геля в контакте не позволяет организовать динамические измерения, то есть когда пациент испытывает физическую нагрузку.

Для устранения этих ограничений было сделано много попыток для исключения контакта датчика с кожей. Одним из таких вариантов является

применение сверхпроводящих магнитных систем. Подобные системы имеют высокую чувствительность и позволили увеличить расстояние для измерения потенциала до нескольких сантиметров от тела. Однако для использования таких систем приходится применять криогенные температуры, они достаточно дороги и требуются значительные усилия, для обеспечения хорошего экранирования.

### **1.3. Происхождение ЭМГ сигналов**

Движение тела является результатом сокращения мышц [1]. Как показано на рисунке 1.1, тип сокращения зависит от напряжения мышц (силы действующей на объект) и нагрузки, (противодействующая сила, с которой объект действует на мышцу). При изотоническом сокращении постоянное напряжение мышцы преодолевает нагрузку и происходит сокращение мышцы. В случае изометрического сокращения напряжение мышцы происходит, однако нагрузка не движется (например, при давлении на стену). При таком виде сокращения может быть достигнуто максимальное напряжение мышцы, однако сокращение мышцы незначительно.

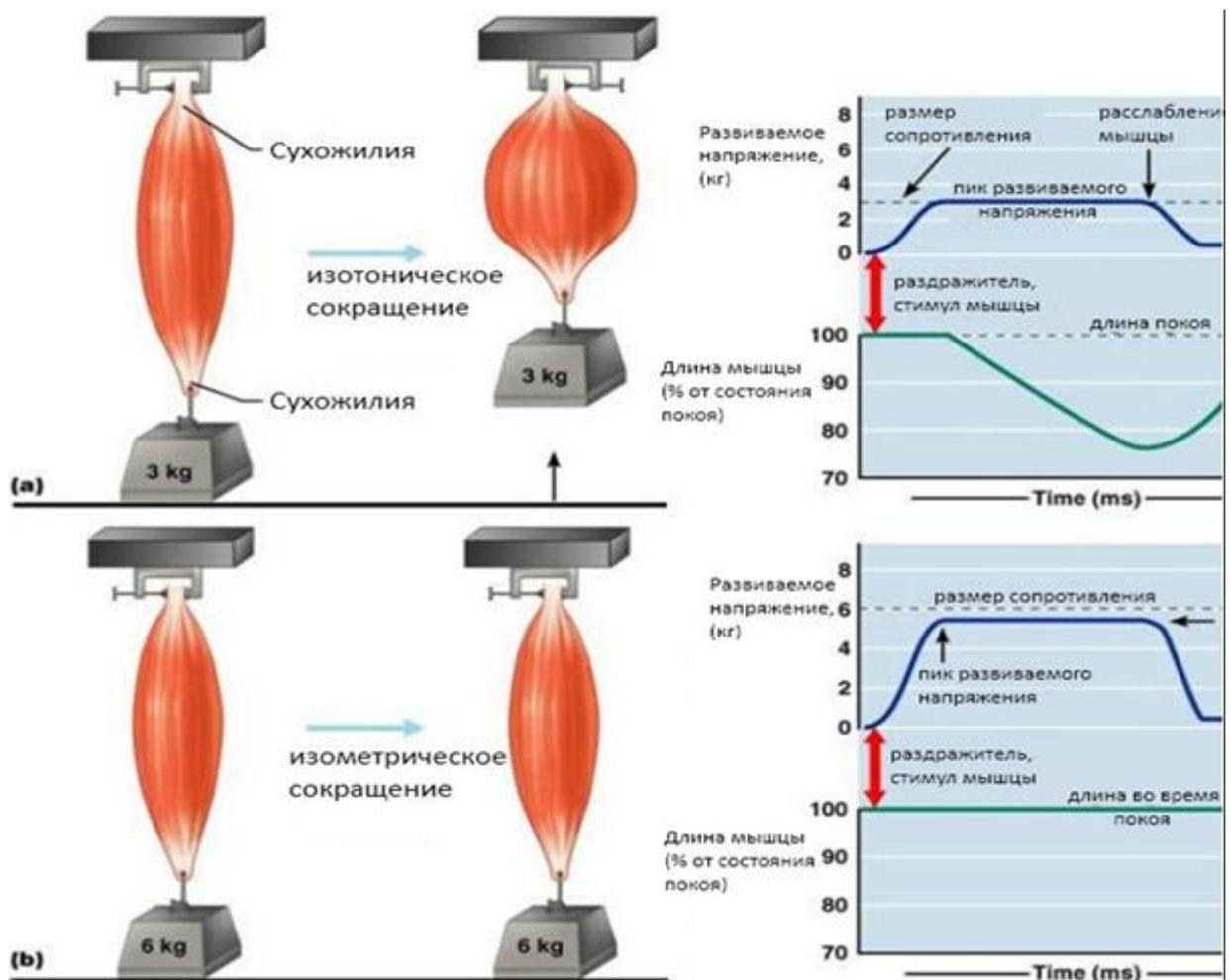


Рисунок 1.1. Изотоническое и изометрическое сокращения [1].

При разработке протезов важны осознанные движения, например, такие как захват. Скелетные мышцы являются единственными, которые могут управляться осознанно.

Они делают это с различной силой и различными промежутками времени, которые являются функциями моторной клетки.

Моторные клетки состоят из мышечных волокон (удлиненные мышечные клетки) и моторного нейрона. При стимуляции моторный нейрон генерирует электрический импульс, который движется по аксону, вызывая сокращения мышц, присоединенных к этому нейрону. В результате каждое мышечное волокно деполяризуется и деполяризация распространяется в обоих направлениях вдоль волокна [2]. Потенциал действия, который возникает за счет движения ионов через каналы клеток, генерирует вокруг мышечного

волокна электромагнитное поле – потенциал действия моторной клетки (ПДМК).

Моторные клетки могут состоять из нескольких сотен мышечных волокон для осуществления контроля точных движений, например, движение глаз и грубых (мышцы выдерживающие тяжесть). Так как мышечные волокна внутри мышцы распределены хаотично, стимуляция одной моторной клетки вызывает слабое сокращение всей мышцы.

Деполяризация мышечных волокон совпадает во времени. Таким образом, потенциал действия моторной клетки представляет собой пространственно-временную суперпозицию отдельных потенциалов действия каждого мышечного волокна как показано на рисунке 2.



Рисунок 1.2. Схематическое представление генерации потенциала действия моторной клетки (ПДМК) [2].

Любая часть мышцы может содержать мышечные волокна, принадлежащие 20-50 моторным клеткам. При сокращении мышцы многочисленные моторные клетки неоднократно стимулируются. Эти возбуждения обычно происходят асинхронно для того чтобы обеспечить плавные движения и снизить усталость мышц. Результатом возбуждения

является серия ПДМК, называемая последовательность потенциала действия моторной клетки (ППДМК).

Сумма перекрывающихся ППДМК и метод с помощью которого моторные клетки снимают заряд приводит к появлению поверхностного сигнала ЭМГ подобного стохастическому процессу со средним значением равным нулю и среднеквадратичным отклонением пропорциональным числу активных моторных клеток и скорости их активации [3]. Такой сигнал можно выразить формулой:

$$S(t) = \sum_j \text{ППДМК}_j(t) + n(t) = \sum_j \sum_i k_j f\left(\frac{t - \theta_{ij}}{a_j}\right) + n(t)$$

Где  $k_j$  – амплитудный фактор для мышцы  $j$  моторной клетки;

$f$  – форма потенциала действия;

$\theta_{ij}$  – время возникновения ПДМК;

$a_j$  – изменение масштаба;

$n_t$  – добавочный шум.

Поверхностный ЭМГ сигнал зависит от уровня и длительности сокращения, вида сокращения (статическое или динамическое) усталости мышцы и наличия пота на коже. Максимальное значение до которого мышца способна сократиться называется максимальным осознанным сокращением (МОС). Проведенные исследования показали, что распределение ЭМГ сигнала имеет более острый пик возле нуля, чем Гауссовское распределение, а при более низких уровнях сокращения сигнал более похож на распределение Лапласа со средним значением равным нулю[4].

## 2. Регистрация ЭМГ сигнала.

### 2.1. Извлечение ЭМГ сигнала.

ЭМГ сигнал довольно легко регистрировать, однако его интерпретация представляет сложную задачу. Анализ этого сигнала позволяет понять возникновение силы в мышце и способ, которым мышца осуществляет движение, однако способность корректно извлекать эту информацию зависит от метода получения сигнала. Обычный метод получения ЭМГ сигнала состоит из трех стадий: регистрация сигнала, преобразование сигнала и его обработка. На рисунке 2.1 показаны все три стадии.

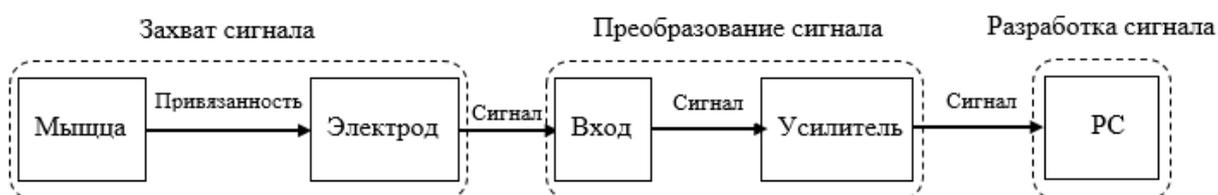


Рисунок 2.1. Процесс извлечения ЭМГ сигнала [5].

Так как сокращение мышцы приводит к возникновению электрического поля вблизи поверхности кожи, то для того чтобы эту активность зарегистрировать достаточно расположить на поверхности кожи электроды. Физиологические данные, зарегистрированные поверхностными электродами, называются поверхностная электромиограмма. Как показано на рисунке 2.2, этот сигнал представляет собой сумму сигналов от всех моторных клеток, зарегистрированных электродом.

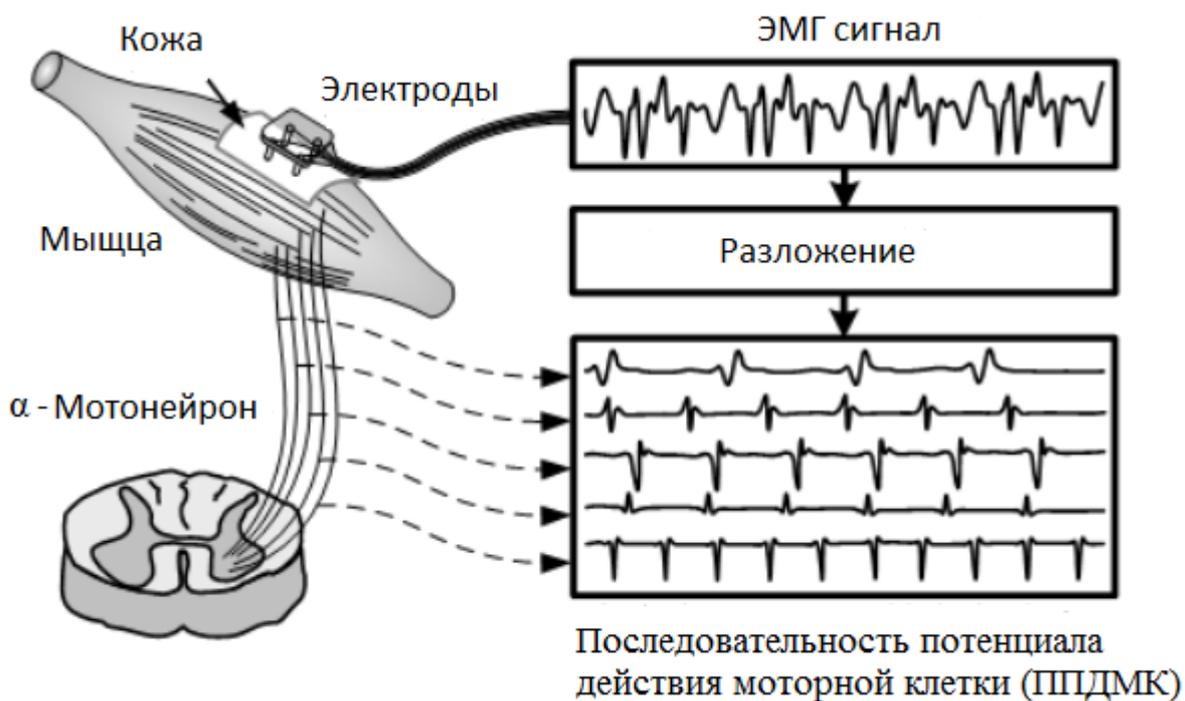


Рисунок 2.2. Регистрация ЭМГ сигнала и его разложение на составляющие [6].

При увеличении силы, действующей на мышцу, увеличивается количество активных моторных клеток. Так как моторные клетки активны только во время сокращения мышцы, то сигналы от каждой моторной клетки регистрируются одновременно. Форма и амплитуда сигнала зависят от ориентации мышечных волокон по отношению к электроду. Однако форма сигнала остается постоянной, если не происходит изменения расположения электродов, их свойств или биохимических изменений тканей мышц.

Факторы, которые влияют на стабильность регистрации ЭМГ, включают в себя наличие моторных клеток или сухожилий, активность соседних мышц, расстояние между активным мышечным волокном и местом регистрации, фильтрующие свойства электрода и расположением нервов по отношению к регистрирующим электродам. Рекомендуется размещать биполярные электроды параллельно мышечным волокнам с минимальным расстоянием между электродами 20 см. Это расстояние достаточно мало, чтобы избежать перекрестных наводок и вполне достаточно для выбора необходимых моторных клеток [7].

Хотя сенсоры ЭМГ традиционно располагались на вершине утолщения мышцы, потому что можно было получить достаточно сильные сигналы, последние исследования показывают, что эта область не обладает достаточной стабильностью и воспроизводимостью [8]. Поэтому рекомендуется располагать сенсоры в середине между удаленной моторной зоной и сухожилием, соблюдая максимальным расстояние до других мышц. Эти рекомендации были подтверждены при исследованиях влияния размера электрода и его ориентации на чувствительность регистрации. Заземляющий электрод должен быть расположен на нейтральной ткани, например, над костью, чтобы обеспечить надежное опорное напряжение для усилителей [9].

Наконец, специальное внимание должно уделяться поверхностным электродам, так как контакт с телом может быть нарушен, что приведет к искажению сигнала. Высокое сопротивление между электродом и кожей уменьшает амплитуду сигнала и искажает его форму [4]. Кроме того рекомендуется осуществлять постоянное давление электродов на кожу и использовать проводящий гель для увеличения проводимости. Кроме того, важное значение имеет подготовка кожи, которая включает обработку спиртом и снятие поверхностного грубого слоя.

## **2.2. Сохранение сигнала.**

В большинстве миографических исследований используются несколько электродов, чтобы выявить физиологические характеристики движения. Сигналы с этих электродов подаются на блок обработки сигнала, как показано на рисунке 2.1.

В то время как электродные усилители служат для снижения импеданса между электродом и кожей, дальнейшая обработка сигнала необходима для улучшения качества регистрируемого ЭМГ сигнала. Методы обработки сигнала включают в себя фильтрацию артефактов вызываемых движением или смещением потенциала, ослабление шума за пределами физиологического

диапазона (наводки от силовых линий) и усиление сигнала для того чтобы сдвинуть масштаб величины сигнала до величин системы сбора данных (5 В).

Артефакты, вызываемые движением электродов, могут возникнуть из-за деформации кожи под поверхностью электродов или механическим нарушением слоя заряда электрода. Плотность мощности артефактов движения лежит в области ниже 20 Гц; поэтому фильтры высокой частоты могут использоваться для улучшения качества сигнала. Такие фильтры могут иметь угловую частоту где-нибудь между 10 и 20 Гц, однако не должны быть выше, чтобы избежать потери качества сигнала. Техника фильтрации для снижения артефактов движения включает фильтры высокой частоты Чебышева 8 порядка и адаптивные фильтры, основанные на ортогональных вейвлетах Мейера.

Электроника системы сбора данных при регистрации ЭМГ проектируется для снижения наводок от силовых линий с помощью дифференциальных усилителей, экранирования оборудования коротких проводов от электродов. Тщательная обработка кожи может дополнительно снизить влияние силовых полей; однако невозможность тщательно согласовать импеданс кожи приводит к возможности трансформации помехи общего вида в регистрируемый сигнал. В России такие проблемные частоты лежат в диапазоне 50 Гц и соответствующих гармоник. Узкие узловые фильтры с фиксированной частотой, центрированные на частоте основной и ее гармониках часто применяются для снижения влияния силовых полей. Следует отметить, что в этом случае часть соответствующих частот также удаляется из регистрируемого сигнала, искажая при этом его форму. Поэтому ширину узловых фильтров следует выбирать как можно меньше – 0.25 Гц.

### 2.3. Обработка сигнала

ЭМГ сигнал служит для контроля сигнала при использовании в протезах, передвижных креслах, улучшения походки, управлением хватаяющих движений и интерфейсов основанных на жестах [10]. Зарегистрированный ЭМГ сигнал вследствие его вероятностной природы не может непосредственно применяться в качестве управляющего сигнала. Только небольшая его часть анализируется различными методами для того чтобы выявить набор характеристик – статистические характеристики, определяющие сигнал.

ЭМГ сигналы имеют два состояния – переходное и стационарное. В первом состоянии наблюдаемая мышца переходит от покоя к осознанному сокращению, а в стационарном состоянии мышца находится в сокращенном состоянии с постоянной силой. Переходные сигналы исторически было труднее моделировать чем стационарные. Для преодоления этого явления используются методы сегментации данных, в которых сигнал анализируется в перекрывающихся или изолированных сегментах. В этом случае сигнал рассматривается стационарным в пределах одного сегмента и его моделирование происходит за счет изменения его характеристик от сегмента к сегменту.

Так как ЭМГ сигналы часто используются для управления системами роботов, реальные временные ограничения требуют, чтобы полное время длины сегмента и время обработки его не превышало 300 мсек. Сигнал делится на равные сегменты из которых необходимые характеристики извлекаются. При перекрывающихся сегментах новый сегмент скользит вдоль предыдущего с увеличением времени меньше чем длина сегмента. Энгельхарт и Хаддинг обнаружили, что хотя маленькие сегменты могут способствовать излишнему потоку данных, одновременно они улучшают точность и временной отклик [11]. В некоторых приложениях перекрываются все сегменты за исключением одного.

Извлечение характеристик это процесс вычисления выбранных характеристик ЭМГ сигнала, которые вводятся в схему обработки для

улучшения работы управляющей системы. Успешность работы такой системы зависит от характеристик выбранного движения и точности метода извлечения данных. В реальной системе эти характеристики должны быть извлечены в реальном времени для того чтобы управлять системой.

Существуют два приближения для оценки характеристик: структурное и феноменологическое. При структурной оценке характеристики извлекаются на основе моделей (физических и физиологических) и оцениваются с применением синтезированных сигналов. Это приближение полезно при определении отклонения дисперсии, уровня чувствительности данной характеристики к шуму. При феноменологической оценке характеристики определяются опытным путем, с помощью интерпретации зарегистрированного сигнала и оценке, основанной на полном успехе управляющей системы. Методы для выбора характеристик включают в себя различные стратегии поиска, такие как последовательный прямой и обратный выбор, последовательный плавающий выбор и стратегия случайного поиска, например, генетический алгоритм. Измеряемые характеристики объединяются в три категории: временная область, частотная область и частотно-временная.

Техника для формирования ЭМГ сигнала включает в себя аналоговый выпрямитель и обработку сглаживанием с помощью фильтров низкой частоты, вычисление среднего значения и среднего квадратичного отклонения. При высоких уровнях сокращения наиболее точно соответствует сигналу модель Гаусса, в то время как для уставших мышц и низких уровнях сокращения наиболее точно процесс описывается лапласианом. Для Гауссовской модели средне-квадратичное отклонение теоретически обеспечивает наиболее вероятную оценку амплитуды при постоянной силе и сокращении без усталости.

Для случайных лапласовских процессов среднее значение позволяет оценить среднее значение амплитуды. Экспериментально обнаружено, что ЭМГ сигнал, зарегистрированный при постоянной силе или сокращениях без усталости, имеет распределение между Гауссовским и Лапласа, однако в среднем

распределение Гаусса оказывается лучше. В этом случае разница между оценкой амплитуды методом среднего значения или средне-квадратичного незначительная.

Кланси разработал методы для улучшения оценки качества амплитуды ЭМГ сигнала. Он показал, что временная декорреляция сигнала и комбинация сигналов от нескольких каналов для оценки одной амплитуды уменьшает отклонение амплитуды без увеличения смещения. В этом случае ЭМГ сигналы, зарегистрированные в соседних каналах, объединяются для улучшения отношения сигнал/шум. Так как расстояние между мышцей и электродом, а также коэффициент усиления отличаются между электродами, необходимо провести нормализацию коэффициента усиления.

ЭМГ сигнал подвергается вначале демодуляции и сглаживанию. Демодуляция позволяет выделить сигнал и увеличивает. Сглаживание фильтрует зарегистрированный сигнал, увеличивая отношение сигнал/шум. Другие характеристики оценки ЭМГ сигнала включают в себя среднее значение наклона, пересечение нуля, изменение знака наклона и длину волны. Эти характеристики позволяют измерить амплитуду, частоту и длительность сигнала.

Среднее значение и медиана спектральной плотности частоты ЭМГ сигнала являются обычными характеристиками частоты, так как они предоставляют основную информацию о спектре сигнала и его временных изменениях. Для оценки среднего и медианы были разработаны различные методы, включающие модель авторегрессии с короткими сегментами при стационарных и нестационарных условиях.

Так как ЭМГ сигналы нестационарные, знание частоты и времени очень важно для управления. Спектральный анализ использует преобразование Фурье, которое предоставляет спектр частот без привязки к времени. Частотно-временной анализ может применяться для очищения сигнала от шума, определение усталости при длительной активности и координации активности изолированных мышц. Методами, которые представляют сигнал как функцию

частоты и времени являются временное преобразование Фурье и преобразование вейвлет.

Временное преобразование Фурье создает частотно-временной сигнал, однако имеет ограниченную точность вследствие размера окна анализа. Вейвлет-анализ может снизить уровень шумов в сигнале без его искажения и позволяет анализировать сигналы большей амплитуды. Локальный анализ помогает раскрыть тенденцию, точки разрыва, разрывы в производных высокого уровня, что другие методы не могут выполнить.

При использовании вейвлет анализа небольшой масштаб показывает детали быстрого изменения сигнала (с помощью высокой частоты), а больший масштаб показывает грубые медленные изменения (с помощью низкой частоты). В этом случае предоставляется возможность отслеживать различные части сигнала с помощью вейвлет преобразования.

Временное преобразование Фурье и вейвлет преобразование различаются в способе распределения доступа к временному масштабу. Временное преобразование Фурье использует фиксированное отношение, в то время как в преобразовании вейвлет применяется переменное отношение, когда частотное разрешение пропорционально центральной частоте.

#### **2.4. Методы управления.**

ЭМГ сигнал имеет большие перспективы в качестве управляющего сигнала для управляемых протезов. Несмотря на это, использование его для этих целей происходит довольно медленно, хотя первые управляемые протезы были созданы в 1960 году.

Контроллер, управляемый ЭМГ сигналом показан на рисунке 5. Он генерирует выходные команды на основе вида сигнала и схемы управления. Такой контроллер должен иметь точный выбор движения, интуитивное управление движением для пользователя и достаточно быстрый временной отклик, незаметный для пользователя. Система также должна обеспечить

высокую степень управления сноровкой. Одним из способов создания интуитивных систем является уменьшение знания, необходимого для использования системы. Это может быть выполнено с помощью разработки систем способных интерпретировать разновидности активности мышц и натуральным способом применять их для осуществления движения.

Методы управления с помощью ЭМГ сигналов могут быть распределены либо как основанные на распознании образца, либо без образца. Методы первого типа используются в исследованиях более широко и предоставляют более широкую функциональность, чем простые коммерческие схемы. В большинстве методов извлечение характеристик выполняется при использовании зарегистрированного сигнала, которые затем вводятся в модель.

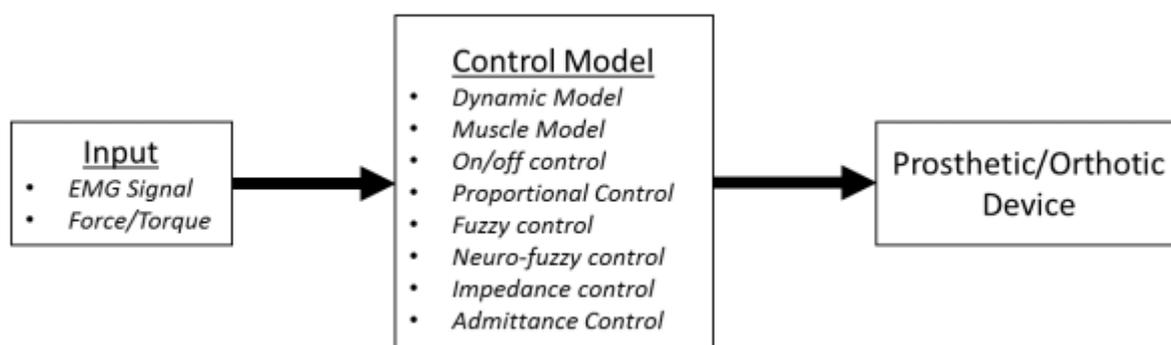


Рисунок 2.3. Диаграмма ЭМГ моделей управления [5].

Распознавание образцов ЭМГ сигналов обладает большей функциональностью чем традиционные методики управления. Предпосылки использования распознавания образцов в управляемых протезах заключаются в том, что пациент может активировать конкретные образцы ЭМГ сигналов для выполнения необходимых команд для протеза.

### 3. Разработка прибора и обсуждение результатов

В ходе данного проекта разработан макет устройства для регистрации биологических сигналов, который способен регистрировать сигналы

распространяющиеся вдоль нервов. Одновременно разработано программное обеспечение, позволяющее передавать характеристики сигнала на персональный компьютер. Блок-схема данного устройства приведена на рисунке 3.1.

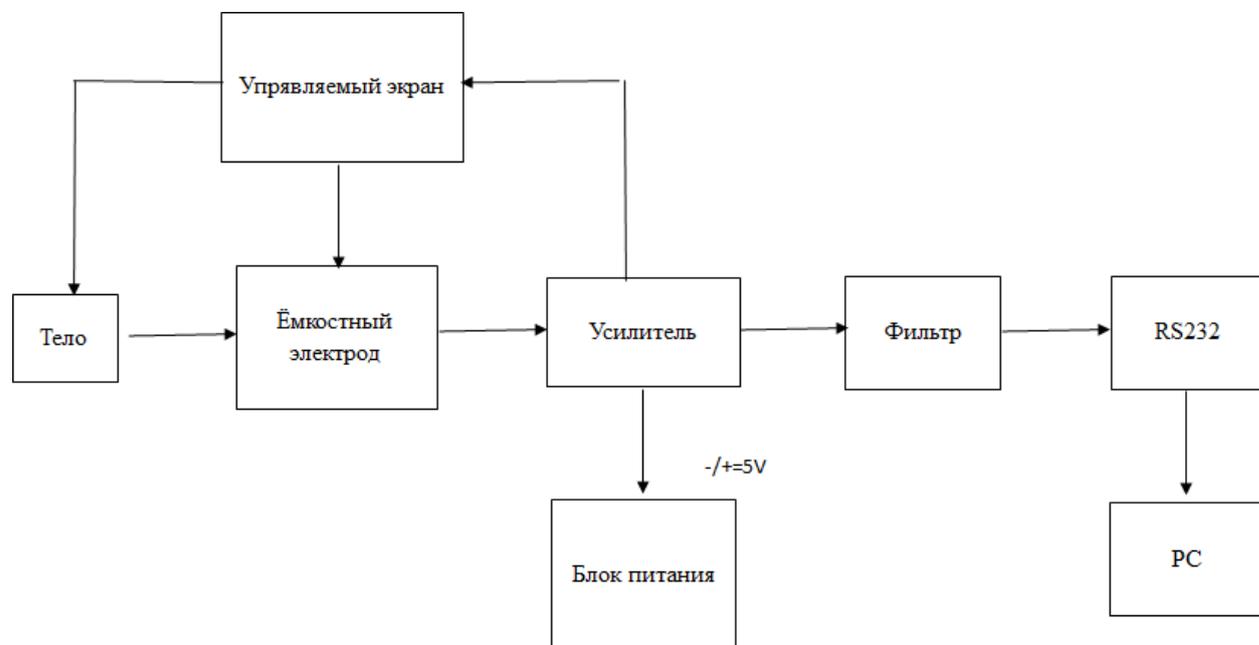


Рисунок 3.1. Блок-схема системы для измерения биопотенциалов.

Блок-схема включает в себя емкостные электроды, усилители, фильтр, схему сбора данных и источник питания.

### 3.1. Выбор и расчет составных частей

#### 3.1.1. Принципиальная схема питания

Одной из составляющей схемы является принципиальная схема питания постоянного тока (рис. 3.2). В качестве связи с сетью использован трансформатор ТПГ-2 с двумя выводами. На микроконтроллер подается +5 В, а питание операционных усилителей осуществляется за счет источников +5 и -5 В.

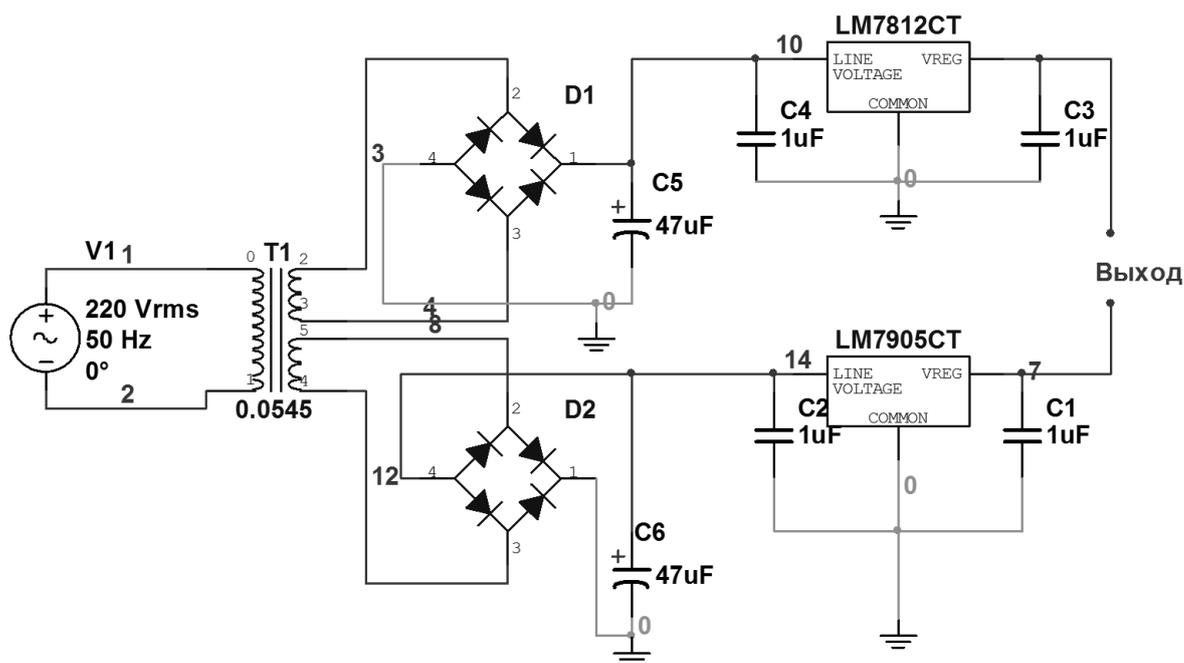


Рисунок 3.2. Принципиальная схема источника питания.

#### 3.1.2. Система для регистрации биосигналов.

Необходимые сигналы регистрируются за счет наличия разности потенциалов между двумя точками на теле человека. Дифференциальный сигнал от двух электродов показывает распространение биосигнала, который может быть использован для диагностики патологических функций пациента. Амплитуда таких сигналов очень мала по сравнению с источниками шумов, возникающих от окружающей среды. Таким образом, необходим такой усилитель, который отрезал бы шумы и усиливал дифференциальный сигнал.

Следует учесть, что расстояние между электродами мало по сравнению с длиной волны низкочастотных электромагнитных колебаний. Сигнал

синхронной наводки может быть удален применением дифференциального усилителя. Небольшая амплитуда биосигналов требует применения источника питания с очень маленькими колебаниями напряжения.

При регистрации биосигналов помехи общего вида значительно превосходит измеряемый сигнал. Для получения качественного полезного сигнала необходимо снизить эти помехи. Коэффициент подавления синфазного сигнала (КПСС) инструментального усилителя определяет насколько могут быть ослаблены помехи общего вида.

Основным источником помехи общего вида служит силовая сеть с частотой 50 Гц и амплитудой наводки больше 1 В. Для данных условий коэффициент подавления синхронного сигнала должен быть не менее 10 децибел для частоты 50 Гц. Следует также принимать во внимание шумы самого усилителя. Потенциальной проблемой может быть работа усилителя в окружении источников помех с достаточно высокой частотой. В этом случае коэффициент подавления синфазного сигнала снижается и высокочастотный сигнал трансформируется в помеху общего вида. Величина таких высокочастотных сигналов может быть уменьшена применением пассивных дифференциальных фильтров.

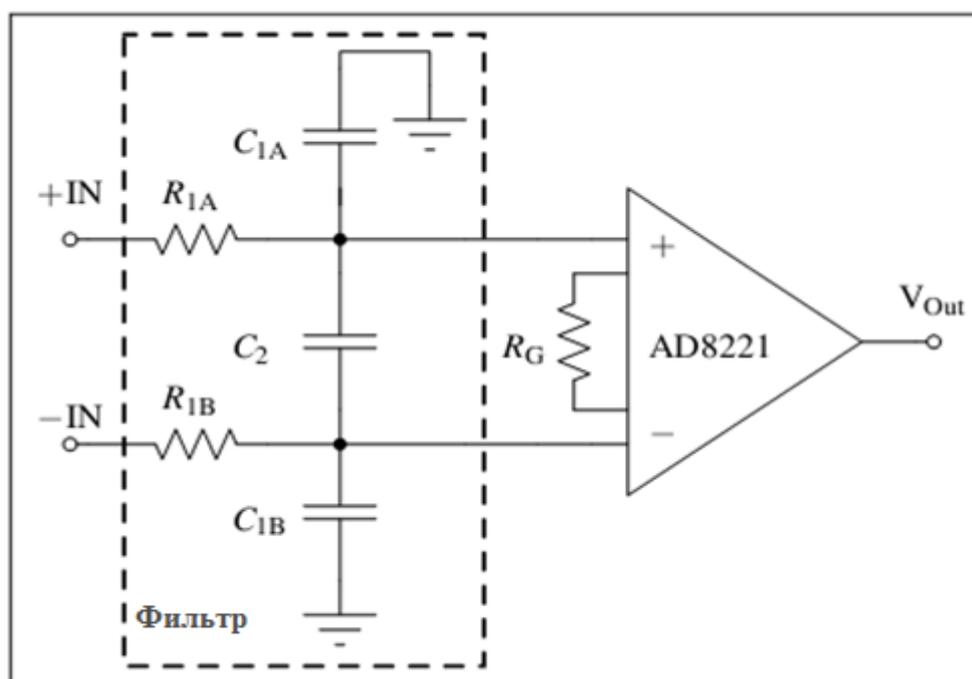


Рисунок 3.3. Инструментальный усилитель с использованием радиочастотного фильтра.

На рисунке 3.3 показана схема такого фильтра. Ширина полосы его пропускания определяется как

$$W_{\text{diff}} = 1/2\pi R_1(2C_2 + C_1)$$

Где  $\pi$  – число константа (3,14)

$R_1$  – резистор

$C_2, C_1$  – конденсаторы

При наличии сплошного экрана между емкостным датчиком и устройством, влияние радиочастотной наводки значительно снижается. Емкости  $C_2, C_{1A}$  и  $C_{1B}$  должны иметь высокую добротность, низкие потери и примерно двухпроцентный допуск. Сглаживающие конденсаторы должны быть поставлены между положительным, отрицательным источниками питания и землей. Эти конденсаторы обеспечивают стабильность источника питания и отфильтровывают высокочастотные наводки. Для этого обычно применяются керамические конденсаторы емкостью 100 нф. Для фильтрации низких частот

параллельно им ставятся электролитические конденсаторы емкостью 10 мкф. Конденсаторы 100 нф ставятся как можно ближе к микросхеме.

Для исключения наложения после дискретизации необходимо применение антиалиасного фильтра. Два фильтра Бесселя 4 порядка с частотой среза 500 Гц и 50 кГц использованы для этих целей.

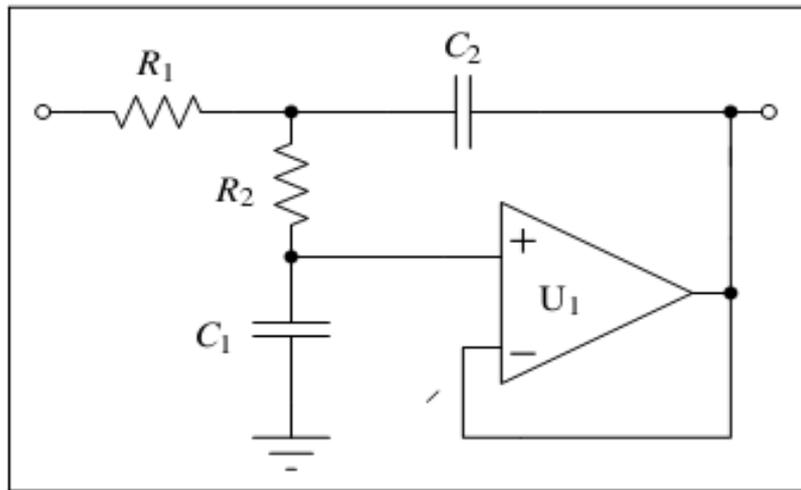


Рисунок 3.4. Антиалисный фильтр.

На рисунке 3.4 показана схема для реализации фильтров. Каждый фильтр объединяет две ступени с компонентами, значения которых определяют отклик фильтра и частоту среза. В качестве  $U_1$  используется низкошумовой усилитель TL072.

Фильтр на 500 Гц имеет следующие компоненты:

Ступень 1	Ступень 2
$R1 = 2.32 \text{ кОм}$	$R1 = 3.24 \text{ кОм}$
$R3 = 2.32 \text{ кОм}$	$R3 = 3.24 \text{ кОм}$
$C1 = 100 \text{ нФ}$	$C1 = 100 \text{ нФ}$
$C2 = 100 \text{ нФ}$	$C2 = 39 \text{ нФ}$

Фильтр на 50 кГц имеет следующие компоненты:

Ступень 1	Ступень 2
$R1 = 2.32 \text{ кОм}$	$R1 = 3.24 \text{ кОм}$
$R3 = 2.32 \text{ кОм}$	$R3 = 3.24 \text{ кОм}$
$C1 = 1 \text{ нФ}$	$C1 = 1 \text{ нФ}$
$C2 = 1 \text{ нФ}$	$C2 = 390 \text{ пФ}$

### 3.1.3. Основной усилитель.

Для усиления сигнала с датчика используется инструментальный операционный усилитель INA 116. Полоса пропускания фильтра лежит в диапазоне 0.1 – 2000 Гц. Затем сигнал усиливается вторым усилителем, после чего подается на аналогово-цифровой преобразователь, потом через последовательный интерфейс RS – 232 подается на компьютер.

Имеется возможность значительно снизить уровень шума прибора, если повысить его входное сопротивление. В этом случае уровень шума пропорционален  $1/\sqrt{R}$ . Если взять величину сопротивления равной  $R = 10^{11}$  Ом, то значение шума снизится до  $5,5 \text{ мкВ} \cdot \text{Гц}^{-1/2}$ . Следует отметить, что резисторы с таким большим сопротивлением, одновременно имеющие хорошую стабильность и точность не существуют. Сопротивление резисторов с таким большим сопротивлением может меняться на 50 % от образца к образцу.

Для исключения этого нежелательного эффекта существует способ охранных колец, который позволяет снизить влияние токов утечки и снимает ограничения, которые налагаются наличием цепи входного сопротивления. Сейчас имеется в наличии несколько разновидностей микросхем нового поколения, которые позволяют расширить возможности охранной техники, вследствие наличия таковой внутри микросхемы. Из этой группы следует выделить сдвоенный инструментальный усилитель Burr-Brown INA 116.

Входное сопротивление данного усилителя достигает величины  $10^{15}$  Ом, параллельная входная емкость 1 пФ и уровень шумов  $2 \text{ мкВ} \cdot \text{Гц}^{-1/2}$ .

На рисунке 3.5. показана блок-схема усилителя Burr-Brown INA 116.

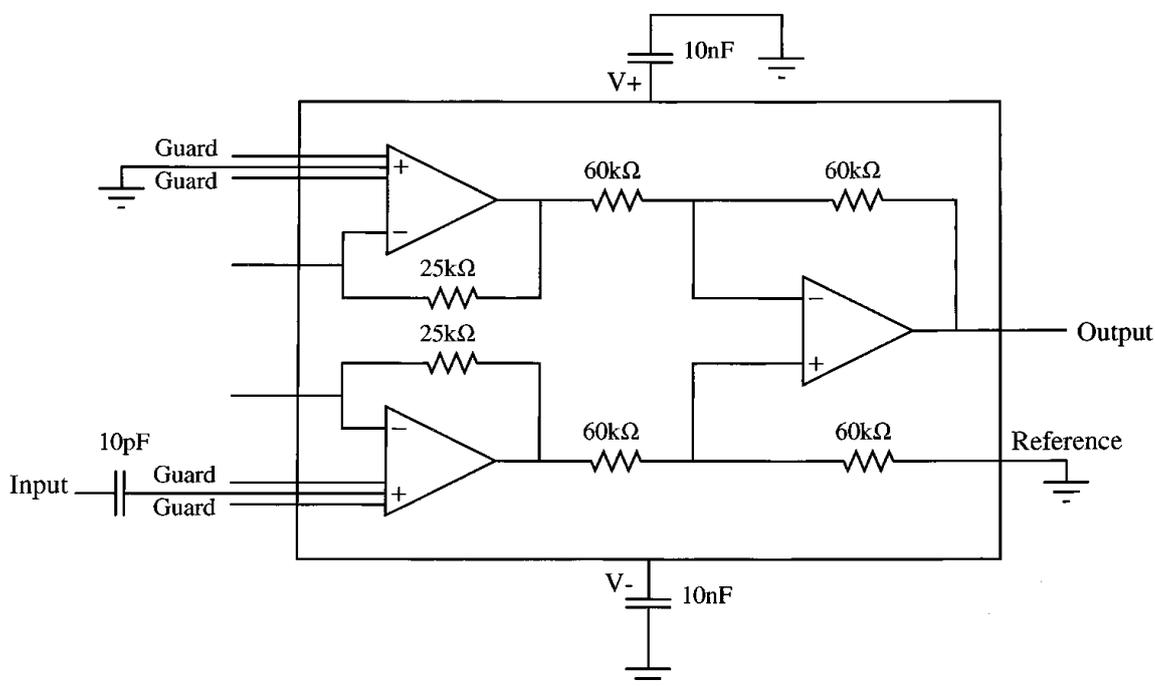


Рисунок 3.5. Блок-схема INA 116.

Как показано на рисунке, охранная техника использована на обоих входах усилителя, а инвертирующий вход присоединен к виртуальной земле.

Высокое качество изготовления схемы позволяет значительно снизить низкочастотные флуктуации и дрейф (тепловой или индуцированный каким либо другим способом) а также полностью сбалансировать оба входа. Применение подобной охранной техники позволяет исключить все цепи для токов утечки.

При разработке макета была использована двухсторонняя печатная плата, нижняя поверхность которой использовалась в качестве охранной поверхности, а верхняя сторона оформлена в виде охранной структуры входных электродов (Рис. 3.6). Диаметр датчика – 30 мм, у которого имеется внешнее кольцо, которое

является охранным кольцом, а внутренний круг – сигнальный электрод. Наличие двух электродов позволяет значительно снизить синфазные наводки.

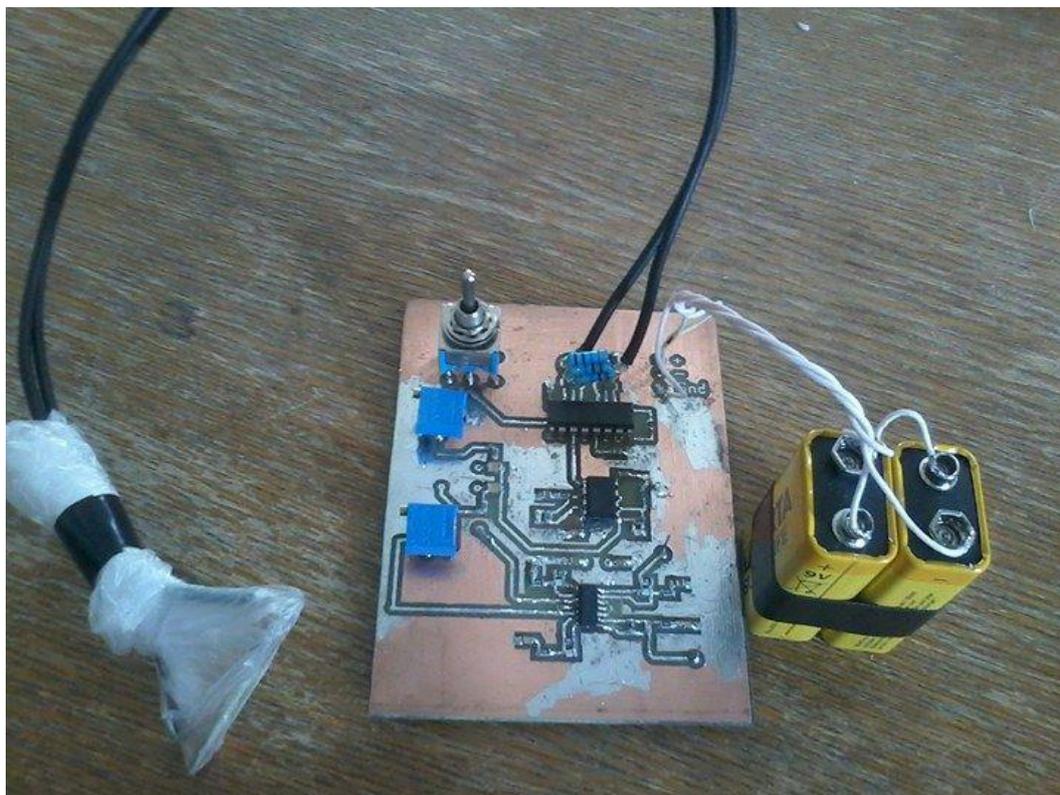


Рисунок 3.6. Макет прибора.

### 3.2. Исследование характеристик макета.

Вначале для проверки работоспособности прибора был проведен следующий эксперимент. Пластинчатый электрод был изолирован от датчика слоем диэлектрика толщиной 0.5 мм. Затем на него подавалось импульсное и синусоидальное напряжение амплитудой 1 мВ. Регистрация выходного сигнала осуществлялась с помощью осциллографа.

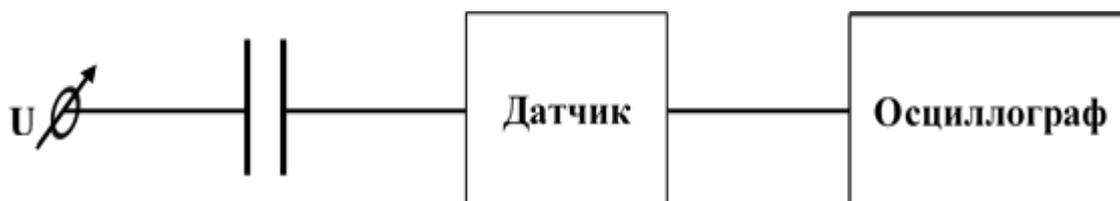


Рисунок 3.7. Схема проверки выходного сигнала.

Величина коэффициента усиления была выбрана равной – 500. На рисунках 3.8 и 3.9 показан внешний вид полученных осциллограмм.

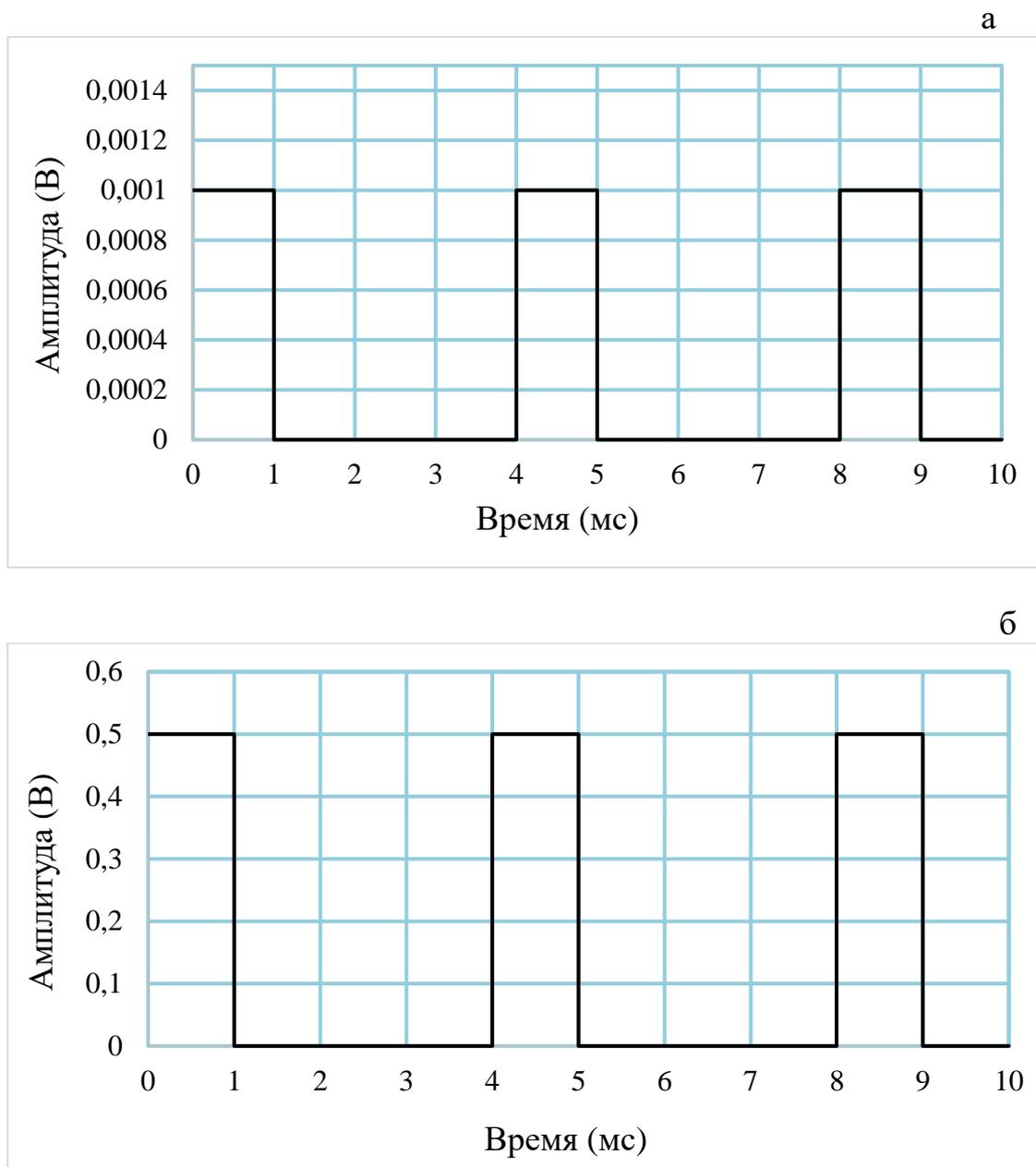
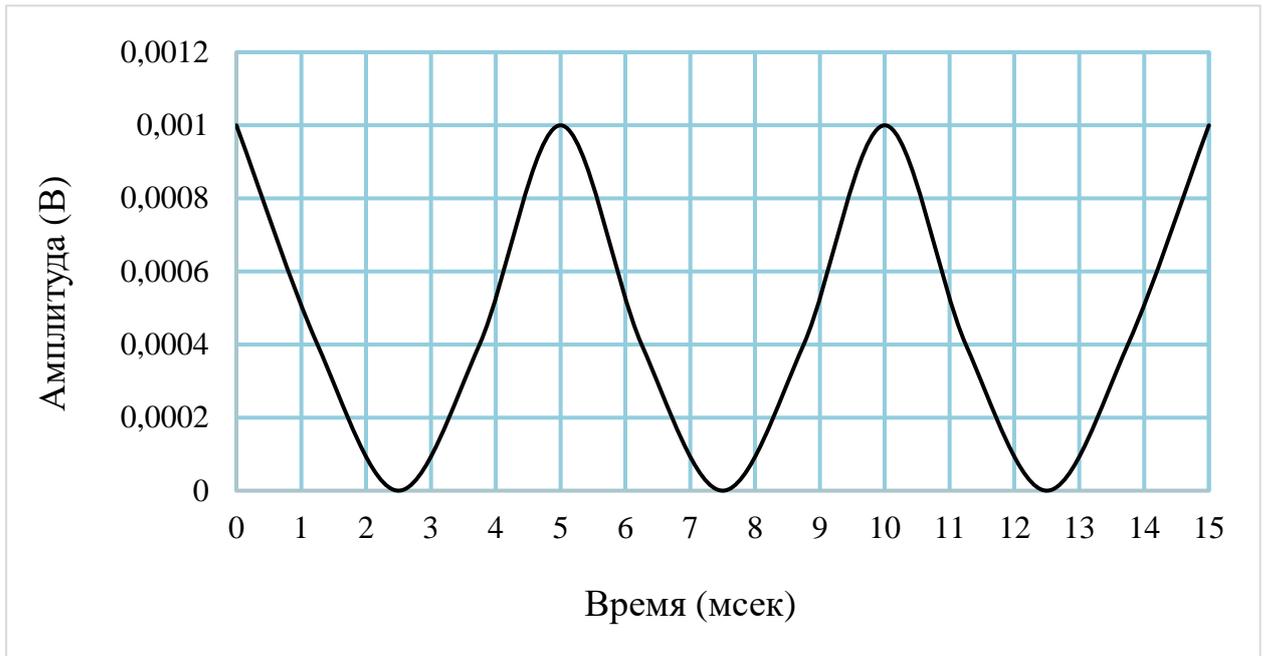


Рисунок 3.8. Вид осциллограмм. а – прямоугольный входной сигнал, б – выходной сигнал.

а



б

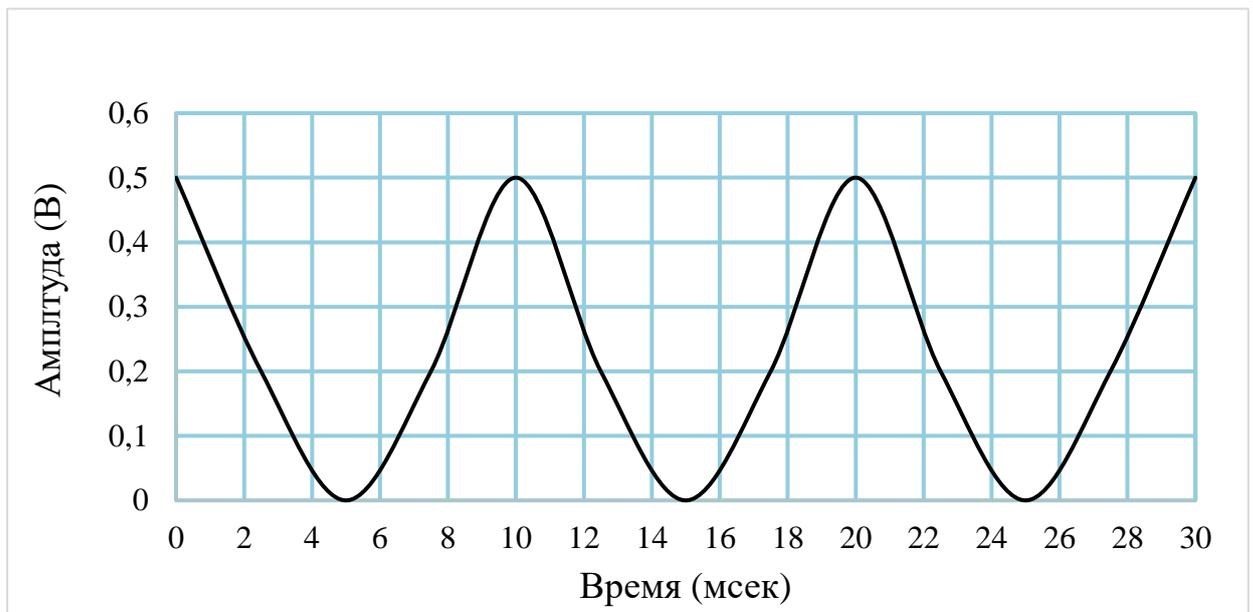


Рисунок 3.9. Вид осциллограмм:

а – синусоидальный сигнал на входе, б – на выходе.

Видно, что внешний вид прямоугольного и синусоидального сигналов повторяет входные сигналы. Кроме того, амплитуда выходного сигнала соответствует выбранному коэффициенту усиления. Из этого результата можно сделать вывод, что разработанный макет способен уверенно регистрировать сигналы с амплитудой 1 мВ. Увеличение коэффициента усиления прибора

позволит зарегистрировать сигналы с меньшей амплитудой. Вследствие того, что тело человека представляет собой приемник шумовых сигналов, то в реальных условиях значительное количество шумовых сигналов будет накладываться на полезный сигнал. Для устранения их влияния необходима дополнительная фильтрация.

Следующее измерение было направлено на исследование зависимости выходного сигнала в зависимости от расстояния между электродами и измеряемой поверхностью. Расстояние между электродами изменялось в пределах от 1 до 3 мм. Результаты измерений показали, что значение выходного сигнала уменьшается при увеличении расстояния (рис. 3.10).

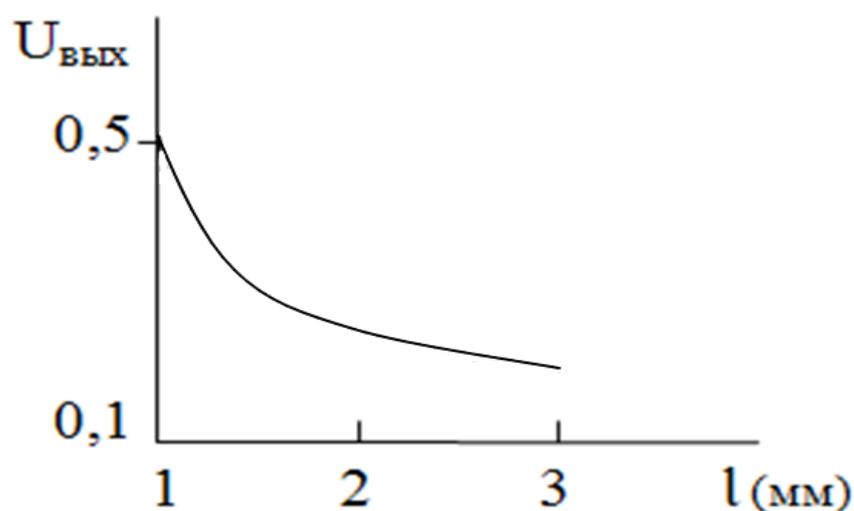


Рисунок 3.10. Зависимость амплитуды выходного сигнала от расстояния.

Далее исследование частотных характеристик макета, которое проводилось следующим образом. Сигналы с частотой лежащей в диапазоне от 0,1 до 300 Гц подавались с генератора и затем измерялась амплитуда выходного сигнала. На рисунке 3.11 показаны результаты измерений. Выявилось частотные характеристики находятся в необходимом диапазоне.

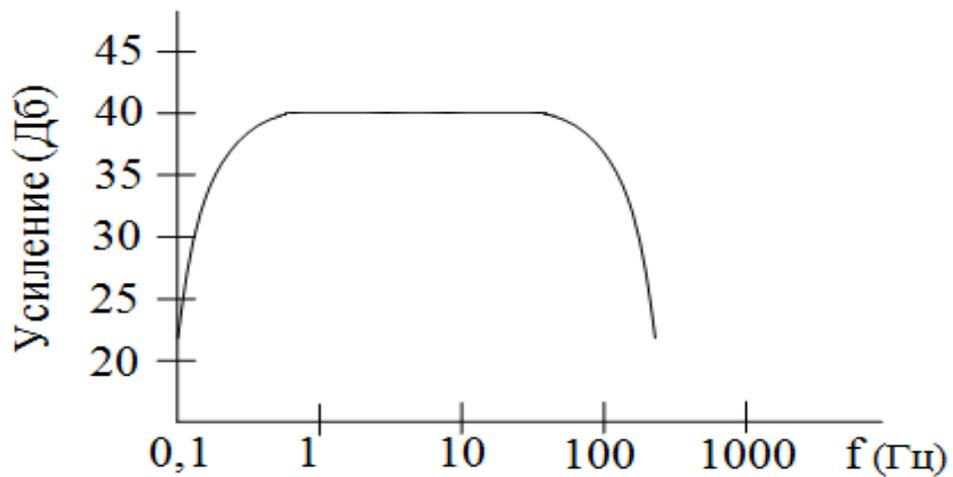


Рисунок 3.11. Частотная характеристика макета.

Затем была проведена оценка стабильности работы макета. Для этого были проведены следующие измерения. На вход прибора через изолированный зазор подавалось постоянное напряжение рисунок 3.12

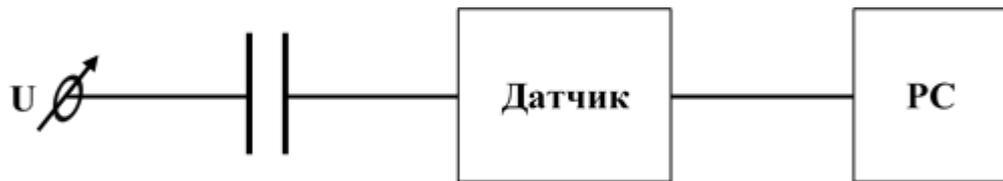


Рисунок 3.12. Схема для проверки стабильности работы прибора.

Для проверки долговременной стабильности измерялось амплитуда сигнала на выходе прибора регистрировалась в течение длительного времени. Результаты измерений показаны на рисунке 3.13. Результаты измерений представлены в виде графика на экране компьютера с помощью программы, написанной в среде C++Builder.

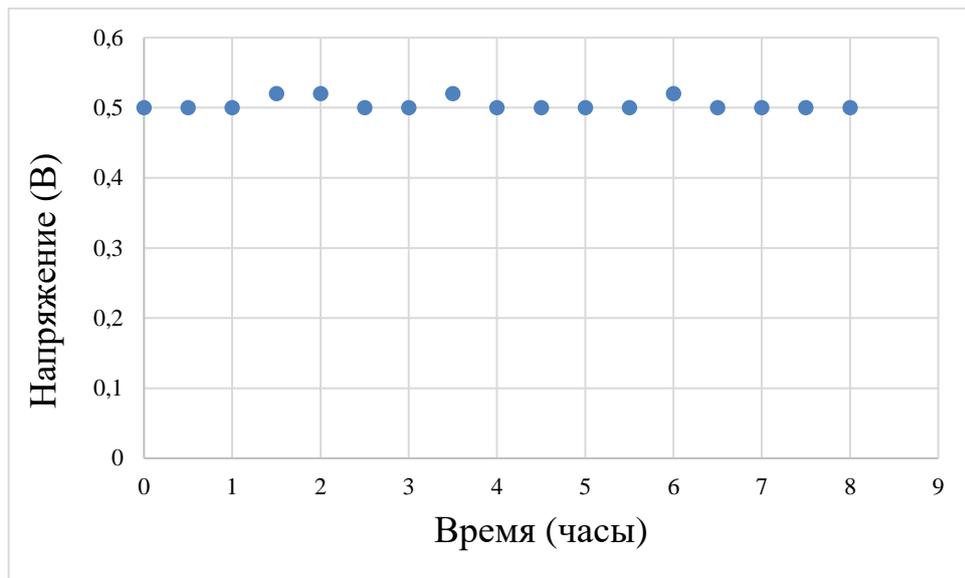


Рисунок 3.13. Вид долговременной стабильности прибора.

Как видно из графика часов показания прибора изменяются незначительно в течение 8 часов, что подтверждает возможность его применения для регистрации слабых биопотенциалов.

Затем макет был проверен в электрофизиологическом эксперименте. Прежде всего была осуществлена регистрация ЭМГ – сигнала. Электроды были расположены на сгибательной мышце, для того чтобы зарегистрировать без движения и сгибание большого пальца. Мышцы для сгибания большого пальца расположены внутри кисти, поэтому сигнал нельзя зарегистрировать непосредственно. Однако ЭМГ – сигнал можно измерить в области предплечья. Активное движение пальцев преобразуется в импульсное напряжение, которое регистрируется с помощью электромиографических электродов. На рисунке 3.14 представлено изменение амплитуды сигналов без движения пальцев.

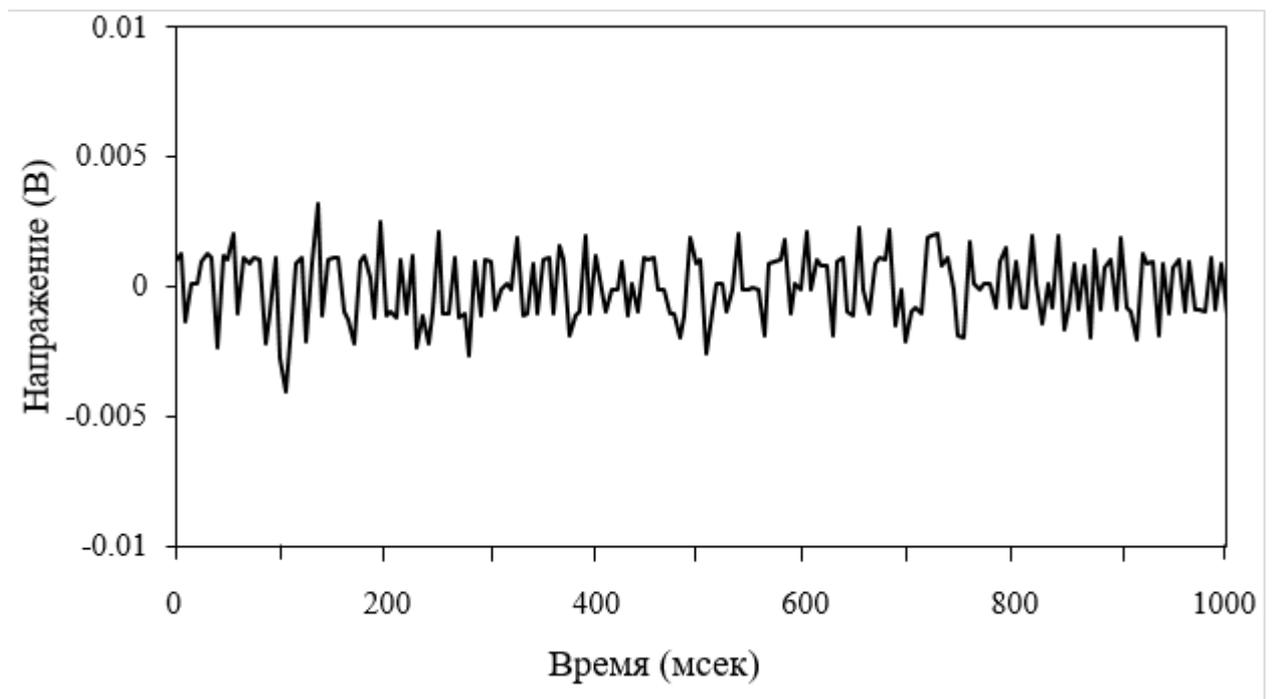


Рисунок 3.14. Вид ЭМГ – сигнала без движения пальцев.

На рисунке 3.15 можно видеть изменение амплитуды сигнала вследствие движения большого пальца. Величина амплитуды изменяется довольно значительно при каждом движении пальца. Форма сигнала не подвержена влиянию шумов.

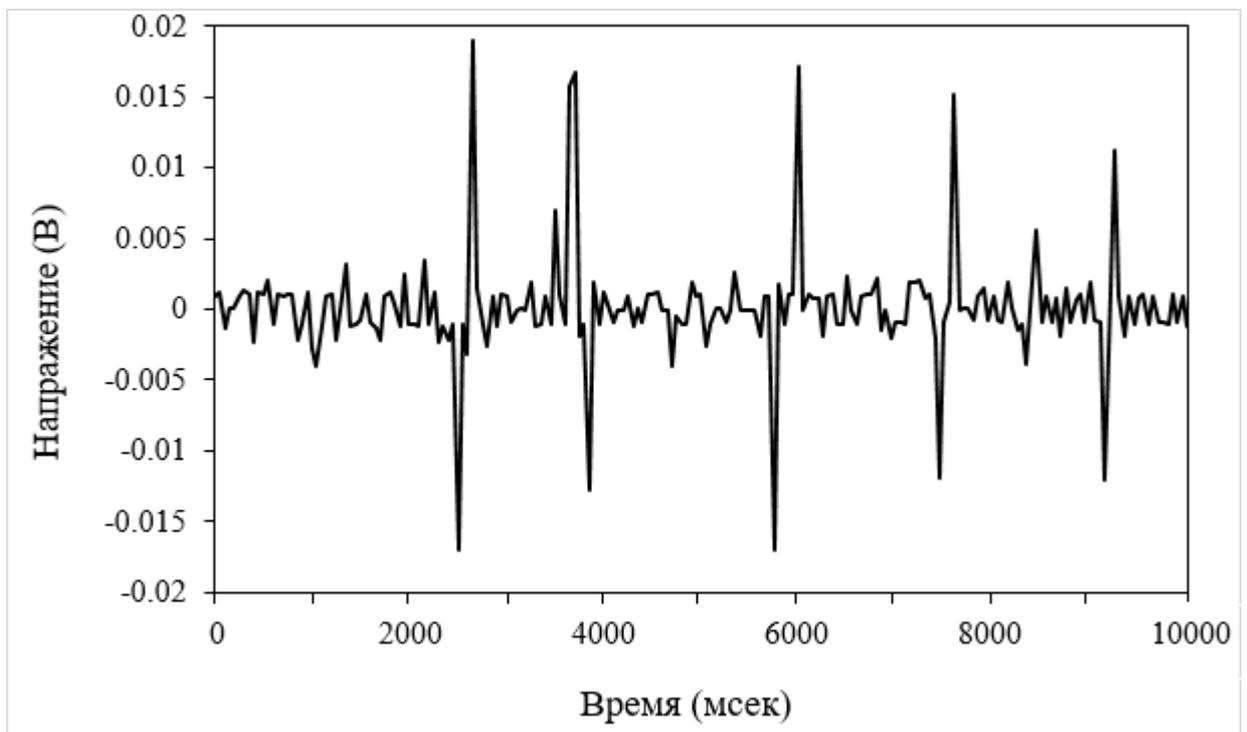


Рисунок 3.15. Вид ЭМГ – сигнала при сгибании большого пальца.

Разработанный прибор позволяет проводить измерения в комнатах, которые не обеспечены соответствующими средствами подавления шумов. Управляемый экран позволяет исключить влияние входной емкости.

#### **4. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение**

Перспективность научного исследования определяется не только важностью проделанной работы, но еще не в малой степени зависит и от коммерческой значимости. По этому поводу при предпроектном анализе следует учитывать и экономические стороны выполняемой работы. Оценка экономической стороны проекта поможет оптимально распределить ресурсы, контролировать состояние продвижения работы. Также через такую оценку разработчик может найти партнера для проведения дальнейших научных исследований и предоставить на рынок продукт исследования [14].

Таким образом, целью данного раздела является определение перспективности и успешности научного проекта, разработка механизма управления и контролирование этапов реализации. В нем представляются результаты следующих этапов управления научным проектом:

1. Инициация проекта;
2. Планирование проекта;
3. Исполнение проекта.

Данным этапам должен предшествовать предпроектный анализ, направленный на сбор информации, описывающий требования к продукту или услуге.

#### 4.1. Предпроектный анализ

##### *Потенциальные потребители результатов исследования*

Конечным продуктом данного научного исследования является электромиографический электрод и программное обеспечение, предназначенное для обработки звуковых сигналов, полученных с других аналогичных устройств. Сегментам рынка данной продукции можно отнести здравоохранительные и учебные учреждения, физические лица.

##### *Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения*

Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

В данной части была проведена оценка конкурентных разработок. При радиотерапии происходит повреждение нервов и мышечных волокон. Для последующей диагностики необходим прибор, регистрирующий прохождение нервных сигналов. В качестве конкурентов было выбрано использование разработки макета емкостного бесконтактного датчика электромиографии. Использование конкурентного прибора существенно увеличивает уровень медицинской диагностики.

Преимущество прибора существует в том что, благодаря малогабаритности и при правильном прикреплении к телу пациента дает возможность проводить исследования даже при приложении физических и критерии оценку, так как можно оценивать конкурентно-способность.

Удобство в эксплуатации является важным фактором для моего продукта, так как критерии для сравнения и оценки ресурсоэффективности и ресурсосбережения были подобраны исходя из выбранных объектов сравнения с учетом их технических и экономических особенностей разработки, создания и

эксплуатации. Первая конкурентная разработка – это инвазивная электромиография, которая давно признана лидером на рынке визуализации, однако имеет ряд недостатков, в частности сложность конструкции и высокую стоимость. Вторая конкурентная разработка – это бесконтактный датчик электромиографии, к достоинствам которой можно отнести сравнительную простоту конструкции, однако получаемые с помощью устаревшей технологии изображения имеют низкую точность и разрешающую способность.

Таблица 4.1. Оценочная карта для сравнения конкурентных технических решений (разработок)

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкуренто-способность		
		Б	Б <sub>к1</sub>	Б <sub>к2</sub>	К	К <sub>к1</sub>	К <sub>к2</sub>
<b>Технические характеристики оценки ресурсоэффективности</b>							
<i>Удобство в эксплуатации</i>	0,2	5	5	4	1	1	0,8
<i>Энергоэкономичность</i>	0,05	5	4	4	0,25	0,2	0,2
<i>Уровень шума</i>	0,1	5	4	4	0,5	0,4	0,4
<i>Безопасность</i>	0,1	5	5	5	0,5	0,5	0,5
<i>Простота эксплуатации</i>	0,1	5	5	4	0,5	0,5	0,4
<i>Возможность подключения в сеть ЭВМ</i>	0,2	5	5	5	1	1	1
<b>Экономические характеристики оценки ресурсоэффективности</b>							
<i>Конкурентоспособность продукта</i>	0,1	4	5	5	0,4	0,5	0,5
<i>Уровень проникновения на рынок</i>	0,1	3	4	5	0,3	0,4	0,5
<i>Цена</i>	0,05	5	3	3	0,25	0,15	0,15
<i>Послепродажное обслуживание</i>	0,1	5	4	3	0,5	0,4	0,3
<b>Итого</b>	<b>1</b>	<b>46</b>	<b>44</b>	<b>42</b>	<b>5,2</b>	<b>5,05</b>	<b>4,75</b>

Из таблицы видно, что предлагаемое техническое решение обладает конкурентоспособностью за счет более низкой стоимости, а так же более сложного процесса эксплуатации конкурентного оборудования. Дальнейшее инвестирование данной разработки можно считать целесообразными.

## *SWOT-анализ*

SWOT-анализ – (Strengths, Weaknesses, Opportunities, Threats) – представляет собой комплексный анализ научно-исследовательского проекта. SWOT-анализ применяют для исследования внешней и внутренней среды проекта.

SWOT-анализ помогает выявить информационную базу, которая позволит вам проанализировать вашу прошлую стратегию, применить метод в самых разнообразных сферах экономики и управления, так как его можно адаптировать к объекту исследования любого уровня и возможность свободного выбора анализируемых элементов в зависимости от поставленных целей.

SWOT-анализ данного научно-исследовательского проекта представлен в таблице 4.2. Ее использование помогает разобраться с различными комбинациями взаимосвязей областей матрицы SWOT. Возможно использование этой матрицы в качестве одной из основ для оценки вариантов стратегического выбора. Каждый фактор помечается либо знаком «+» (означает сильное соответствие сильных сторон возможностям), либо знаком «-» (что означает слабое соответствие); «0» – если есть сомнения в том, что поставить «+» или «-» (таб. 4.3.).

Таблица 4.2. Итоговая матрица SWOT-анализа

	<i>Сильные стороны научно-исследовательского проекта:</i>	<i>Слабые стороны научно-исследовательского проекта:</i>
	<p>C1. Простота устройства;</p> <p>C2. Возможность бесконтактного использования устройства для диагностики медицины по сравнению с другими технологиями;</p> <p>C3. Возможность усовершенствования самим потребителем;</p> <p>C4. Более низкая стоимость производства по сравнению с другими технологиями.</p>	<p>Сл1. Непривлекательный дизайн;</p> <p>Сл2. Отсутствие прототипа научной разработки;</p> <p>Сл3. Отсутствие инжиниринговой компании, способной построить производство под ключ.</p>
<p><i>Возможности:</i></p> <p>В1. Государственное финансирование;</p> <p>В2. Появление дополнительного спроса на новый продукт;</p> <p>В3. Повышение стоимости конкурентных разработок.</p>	<p>1. Возможность проведения медицинской диагностики через одежду, преимуществом является повышение стоимости конкурентных разработок.</p> <p>2. Использование простота устройства, преимуществом является повышение спроса покупателей.</p>	<p>1. Исследование прототипа научной разработки с помощью государственного финансирования.</p> <p>2. Исследование прототипа научной разработки с помощью появления дополнительного спроса на новый продукт.</p>
<p><i>Угрозы:</i></p> <p>У1. Развитая конкуренция технологий производства;</p> <p>У2. Введения дополнительных государственных требований к сертификации продукции.</p>	<p>1. Возможность привлекать покупателей с помощью более низкой стоимости производства.</p> <p>2. Бесконтактного использования устройства для диагностики медицины по сравнению с другими технологиями, возможность создания введения дополнительных государственных требований к сертификации продукции.</p>	<p>1. Следует повысить характеристики, особенно над внешним видом, сделать более удобным.</p> <p>2. Подчеркнуть преимущество, так как нет прототипа научной разработки.</p>

Таблица 4.3. Интерактивная матрица проекта

		Сильные стороны проекта			
		С1	С2	С3	С4
<i>Возможности проекта</i>	В1	0	+	+	+
	В2	+	+	+	+
	В3	+	+	+	+
<i>Угрозы проекта</i>	У1	0	0	+	+
	У2	0	-	0	0
		Слабые стороны проекта			
		Сл1	Сл2	Сл3	
<i>Возможности проекта</i>	В1	-	-	-	
	В2	0	0	0	
	В3	0	0	0	
<i>Угрозы проекта</i>	У1	-	-	-	
	У2	0	-	-	

На данной матрице, результаты анализа, можно сделать вывод о том, что проблемы возникающие в долгосрочном развитии данного научного исследовательского проекта позволят выявить сильные стороны исследуемой технологии.

#### 4.2. Инициация проекта

Группа процессов инициации состоит из процессов, которые выполняются для определения нового проекта или новой фазы существующего. В рамках процессов инициации определяются изначальные цели и содержание и фиксируются изначальные финансовые ресурсы.

Определяются внутренние и внешние заинтересованные стороны проекта, которые будут взаимодействовать и влиять на общий результат

научного проекта. Данная информация закрепляется в Уставе проекта.

Устав проекта документирует бизнес-потребности, текущее понимание потребностей заказчика проекта, а также новый продукт, услугу или результат, который планируется создать.

Устав научного проекта магистерской работы должен иметь следующую структуру:

#### *Цели и результат проекта*

В данном разделе необходимо привести информацию о заинтересованных сторонах проекта, иерархии целей проекта и критериях достижения целей.

Заинтересованной стороной проекта является кафедра ПФ ФТИ Томского Политехнического Университета.

В таблице 4.4 представлена информация об иерархии целей проекта и критериях достижения целей.

Таблица 4.4. Цели и результат проекта

Цели проекта	Разработка электромиографического электрода и его исследование
<i>Ожидаемые результаты</i>	Получить готовый прибор и результаты исследований
<i>Критерии приемки результата проекта</i>	Разработать прибор для проведения электромиографии
<i>Требования к результату проекта</i>	Эффективность
	Быстродействие
	Информативность
	Не высокая стоимость

#### *Организационная структура проекта*

На данном этапе работы решались следующие вопросы: кто будет входить в рабочую группу данного проекта, определить роль каждого участника в данном проекте, а также прописать функции, выполняемые каждым из участников и их трудозатраты в проекте. Эти информации указаны в таблице 4.5.

Таблица 4.5. Организационная структура проекта

№ п/п	ФИО, основное место работы, должность	Роль в проекте	Функции	Трудо-затраты, день.
1	<i>Алейник Александр Никонорович</i>	Руководитель проекта	Координирование деятельности исполнителя проекта	7
2				
3				
4				
5	<i>Сайран Асемжан</i>	Исполнитель по проекту	Выполнение отдельных работ по проекту	135
<b>Итого:</b>				<b>142</b>

### 4.3. Планирование управления научно-техническим проектом

Группа процессов планирования состоит из процессов, осуществляемых для определения общего содержания работ, уточнения целей и разработки последовательности действий, требуемых для достижения данных целей.

#### *Иерархическая структура работ проекта*

Иерархическая структура работ (ИСР) – детализация укрупненной структуры работ. В процессе создания ИСР структурируется и определяется содержание всего проекта (рис. 4.1).

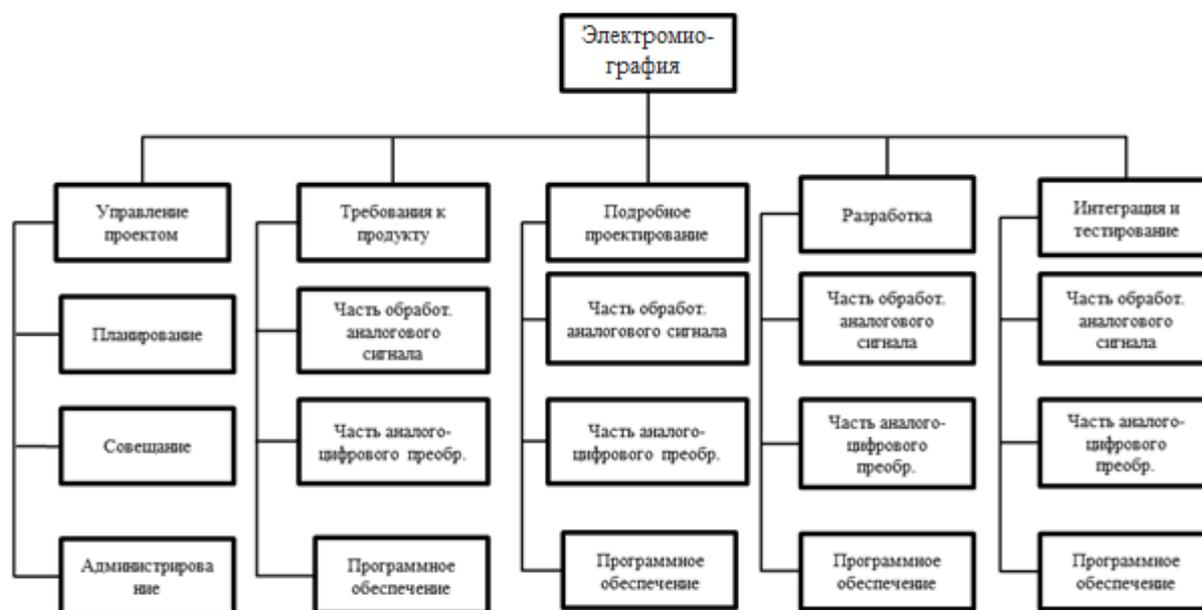


Рисунок 4.1. Иерархическая структура работ по проекту

### *Контрольные события проекта*

В таблице 4.6 указаны ключевые события проекта, их даты и результаты, которые должны быть получены по состоянию на эти даты.

Таблица 4.6. Контрольные события проекта

№	Контрольное событие	Дата	Результат (подтверждающий документ)
1	<i>Разработка технического задания на ВКР</i>	31.01.2017-1.02.2017	Приказ о ВКР
2	<i>Составление и утверждение технического задания</i>	1.02.2017-2.02.2017	–
3	<i>Выбор направления исследования и способов решения задач</i>	2.02.2017-4.02.2017	–
4	<i>Сбор и изучение научно-технической литературы</i>	4.02.2017-1.03.2017	Список литературы
5	<i>Разработка методики экспериментальных исследований</i>	1.03.2017-2.03.2017	Методика
6	<i>Проведение экспериментальных Исследований</i>	2.03.2017-15.05.2017	Отчёт
7	<i>Анализ и обработка полученных результатов</i>	15.05.2017-17.05.2017	–
8	<i>Оформление пояснительной записки и презентации</i>	17.05.2017-1.06.2017	Пояснительная записка
9	<i>Подготовка к защите ВКР</i>	1.06.2017-16.06.2017	–

### План проекта

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный план проекта. В нем отражается этап научного проекта, его временные затраты и состав участников (таб. 4.7).

Таблица 4.7. Календарный план проекта

Код работы	Название	Длительность, дни	Дата начала и окончания работ	Состав участников (ФИО)
1	<i>Разработка ТЗ на ВКР</i>	1	31.01.2017-1.02.2017	Руководитель (Алейник А.Н.)
2	<i>Составление и утверждение технического задания</i>	1	1.02.2017-2.02.2017	Руководитель (Алейник А.Н.)
3	<i>Выбор направления исследования и способов решения задач</i>	2	2.02.2017-4.02.2017	Руководитель (Алейник А.Н.) Магистрант (Сайран А.)
4	<i>Изучение научно-технической литературы и используемого оборудования</i>	25	4.02.2017-1.03.2017	Магистрант (Сайран А.)
5	<i>Разработка методики экспериментальных исследований</i>	1	1.03.2017-2.03.2017	Руководитель (Алейник А.Н.) Магистрант (Сайран А.)
6	<i>Проведение экспериментальных Исследований</i>	74	2.03.2017-15.05.2017	Магистрант (Сайран А.)
7	<i>Анализ и обработка полученных результатов</i>	2	15.05.2017-17.05.2017	Руководитель (Алейник А.Н.) Магистрант (Сайран А.)
8	<i>Оформление пояснительной записки и презентации</i>	15	17.05.2017-1.06.2017	Магистрант (Сайран А.)
9	<i>Подготовка к защите ВКР</i>	16	1.06.2017-16.06.2017	Магистрант (Сайран А.)

Для иллюстрации календарного плана проекта использована диаграмма Ганта. График построен с разбивкой по месяцам. Штриховкой выделены ответственные за выполнение работы: исполнитель (магистрант) и научный руководитель (таб. 4.8).

Таблица 4.8. Диаграмма Ганта

№ Работ	Вид работ	Исполнители	T <sub>к</sub> , кал.дн.	Продолжительность выполнения работ																
				Январь			Февраль			Март			Апрель			Май			Июнь	
				3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2		
	<i>Разработка ТЗ на ВКР</i>	Руководитель	1		▨															
	<i>Составление технического задания</i>	Руководитель	1		▨															
	<i>Выбор направления исследования и способов решения задач</i>	Руководитель, магистрант	2		■	▨														
	<i>Сбор и изучение литературы</i>	Магистрант	25			■	■	■												
	<i>Разработка методики эксперимент-х исследований</i>	Руководитель, магистрант	1					▨												
	<i>Проведение эксперимент-х исследований</i>	Магистрант	74					■	■	■	■	■	■	■	■					
	<i>Анализ и обработка полученных результатов</i>	Руководитель, магистрант	2												■					
	<i>Составление и оформление ПЗ</i>	Магистрант	15													■				
	<i>Подготовка к защите</i>	Магистрант	16													■	■			

▨ - Научный руководитель

■ - Магистрант

#### 4.4. Бюджет научного исследования

При планировании бюджета научного исследования должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов планируемых расходов, необходимых для его выполнения. В процессе формирования бюджета, планируемые затраты группируются по статьям, представленным в таблице 4.14.

##### *Сырье, материалы, покупные изделия и полуфабрикаты*

В эту статью включаются затраты на приобретение всех видов материалов, комплектующих изделий и полуфабрикатов, необходимых для выполнения работ по данной теме. Количество потребных материальных ценностей определяется по нормам расхода.

Расчет стоимости материальных затрат производится по действующим прейскурантам или договорным ценам. В стоимость материальных затрат включают транспортно-заготовительные расходы (3 – 5 % от цены). Основными затратами в данной исследовательской работе являются затраты на электроэнергию. Результаты по данной статье заносятся в таблицу 4.9.

Таблица 4.9. Сырье, материалы, комплектующие изделия и покупные полуфабрикаты

<i>Наименование</i>	<i>Марка, размер</i>	<i>Количество</i>	<i>Цена за единицу, руб.</i>	<i>Сумма, руб</i>
<i>Электроэнергия, потребленная ПК</i>	–	<i>140 кВт·час</i>	5,8	812
<i>Электроэнергия потребленная оборудованием (ноутбук)</i>		<i>27 кВт·час</i>	5,8	156,6
<i>Электроэнергия потребленная оборудованием (аппаратно-программный комплекс)</i>		<i>465,78 кВт·час</i>	5,8	2701,5
<i>Печать на листе А4</i>	–	<i>110</i>	<i>1,5</i>	<i>165</i>
<i>Ручка</i>	<i>Cello Writer</i>	<i>1</i>	<i>25</i>	<i>25</i>
<i>Доступ в интернет</i>	–	<i>4 месяца</i>	<i>350</i>	<i>1400</i>
<i>Микроконтроллер</i>	ATmega16A-PU	1	120	120
<i>Операционный усилитель</i>	LM082	2	7,7	15,4
<i>Резистор</i>	чип 0805	9	0,17	1,53
<i>Кв. Резонатор</i>	НС-49S 16,000 МГц	1	10	10
<i>Конденсатор керамический</i>		11	5	55
<i>Трансформатор</i>	ТПГ-2	1	127,12	127,12
<i>Микросхема</i>	FT232RL SSOP28	1	180	180
<i>Микросхема</i>	MAX232EPE, RS232	1	59	59
<i>Диодный мост</i>	RS206	2	10	20
<i>Стабилитрон</i>	L7905CV	1	15	15
<i>Стабилитрон</i>	L7805CV	1	15	15
<i>Конденсатор керамический</i>		11	5	55
<i>Конденсатор электролитический алюминиевый</i>	33 мкФ	2	2	4
<b><i>Всего за материалы</i></b>				<b><i>5937,15</i></b>
<b><i>Транспортно-заготовительные расходы</i></b>				<b><i>237,49</i></b>
<b><i>Итого:</i></b>				<b><i>6174,64</i></b>

Затраты на электроэнергию рассчитываются по формуле:

$$C_{эл} = C_{эл} \cdot P_{ном} \cdot t_{раб} \quad (4.1)$$

Где  $C_{эл} = 5,8$  руб/кВт·ч - промышленный тариф на электроэнергию;

$P_{ном}$ , кВт - номинальная мощность оборудования;

$t_{\text{раб}}$ , - время использования оборудования.

В основу оборудования для исследования входит:

1. Ноутбук –  $P = 50$  Вт;

Аппаратно-программный комплекс в составе:

2. Настольный компьютер -  $P = 300$  Вт;
3. Осциллограф -  $P = 125$  Вт
4. Генератор –  $P = 5000$  Вт
5. Аналоговая паяльная –  $P = 60$  Вт
6. Мультиметр -  $P = 60$  Вт

Суммарная мощность аппаратно-программного комплекса за весь период работы составляет:

$$P_{\text{ном}} = 5545 \text{ Вт.}$$

Время использование ноутбука рассчитывалось из общего времени его использования в течение 135 дней в среднем по 3 часа в день для работы над проектом. Время работы аппаратно-программного комплекса при проведении исследований составило 28 дней в среднем по 3 часа в день, использованных для наладки комплекса, написания программного обеспечения, калибровки измерительных приборов и проведения эксперимента.

Таким образом, затраты на электроэнергию ноутбука рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{эл}} = 5,8 \cdot 0,050 \cdot 540 = 156,6 \text{ руб.} \quad (4.2)$$

Затраты на электроэнергию аппаратно-программного комплекса рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{эл}} = 5,8 \cdot 5,545 \cdot 84 = 2701,5 \text{ руб.} \quad (4.3)$$

*Затраты на амортизационные отчисления на оборудование для научных работ*

В данной исследовательской работе к спецоборудованию, необходимому для проведения экспериментальных работ, относится прибор электромиограф “осциллограф”, “генератор”. Результаты в таблице 4.10.

Таблица 4.10. Расчет затрат по статье «Спецоборудование для научных работ»

№ п/п	Наименование Оборудования	Кол-во единиц оборудования	Цена единицы оборудования, тыс.руб.	Общая стоимость оборудования, тыс.руб.
1	<i>Осциллограф</i>	1	150800	150800
2	<i>Генератор</i>	1	527500	527500
3	<b>Итого по статье С<sub>о</sub></b>			<b>678300</b>

Срок эксплуатации данного оборудования составляет порядка 5 лет, Таким образом затраты на амортизацию оборудования рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{аморт}} = C_{\text{об}} / T \quad (4.4)$$

Где  $C_{\text{об}}$  – стоимость оборудования, руб.;

$T$  – срок службы, дни.

Таким образом затраты на амортизацию оборудования осциллографа:

$$C_{\text{аморт1}} = (150800 / (5 \cdot 247)) = 122,11 \text{ руб/дн.}$$

$$C_{\text{аморт2}} = (527500 / (5 \cdot 247)) = 427,13 \text{ руб/дн.}$$

Оборудование использовалось в течение 28 дней, таким образом, затраты на оборудование:

$$C_{\text{аморт(общ1)}} = 122,11 \cdot 28 = 3419,08 \text{ руб.}$$

$$C_{\text{аморт(общ2)}} = 427,13 \cdot 28 = 11959,51 \text{ руб.}$$

Общие затраты на амортизацию составляют:

$$C_{\text{аморт(общ)}} = 3419,08 + 11959,51 = 15378,59 \text{ руб.}$$

### Основная заработная плата

Статья включает основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением НИИ, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату. Расчет основной заработной платы и баланс рабочего времени приведены в таблицах 4.11 и 4.12.

Таблица 4.11. Расчет основной заработной платы

Исполнители	Зб., руб.	к <sub>р</sub>	З <sub>м</sub> , руб	З <sub>дн</sub> , руб.	T <sub>р</sub> , раб.дн	З <sub>осн.</sub> , руб
<i>Руководитель</i>	26300	1.3	34190	1428,02	7	11424,08
<i>Магистрант</i>	1750	1,3	2275	118,89	135	16050,75

Таблица 4.12. Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	Руководитель	Студент
Количество календарных дней	365	365
Количество нерабочих дней:		
• Выходные дни	118	118
• Праздничные дни		
Потери рабочего времени:		
• Отпуск	56	48
• Больничные		
Действительный годовой фонд рабочего времени	191	199

$$C_{ЗП} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}, \quad (4.5)$$

Где  $Z_{\text{осн}}$ —основная заработная плата;

$Z_{\text{доп}}$ —дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата научного руководителя рассчитывается на основании отраслевой оплаты труда. Отраслевая система оплаты труда в ТПУ предполагает следующий состав заработной платы:

1) оклад—определяется предприятием. В ТПУ оклады распределены в соответствии с занимаемыми должностями, например, ассистент, ст. преподаватель, доцент, профессор.

2) стимулирующие выплаты — устанавливаются руководителем подразделений за эффективный труд, выполнение дополнительных обязанностей и т.д.

Дополнительная заработная плата включает оплату за непроработанное время (очередной и учебный отпуск, выполнение государственных обязанностей, выплата вознаграждений за выслугу лет и т.п.) и рассчитывается исходя из 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы:

$$Z_{\text{доп}} = k_{\text{доп}} Z_{\text{осн}}, \quad (4.6)$$

Где  $Z_{\text{доп}}$ — дополнительная заработная плата, руб.;

$k_{\text{доп}}$ —коэффициент дополнительной зарплаты;  $Z_{\text{осн}}$ —основная заработная плата,руб.

Основная заработная плата руководителя рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}}, \quad (4.7)$$

Где  $Z_{\text{осн}}$ —основная заработная плата одного работника;

$T_{\text{раб}}$ —продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, раб.дн;

$Z_{\text{дн}}$ —среднедневная заработная плата работника, руб.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{дн}} = Z_{\text{м}} \cdot M / F_{\text{д}}, \quad (4.8)$$

Где  $Z_{\text{м}}$ —месячный должностной оклад работника, руб.

$M$ —количество месяцев работы без отпуска в течение года: при отпуске в 48 рабочих дней  $M=10,4$  месяца, 6-дневная неделя;

$F_D$ —действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала за вычетом отпуска и больничных (в рабочих днях).

Основная заработная плата руководителя за период проведения работ (7 рабочих дня) равна:

$$Z_{\text{дн}} = Z_M \cdot M / F_D = 1,3 \cdot 26300 \cdot 10,4 / 191 = 1861,7 \text{ руб};$$

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}} = 1861,7 \cdot 7 = 13031,9 \text{ руб};$$

$$Z_{\text{доп}} = k_{\text{доп}} Z_{\text{осн}} = 0,15 \cdot 13031,9 = 1954,79 \text{ руб};$$

$$C_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}} = 13031,9 + 1954,79 = 14986,69 \text{ руб}.$$

Заработная плата магистра состоит из стипендии. Магистр, выполнивший данную работу, получает стипендию в размере 2275 руб. Основная заработная плата магистранта за период проведения работ (135 рабочих дня) равна:

$$Z_{\text{дн}} = Z_M \cdot M / F_D = 1,3 \cdot 1750 \cdot 10,4 / 199 = 118,89 \text{ руб};$$

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}} = 118,89 \cdot 135 = 16050,75 \text{ руб};$$

$$C_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}} = 16050,75 + 0 = 16050,75 \text{ руб}.$$

#### *Дополнительная заработная плата*

Дополнительная заработная плата рассчитывается исходя из 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы (табл. 4.13).

Таблица 4.13. Расчет заработной платы

Заработная плата	Руководитель	Магистрант
<i>Основная зарплата</i>	13031,9	16050,75
<i>Дополнительная зарплата</i>	1954,79	
<i>Исполнитель</i>	-	
<b>Итого:</b>	14986,69	16050,75

#### *Отчисления на социальные нужды*

Отчисления во внебюджетные фонды входят обязательные отчисления по установленным законодательством Российской Федерации нормам органам государственного социального страхования (ФСС), пенсионного фонда (ПФ) и медицинского страхования (ФФОМС) от затрат на оплату труда работников.

Величина отчислений во внебюджетные фонды определяется исходя из следующей формулы:

$$Z_{внеб} = k_{внеб}(Z_{осн} + Z_{дон}) \quad (4.9)$$

Где  $k_{внеб}$  – коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (пенсионный фонд, фонд обязательного медицинского страхования и пр.).

На 2017 г. в соответствии с гл. 34 Налогового кодекса РФ от 01.01.2017 установлен размер страховых взносов равный 32%.

$$k_{внеб} = k_{пф} + k_c + k_{пн} = 0,32, \quad (4.10)$$

Где  $k_{пф}$  – коэффициент отчислений пенсионный фонд;

$k_{пф}$  – коэффициент отчислений страховых взносов;

$k_{пф}$  – коэффициент отчислений подоходного налога.

Таким образом отчисления во внебюджетные фонды от затраты на оплату труда составили:

$$Z_{внеб.рук} = 0,32 \cdot 14986,69 = 4795,74$$

#### *Накладные расходы*

В эту статью включаются затраты на управление и хозяйственное обслуживание, которые могут быть отнесены непосредственно на конкретную тему. Кроме того, сюда относятся расходы по содержанию, эксплуатации и ремонту оборудования, производственного инструмента и инвентаря, зданий, сооружений и др.

Накладные расходы составляют 12-16 % от суммы основной и дополнительной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы. Их величина определяется последующей формуле:

$$C_{\text{накл}} = (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}) \cdot k_{\text{накл}}, \quad (4.11)$$

Где  $k_{\text{накл}}$  – коэффициент, учитывающий накладные расходы.

$$C_{\text{накл}} = 0,14 \cdot (13031,9 + 1954,79 + 16050,75 + 4795,74) = 9140,98 \text{ руб.}$$

Таблица 4.14. Группировка затрат по статьям

№	Статьи	Стоимость затрат в рублях (руководитель магистрант)
1	<i>Сырье, материалы</i>	6174,64
2	<i>Затраты на амортизацию основного оборудования</i>	15378,59
3	<i>Основная заработная плата</i>	29082,65
4	<i>Дополнительная заработная плата</i>	1954,79
5	<i>Отчисления на социальные нужды</i>	4795,74
5	<i>Накладные расходы</i>	9140,98
6	<b><i>Итого плановая себестоимость</i></b>	<b>66527,39</b>

В ходе выполнения экономической части ВКР были проведены расчеты плановой себестоимости проведения НИОКР и время, необходимое на проведение данной работы. Плановая себестоимость работы составляет 66527,39 руб, основная составляющая которой – материальные затраты.

#### **4.5. Определение ресурсной, финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования**

Эффективность научного ресурсосберегающего проекта включает в себя социальную эффективность, экономическую и бюджетную эффективность. Показатели общественной эффективности учитывают социально-экономические последствия осуществления инвестиционного проекта как для общества в целом, в том числе непосредственные результаты и затраты проекта, так и затраты и результаты в смежных секторах экономики, экологические, социальные и иные внеэкономические эффекты.

Показатели экономической эффективности проекта учитывают финансовые последствия его осуществления для предприятия, реализующего данный проект. В этом случае показатели эффективности проекта в целом характеризуют с экономической точки зрения технические, технологические и организационные проектные решения.

Бюджетная эффективность характеризуется участием государства в проекте с точки зрения расходов и доходов бюджетов всех уровней.

Кроме выше перечисленных видов эффективности можно выделить ресурсный эффект (характеризуется показателями, отражающими влияние инновации на объем производства и потребления того или иного вида ресурса), научно-технический (оценивается показателями новизны и полезности) и др.

Определение эффективности происходит на основе расчета интегрального показателя эффективности научного исследования. Его нахождение связано с определением двух средневзвешенных величин: финансовой эффективности и ресурсоэффективности.

Интегральный показатель финансовой эффективности научного исследования получают в ходе оценки бюджета затрат трех (или более) вариантов исполнения научного исследования (табл. 4.15).

Сравнение значений интегральных показателей эффективности позволяет понять и выбрать более эффективный вариант решения поставленной в магистерской диссертации технической задачи с позиции финансовой и ресурсной эффективности.

Таблица 4.15. Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

ПО Критерии	Весовой коэффициент параметра	Текущий проект	Аналог 1	Аналог 2
<i>Удобство в эксплуатации</i>	0,1	5	5	5
<i>Простота эксплуатации</i>	0,15	4	5	5
<i>Уровень шума</i>	0,15	4	5	5
<i>Время экспозиции</i>	0,2	4	5	4
<i>Надежность прибора</i>	0,25	4	5	5
<i>Возможность подключения в сеть ЭВМ</i>	0,15	5	5	5
<b>Итого:</b>	<b>1</b>	<b>4,25</b>	<b>5,0</b>	<b>4,8</b>

Интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов исполнения объекта исследования можно определить следующим образом:

$$I_m^a = \sum_{i=1}^n a_i \cdot b_i^a ; I_p^a = \sum_{i=1}^n a_i \cdot b_i^p, \quad (4.12)$$

где  $I_{mi}$  – интегральный показатель ресурсоэффективности для  $i$ -го варианта исполнения разработки;

$a_i$  – весовой коэффициент  $i$ -го варианта исполнения разработки;

$b_i^a, b_i^p$  – балльная оценка  $i$ -го варианта исполнения разработки,

устанавливается экспертным путем по выбранной шкале оценивания;

$n$  – число параметров сравнения.

$$I_{\text{тп}} = 5 \cdot 0,1 + 4 \cdot 0,15 + 4 \cdot 0,15 + 4 \cdot 0,2 + 4 \cdot 0,25 + 5 \cdot 0,15 = 4,25;$$

$$\text{Аналог 1} = 5 \cdot 0,1 + 5 \cdot 0,15 + 5 \cdot 0,15 + 5 \cdot 0,2 + 5 \cdot 0,25 + 5 \cdot 0,15 = 5,0;$$

$$\text{Аналог 2} = 5 \cdot 0,1 + 5 \cdot 0,15 + 5 \cdot 0,15 + 4 \cdot 0,2 + 5 \cdot 0,25 + 5 \cdot 0,15 = 4,8.$$

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_i}{\Phi_{\text{max}}}, \quad (4.13)$$

где  $\Phi_i$  – стоимость  $i$ -го варианта исполнения;

$\Phi_{\text{max}}$  – максимальная стоимость исполнения научно-исследовательского проекта (в т.ч. аналоги).

$$I_{\Phi}^p = \frac{\Phi_p}{\Phi_{\text{max}}} = \frac{66527,39}{75000} = 0,88; \quad I_{\Phi}^{a1} = \frac{\Phi_{a1}}{\Phi_{\text{max}}} = \frac{60000}{75000} = 0,8;$$

$$I_{\Phi}^{a2} = \frac{\Phi_{a2}}{\Phi_{\text{max}}} = \frac{75000}{75000} = 1$$

Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки ( $I_{\text{финр}}^p$ ) и аналога ( $I_{\text{финаi}}^{ai}$ ) определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$I_{\text{финр}}^p = \frac{I_m^p}{I_{\text{финр}}^p}; \quad I_{\text{финаi}}^{ai} = \frac{I_m^{ai}}{I_{\text{финаi}}^{ai}}; \quad (4.14)$$

$$I_{\text{финр}}^p = \frac{4,25}{0,89} = 4,78; \quad I_{\text{финр}}^{a1} = \frac{5}{0,8} = 6,25; \quad I_{\text{финр}}^{a2} = \frac{4,8}{1} = 4,8$$

Сравнение интегрального показателя эффективности текущего проекта и аналогов позволит определить сравнительную эффективность проекта.

Сравнительная эффективность проекта:

$$\mathcal{E}_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^p}{I_{\text{финаi}}^{ai}} \quad (4.15)$$

В таблице 4.16 представлен расчет сравнительной эффективности разработанного проекта.

Таблица 4.16. Сравнительная эффективность анализа

№	Показатели	Аналог 1	Аналог 2	Разработка
1	<i>Интегральный финансовый показатель разработки</i>	0,80	1	0,9
2	<i>Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки</i>	5	4,8	4,25
3	<i>Интегральный показатель эффективности</i>	6,25	4,8	4,78
4	<i>Сравнительная эффективность вариантов исполнения</i>	1,25	1	1,12

Данные таблицы показывают, что текущий вариант исполнения проекта имеет свои недостатки, но, несмотря на это, она имеет хорошие показатели финансовой и ресурсной эффективности.

Система, используемая в работе, имеет более низкую стоимость оборудования, а также позволяет получить наибольшее количество результатов, за счет простоты в использовании аппаратуры.

Таким образом, итоговая себестоимость НИР составила 66527,39рублей, в течение времени составило 135 календарных дней.

## **5. Социальная ответственность**

В Уставе Международной организации труда (МОТ) излагается принцип защиты трудящихся от болезней, заболеваний и травм, возникающих в результате их трудоустройства. Но для миллионов работников реальность совершенно иная. По оценкам, ежегодно от несчастных случаев на производстве и болезней умирает 2,3 миллиона человек. Более 160 миллионов человек страдают от профессиональных заболеваний и заболеваний, связанных с работой, а число несчастных случаев, не связанных со смертельным исходом, составляет 313 миллионов в год. Страдания, вызванные такими несчастными

случаями и болезнями для работников и их семей, неисчислимы. В экономическом плане МОТ подсчитала, что более 4% годового ВВП мира теряется вследствие несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний. Работодатели сталкиваются с дорогостоящим досрочным выходом на пенсию, потерей квалифицированного персонала, прогулами и высокими страховыми взносами из-за несчастных случаев на производстве и болезней. Тем не менее многие из этих трагедий можно предотвратить с помощью внедрения эффективных методов предупреждения, отчетности и инспекций. Стандарты МОТ в области безопасности и гигиены труда обеспечивают важнейшие инструменты для правительств, работодателей и работников в области разработки такой практики и обеспечения максимальной безопасности на работе.

Таким образом, весь персонал строго соблюдать законодательство об охране труда и должен знать основные понятия охраны труда.

Охрана труда – это система законодательных, социально-экономических, организационных, технологических, гигиенических и лечебно-профилактических мероприятий и средств, обеспечивающих безопасность, сохранение здоровья и работоспособности человека в процессе труда.

Введены правила охраны труда и техники безопасности для предупреждения несчастных случаев, обеспечения безопасных условий труда для обязательных рабочих, руководящий, инженеров и техников.

Согласно, опасным производственным фактором называется производственный фактор, воздействие которого в определенных условиях приводят к травме или другому внезапному, резкому ухудшению здоровья [].

Вредным производственным фактором называется производственный фактор, воздействие которого на работающего, в определенных условиях, приводит к заболеванию или снижению трудоспособности [].

Весь персонал должен знать и строго соблюдать правила техники безопасности. Обучение персонала технике безопасности и производственной санитарии состоит из вводного инструктажа и инструктажа на рабочем месте ответственным лицом.

Проверка знаний о правилах безопасности проводится квалификационной комиссией после обучения на рабочем месте. Проверяемому, присваивается квалификационная группа по технике безопасности, соответствующая его знаниям и опыту работы и выдается специальный сертификат.

### **5.1. Анализ опасных и вредных производственных факторов**

Производственные условия на рабочем месте характеризуются наличием опасных и вредных факторов, которые классифицируются по группам элементов: физические, химические, биологические, психофизиологические (таб. 5.1).

На инженера, работа которого связана с моделированием на компьютере, воздействуют следующие факторы:

*Физические:*

- температура и влажность воздуха;
- шум;
- статическое электричество;
- электромагнитное поле низкой чистоты;
- освещённость;
- наличие излучения;

*Психофизиологические.*

Психофизиологические опасные и вредные производственные факторы, делятся на: физические перегрузки (статические, динамические) и нервно-психические перегрузки (умственное перенапряжение, монотонность труда, эмоциональные перегрузки).

Таблица 5.1. Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	ФАКТОРЫ ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
НИ ТПУ ФТИ кафедра «Прикладная физика», на работе ПК		Электрический ток	ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность
	Воздействие радиации (ВЧ,УВЧ,СВЧ и т.д.)		СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы»

## **5.2. Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния при работе на ПЭВМ**

### **5.2.1 Организационные мероприятия**

Весь персонал обязан знать и строго соблюдать правила техники безопасности. Обучение персонала технике безопасности и производственной санитарии состоит из вводного инструктажа и инструктажа на рабочем месте ответственным лицом.

Проверка знаний правил техники безопасности проводится квалификационной комиссией после обучения на рабочем месте. Проверяемому, присваивается соответствующая его знаниям и опыту работы квалификационная группа по технике безопасности и выдается специальное удостоверение.

Лица, обслуживающие электроустановки не должны иметь увечий и болезней, мешающих производственной работе. Состояние здоровья устанавливается медицинским освидетельствованием.

## 5.2.2 Технические мероприятия

Рациональная планировка рабочего места предусматривает четкий порядок и постоянство размещения предметов, средств труда и документации. То, что требуется для выполнения работ чаще должно располагаться в зоне легкой досягаемости рабочего пространства (рис. 5.1).

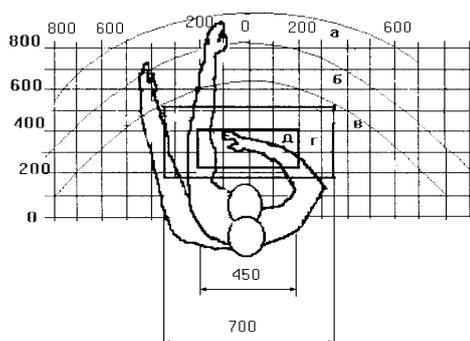


Рисунок 5.1 - Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости:

а - зона максимальной досягаемости рук; б - зона досягаемости пальцев при вытянутой руке;

в - зона легкой досягаемости ладони; г - оптимальное пространство для грубой ручной работы; д - оптимальное пространство для тонкой ручной работы.

Оптимальное размещение предметов труда и документации в зонах досягаемости рук: дисплей размещается в зоне а (в центре); клавиатура - в зоне г/д; системный блок размещается в зоне б (слева); принтер находится в зоне а (справа); документация : в зоне легкой досягаемости ладони – в (слева) – литература и документация, необходимая при работе; в выдвижных ящиках стола – литература, не используемая постоянно.

При проектировании письменного стола должны быть учтены следующие требования.

Высота рабочей поверхности стола рекомендуется в пределах 680-800 мм. Высота рабочей поверхности, на которую устанавливается клавиатура, должна быть 650 мм. Рабочий стол должен быть шириной не менее 700 мм и длиной не

менее 1400 мм. Должно иметься пространство для ног высотой не менее 600 мм, шириной – не менее 500 мм, глубиной на уровне колен – не менее 450 мм и на уровне вытянутых ног – не менее 650 мм.

Рабочее кресло должно быть подъёмно-поворотным и регулируемым по высоте и углам наклона сиденья и спинки, а так же расстоянию спинки до переднего края сиденья. Рекомендуется высота сиденья над уровнем пола 420-550 мм. Конструкция рабочего кресла должна обеспечивать: ширину и глубину поверхности сиденья не менее 400 мм; поверхность сиденья с заглублённым передним краем.

Монитор должен быть расположен на уровне глаз оператора на расстоянии 500-600 мм. Согласно нормам угол наблюдения в горизонтальной плоскости должен быть не более 45 градусов к нормали экрана. Лучше если угол обзора будет составлять 30 градусов. Кроме того должна быть возможность выбирать уровень контрастности и яркости изображения на экране.

Должна предусматриваться возможность регулирования экрана:

- по высоте +3 см;
- по наклону от 10 до 20 градусов относительно вертикали;
- в левом и правом направлениях.

Клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии 100-300 мм от края. Нормальным положением клавиатуры является её размещение на уровне локтя оператора с углом наклона к горизонтальной плоскости 15 градусов. Более удобно работать с клавишами, имеющими вогнутую поверхность, четырёхугольную форму с закруглёнными углами. Конструкция клавиши должна обеспечивать оператору ощущение щелчка. Цвет клавиш должен контрастировать с цветом панели [].

### **5.2.3. Условия безопасной работы**

Основные параметры, характеризующие условия труда это: микроклимат, шум, вибрация, электромагнитное поле, излучение, освещённость.

Воздух рабочей зоны (микроклимат) производственных помещений определяют следующие параметры: температура, относительная влажность, скорость движения воздуха. Оптимальные и допустимые значения характеристик микроклимата приведены в таблице 5.2.

Таблица 5.2. Оптимальные и допустимые параметры микроклимата

Период года	Температура, °С	Относительная влажность, %	Скорость движения воздуха, м/с
Холодный и переходный	23-25	40-60	0,1
Тёплый	23-25	40	0,1

К мероприятиям по оздоровлению воздушной среды в производственном помещении относятся: правильная организация вентиляции и кондиционирования воздуха, отопление помещений. Вентиляция может осуществляться естественным и механическим путём. В помещение должны подаваться следующие объёмы наружного воздуха: при объёме помещения до 20 м<sup>3</sup> на человека – не менее 30 м<sup>3</sup> в час на человека; при объёме помещения более 40 м<sup>3</sup> на человека и отсутствии выделения вредных веществ допускается естественная вентиляция.

Система отопления должна обеспечивать достаточное, постоянное и равномерное нагревание воздуха. В помещениях с повышенными требованиями к чистоте воздуха должно использоваться водяное отопление. Параметры микроклимата в используемой лаборатории регулируются системой центрального отопления, и имеют следующие значения: влажность – 40%, скорость движения воздуха – 0,1 м/с, температура летом – 20-25 °С, зимой – 13-15 °С. В лаборатории осуществляется естественная вентиляция. Воздух поступает и удаляется через щели, окна, двери. Основной недостаток такой вентиляции в том, что приточный воздух поступает в помещение без предварительной очистки и нагревания.

Шум и вибрация ухудшают условия труда, оказывают вредное воздействие на организм человека, а именно, на органы слуха и на весь организм через центральную нервную систему. В результате этого ослабляется внимание,

ухудшается память, снижается реакция, увеличивается число ошибок при работе. Шум может создаваться работающим оборудованием, установками кондиционирования воздуха, осветительными приборами дневного света, а также проникать извне. При выполнении работы на ПЭВМ уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБ.

Работа выполнялась на ПЭВМ “Intel Celeron CPU 2,66 ГГц, 1,00 Гб ОЗУ” и мониторе “LG Flatron L1952S”. Как любые электрические приборы, видеотерминалы (ВДТ) и системные блоки производят электромагнитное излучение. Большая часть его происходит не от экрана монитора, а от видеокабеля и системного блока. В портативных компьютерах практически все электромагнитное излучение идет от системного блока, расположенного под клавиатурой. Современные машины выпускаются заводом-изготовителем со специальной металлической защитой внутри системного блока для уменьшения фона электромагнитного излучения.

Согласно, напряженность электромагнитного поля на расстоянии 50 см вокруг экрана по электрической составляющей должна быть не более:

- в диапазоне частот 5Гц-2кГц – 25В/м;
- в диапазоне частот 2кГц-400кГц – 2,5В/м.

Плотность магнитного потока должна быть не более:

- в диапазоне частот 5Гц-2кГц – 250нТл;
- в диапазоне частот 2кГц-400кГц – 25нТл.

Существуют следующие способы защиты от ЭМП:

- увеличение расстояния от источника (экран должен находиться на расстоянии не менее 50 см от пользователя);
- применение приэкранных фильтров, специальных экранов и других средств индивидуальной защиты.

При работе с компьютером источником ионизирующего излучения является дисплей. Под влиянием ионизирующего излучения в организме может происходить нарушение нормальной свертываемости крови, увеличение хрупкости кровеносных сосудов, снижение иммунитета и др. Доза облучения

при расстоянии до дисплея 20 см составляет 50 мкР/час. По нормам конструкция ЭВМ должна обеспечивать мощность экспозиционной дозы рентгеновского излучения в любой точке на расстоянии 0,05 м от экрана не более 100 мкР/час.

Утомляемость органов зрения может быть связана как с недостаточной освещенностью, так и с чрезмерной освещенностью, а также с неправильным направлением света.

### **5.3. Электробезопасность**

Электрические установки представляют для человека большую потенциальную опасность, которая усугубляется тем, что органы чувств человека не могут на расстоянии обнаружить наличие электрического напряжения на оборудовании.

В зависимости от условий в помещении опасность поражения человека электрическим током увеличивается или уменьшается. Не следует работать с ЭВМ в условиях повышенной влажности (относительная влажность воздуха длительно превышает 75%), высокой температуры (более 35°C), наличии токопроводящей пыли, токопроводящих полов и возможности одновременного прикосновения к имеющим соединение с землёй металлическим элементам и металлическим корпусом электрооборудования. Оператор ЭВМ работает с электроприборами: компьютером (дисплей, системный блок и т.д.) и периферийными устройствами. Существует опасность электропоражения в следующих случаях:

- при непосредственном прикосновении к токоведущим частям во время ремонта ЭВМ;
- при прикосновении к нетоковедущим частям, оказавшимся под напряжением (в случае нарушения изоляции токоведущих частей ЭВМ);
- при прикосновении с полом, стенами, оказавшимися под напряжением;
- при коротком замыкании в высоковольтных блоках: блоке питания и блоке дисплейной развёртки.

Мероприятия по обеспечению электробезопасности электроустановок.

Отключение напряжения с токоведущих частей, на которых или вблизи которых будет проводиться работа, и принятие мер по обеспечению невозможности подачи напряжения к месту работы, вывешивание плакатов, указывающих место работы, заземление корпусов всех установок через нулевой провод, покрытие металлических поверхностей инструментов надежной изоляцией, недоступность токоведущих частей аппаратуры (заклучение в корпуса электропоражающих элементов, заклчение в корпус токоведущих частей).

#### **5.4. Пожарная и взрывная безопасность**

Согласно, в зависимости от характеристики используемых в производстве веществ и их количества, по пожарной и взрывной опасности помещения подразделяются на категории А, Б, В, Г, Д. Так как помещение по степени пожаровзрывоопасности относится к категории В, т.е. к помещениям с твердыми сгорающими веществами, необходимо предусмотреть ряд профилактических мероприятий.

Возможные причины загорания:

- неисправность токоведущих частей установок;
- работа с открытой электроаппаратурой;
- короткие замыкания в блоке питания;
- несоблюдение правил пожарной безопасности;
- наличие горючих компонентов: документы, двери, столы, изоляция кабелей и т.п.

Мероприятия по пожарной профилактике разделяются на: организационные, технические, эксплуатационные и режимные.

Организационные мероприятия предусматривают правильную эксплуатацию оборудования, правильное содержание зданий и территорий, противопожарный инструктаж рабочих и служащих, обучение

производственного персонала правилам противопожарной безопасности, издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации.

К техническим мероприятиям относятся: соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения, правильное размещение оборудования.

К режимным мероприятиям относятся, установление правил организации работ, и соблюдение противопожарных мер. Для предупреждения возникновения пожара от коротких замыканий, перегрузок и т. д. необходимо соблюдение следующих правил пожарной безопасности:

- исключение образования горючей среды (герметизация оборудования, контроль воздушной среды, рабочая и аварийная вентиляция);
- применение при строительстве и отделке зданий негорючих или трудно сгораемых материалов;
- правильная эксплуатация оборудования (правильное включение оборудования в сеть электрического питания, контроль нагрева оборудования);
- правильное содержание зданий и территорий (исключение образования источника воспламенения - предупреждение самовозгорания веществ, ограничение огневых работ);
- обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности;
- издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации;
- соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения;
- правильное размещение оборудования;
- своевременный профилактический осмотр, ремонт и испытание оборудования [].

При возникновении аварийной ситуации необходимо:

1. Сообщить руководству (дежурному).

2. Позвонить в соответствующую аварийную службу или МЧС – тел. 112.
3. Принять меры по ликвидации аварии в соответствии с инструкцией.

## **Заключение**

В процессе данной работы был разработан бесконтактный электромиограф на емкостной связи для регистрации изменений биопотенциала мышц и нервов.

Проведены исследования характеристик макета. Измерения показали что частотные характеристики находится в необходимом диапазоне 0,1-300 Гц . Измерение на стабильность выходного сигнала показало что выходное напряжение изменяется не значительно что говорит о стабильности его работы

Измерения показали что, сгибание большого пальца приводит к появлению биосигнала. Полученные результаты подтверждают его работоспособность.

Основные преимущества прибора :

1. Прибор позволяет проводить исследования через изоляционный материал, что дает несомненные преимущества, например, при наличии обширных ожогов, когда необходимо контролировать электрические сигналы с тела.
2. Не нуждается в использовании проводящего геля, что исключает возможные замыкания из за протечки или высыхания при длительном обследовании.
3. Благодаря малогабаритности и при правильном прикреплении к телу пациента дает возможность проводить исследования даже при приложении физических нагрузок.

## Список литературы

1. E. N. Marieb, "10: The Muscular System," in *Anatomy & Physiology*. 5th ed, Boston, Pearson.
2. J. Basmajian and C. De Luca, *Muscles Alive* (5th edition), Baltimore, MD: Williams and Wilkins. – 1985.
3. P. Liu, D. R. Brown, F. Martel, D. Rancourt and E. A. Clancy, "EMG-to-force Modeling for Multiple Fingers," in *Proc. of Bioengineering Conference (NEBEC)* – New York, Troy, 2011 IEEE 37th Annual Northeast.
4. E. A. Clancy, E. L. Morin and R. Merletti, "Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography," *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2002. – vol. 12, no. 1, – pp. 1-16.
5. R. A. R. C. Gopura, D. S. V. Bandara, J. M. P. Gunasekara and T. S. S. Jayawardane, "Chapter 12: Recent Trends in EMG-Based Control Methods for Assistive Robots," in *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research* – 2013.
6. C. J. De Luca, A. Adam, R. Wotiz, L. D. Gilmore and S. H. Nawab, "Decomposition of Surface EMG Signals," *J Neurophysiol*. – 2006. – vol. 96. – pp. 1646-1657.
7. A. Young, L. J. Hargrove and T. A. Kuiken, "The Effects of Electrode Size and Orientation on the Sensitivity of Myoelectric Pattern Recognition Systems to Electrode Shift," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2011. – pp. 2537-544.
8. H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug and G. Rau, "Development of Recommendations for sEMG Sensors and Sensor Placement Procedures," *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2000. – vol. 10. – pp. 361-74.
9. Carlo J. DeLuca, "Surface Electromyography: Detection and Recording," *DelSys Incorporated*, Boston, MA, USA, 2002.
10. M. A. Oskoei and H. Hu, "Myoelectric control systems - a survey," *Elsevier - Biomedical Signal Processing and Control*. – October 2007. – vol. 2, no. 4. – pp. 275-294.

11. K. Englehart and B. Hudgins, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," IEEE Trans. Biomed. – 2003. Eng. – vol. 52, no. 11. – pp. 848-854.
12. Павлова О.Н., Павлов А.Н., “Регистрация и предварительный анализ сигналов с помощью измерительного комплекса МР100: Учебное пособие”. – 2008. – с. 46.
13. Федюкович Н.И., “Анатомия и физиология человека”. – Ростов-на-Дону “Феникс”, 2003.
14. Н.А. Гаврикова, Л.Р. Тухватулина, И.Г. Видяев, “Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение”. – Издательство Томского политехнического университета, 2014.
15. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность.
16. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы».

## Приложение А

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM51	Сайран Асемжан		

Консультант кафедры ПФ

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель, каф.ПФ	Веригин Д.А.			

Консультант – лингвист кафедры ИЯ ФТИ

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ИЯ ФТИ	Емельянов И.Л.	к.с.н., доцент		

## Contents

Introduction **Ошибка! Закладка не определена.**

1. Bioelectric fundamentals of electromyography. 8

1.1 Origin of the electromyogram Signal 8

2. Development of the device and discussion of the results **Ошибка! Закладка не определена.** 10

2.1 Selection and calculation of components **Ошибка! Закладка не определена.** 11

## **Introduction**

For the study of the muscular system, a method called electromyography (EMG) is used, which consists of the recording the electrical potentials of the muscles. If the muscle is in the maximum possible relaxation, then usually bioelectric activity is absent. With small muscle contractions, oscillations occur, the amplitude of which reaches 100-150  $\mu\text{V}$ . However, an arbitrary maximum muscle contraction leads to different values of the potential in different people and can reach normal values of 1 to 4 mV.

Using a non-contact sensor eliminates the need for good electrical contact with the skin. Such a sensor works by the presence of a capacitive coupling between the electrode and the body, and in this case it becomes possible to carry out measurements through clothing. A reliable sensor for measuring electromyograms should have the following qualities:

- do not consume current from the body to be safe;
- have a very high input impedance;
- have a very small level of noise;
- be relatively inexpensive;
- have biocompatibility.

Such a sensor can be located at a distance from the body or make physical contact with it through an insulating bio-neutral material. The serious advantages of such sensors are manifested when measured in places of extensive burns, when it is necessary to monitor electrical signals from the body.

## **1. Bioelectric fundamentals of electromyography**

### **1.1. Principle of recording the electromyogram**

The electrical activity of muscles can be divided into spontaneous and activity, caused by an internal volitional impulse or caused by an external artificial impulse action. External impact can be mechanical or electrical, for example, a hammer blow to the muscle tendon. Electromyogram is a curve that records the electrical activity of muscles. For this purpose, a special device is used - the electromyograph, which records the change in the time of the potential difference. In 1884, Vvedensky first recorded rhythmic processes in the electrical activity of human muscles. For this, he used a telephone device, and in 1907 Pip-Per using a stringed galvanometer managed to register the potential of action in the muscles of the human forearm. Starting from the 30 - 40 years of the 20th century, intensive study of electromyograms begins.

For single exposure, the muscle reacts with a single contraction. Three phases can be distinguished:

1. Latent period (2-3 to 10 ms), lasting from the moment of application of stimulation to the beginning of contraction;
2. The phase of shortening or contraction (40-50 ms);
3. Relaxation phase (about 50 ms).

The very principle of recording an electromyogram is similar to recording an EEG electroencephalogram or an electrocardiogram ECG. The experimental setup includes electrodes that records the potentials of the muscle, then amplifies these potentials and finally, the recording device.

## **1.2. Types of electromyography**

The following types of electromyography can be distinguished:

1. Electromyography using needle electrodes, which are injected into the muscle;
2. Electromyography using skin electrodes;
3. Stimulation electromyography.

In the first case, the electrodes detect changes in the potential in individual fibers or in a group of fibers. When using skin electrodes, the total electromyogram will be recorded. In this case, the registered electrical activity will reflect the number of active motor units at a given time, as well as the frequency of generation of the potential in each unit, which in turn reflects the degree of synchronization of the generated excitation. With an increase in the degree of synchronization, the amplitude of action potentials increases, and the frequency decreases. Desynchronization occurs in the case of a large number of small oscillations, while the number of waves having a large amplitude decreases simultaneously. As the muscle fatigues, the amplitude of action potentials increases, and their frequency decreases. This fact may indicate a growing fatigue. A high degree of synchronization is noted in the presence of maximum loads on the muscle, which then at the end of retaining the force and subsequent development of fatigue, goes into desynchronization, in this case the amplitude of action potentials decreases.

Stimulation methods are used in electromyography quite often. At the same time, due to the cutaneous electrodes applied to the motor points, the muscles are stimulated, followed by recording and analyzing the response to this effect. The type of electrode required is selected depending on the purpose of the experiments. In order to increase the conductivity of the skin, a special gel (or electrode paste) is applied to its surface.

The EMG signal is difficult to analyze visually, since it has a noise character with a wide spectrum. Therefore, the methods of computer signal processing are widely used. The presence of a large number of high-frequency components in the electromyography was obtained in this way. Therefore, for registration of EMG

signals, it is necessary to use a sufficiently wide frequency range: the upper band of this range is 10-20 kHz, and the lower band is limited at the level of 2-10 Hz.

For example, the flexor muscle of a human finger has a characteristic frequency of 113 Hz. The maximum frequency of synchronous response when stimulating individual motor nerve fibers of the frog is - 300 Hz, the optimum frequency is 75-150 Hz; Muscle fibers - 150 Hz, the optimal - 20-50 Hz. The maximum pulse frequency in the motor nerves of warm-blooded animals is more than 1 kHz. Since different muscle fibers have different properties, the result is superposition. With increasing value of the reduction, the frequency of pulses increases. The maximum frequency of contractions is able to reach a value of 160-190 Hz, but in the case of muscle fatigue this value decreases.

The electromyogram contains important information not only about the state of the individual muscle, but also about the state of the central nervous system (the spinal cord and the brain) that controls all the muscles. This is due to the fact that by sending signals to the muscles, the brain controls the motor functions.

EMG is often used in physiology to study the motor functions of humans and animals, in studies aimed at fatigue, as well as in solving many other problems. When conducting electrodynamic studies of motion, external electrodes are often used, which are fixed above the muscle, the characteristics of which need to be measured. Then, using a multichannel electromyography, several electromyography of several muscles are recorded simultaneously.

The potential for the action of mimic muscles is usually recorded during psychological research. Specificity of speech can be investigated by analyzing the potentials of the lower lip. Registration of speech electromyograms, which represent the recording of action potentials generated by speech muscles, helped to show that the mechanism of "internal" speech works using the feedback principle. If you want to pronounce the sound, the nerve fibers set in motion the speech organs, and then in the subsequent vibrations of the tongue, lips, larynx affect the brain. It should be noted that in the electric indicators, the corresponding processes of so-called (silent speech) were

also reflected. In this case, the dependence of the words, which are pronounced to themselves and the emerging potentials of the muscles of the vocal cords, is found.

At present, electrophysiological methods for measuring the motor function of smooth muscles of internal organs are increasingly being introduced into medical practice.

The presence of various types of prosthetic limbs: cosmetic, traction, bioelectric and others leads to the need to solve additional problems. The most important of these criteria is the effectiveness of the prosthesis - ease and naturalness of management. In this case, the most optimal are bioelectric prostheses, which allow the use of physiological signals to control the movements of the limbs of healthy people. However, as it turned out, such systems have a deficit of input control information. To solve this problem, electrodes are implanted directly into the peripheral nerve, then, by recording the electrical control signals from them, this problem is solved quite easily.

At present, the intensive development of micro - processing technologies has made it possible to create several types of devices for implantation - microelectrode arrays, which are designed for long-term introduction into the human nervous system, as well as the development of a reliable and safe physiological connection with the necessary amount of nerve fibers.

When developing such biologically controlled prostheses, the main task is the need to determine the method of extraction of data on the patient's phantom displacement, during which the implanted or surface electrodes of the stump form the impulses supplied to the amplifier due to the electrical activity of the muscles, which makes it possible to obtain characteristics and the type of movement being performed. Then such quantities are processed for conversion into necessary control signals for the movement of the actuator of the artificial limb.

It is quite obvious that for the creation of high-quality prosthesis using biological or neuro-electrical control it is necessary to have a qualitative and stable signal. Therefore, the primary task in the development of such prostheses is the development

of a biopotential amplifier, the determination of a reliable electrode device and the method of their application, and the finding of the necessary attachment or implantation sites.

The main problem during the design of the biopotential amplifier is a small amplitude of electromyographic signals, which for a healthy person during a maximum muscle contraction is  $20 \mu\text{V} - 2 \text{ mV}$ . It should be taken into account that the kind of useful signal can be distorted due to the superimposition of noise, the amplitude of which is usually much higher than the EMG signal itself. In addition, the frequency of power interference (50 Hz) has the greatest effect on the recorded signal in the frequency range of 20 – 500 Hz. If there is a large distance between the electrodes, the possibility of noise in the useful signal is increased, which is associated with the generation of noise in the connecting wires. The next serious difficulty arises from the appearance of crosstalk from a neighboring muscle group. If the electrocardiogram is recorded simultaneously, then its effect on the shape of the electromyogram is possible.

Thus, the main task in this case is the maximum attenuation of the mutual influence of the electrical activity of neighboring muscles. Since the prosthesis is a wearable device, it is constantly affected by the environment: the presence of sweat on the skin of a disabled person leads to a deterioration of its contact with the electrodes, it is also possible the appearance of a mechanical effect on the electrodes. In addition, one should take into account the effect of polarization of electrodes, the presence of high impedance of the skin, the reliability of electrode attachment, etc. Due to the fact that the amplitude of the EMG signal is different for different people and for different types of muscles, it is necessary to choose the adjustment of the gain of the amplifier in a sufficiently wide range.

Accurate registration of the potential is carried out by direct contact of the sensor with the body. In this case, an electroconductive gel is introduced between the sensor and the skin. Although the presence of the gel leads to a significant improvement in the quality of contact, this can lead to serious shortcomings. The gel is able to spread over the surface of the body, resulting in a short circuit between the sensors. The next

disadvantage of using the gel is the inability to perform long-term measurements, since the gel can dry out. The presence of the gel in contact does not allow the organization of dynamic measurements, that is, when the patient is physically stressed.

To overcome these limitations, many attempts have been made to exclude the contact of the sensor with the skin. One such option is the use of superconducting magnetic systems. Such systems have high sensitivity and allowed to increase the distance to measure the potential to several centimeters from the body. However, for the use of such systems, cryogenic temperatures have to be used, they are quite expensive and considerable effort is required to ensure good shielding.

### 1.3. Origin of the electromyogram Signal

Body movement is a result of muscle contraction [1]. As shown in figure 1, the type of contraction depends on the muscle tension (force exerted on an object) and load (opposing force exerted on muscle by an object). In an isotonic contraction, the (fixed) muscle tension overcomes the load and muscle shortening occurs (e.g., lifting a suitcase). In an isometric contraction, tension is developed but a load is not moved (e.g. pushing against a wall). During this kind of contraction the maximum tension for the muscle in use can be reached, but the muscle only shortens slightly from applying tension to tendons and ligaments.

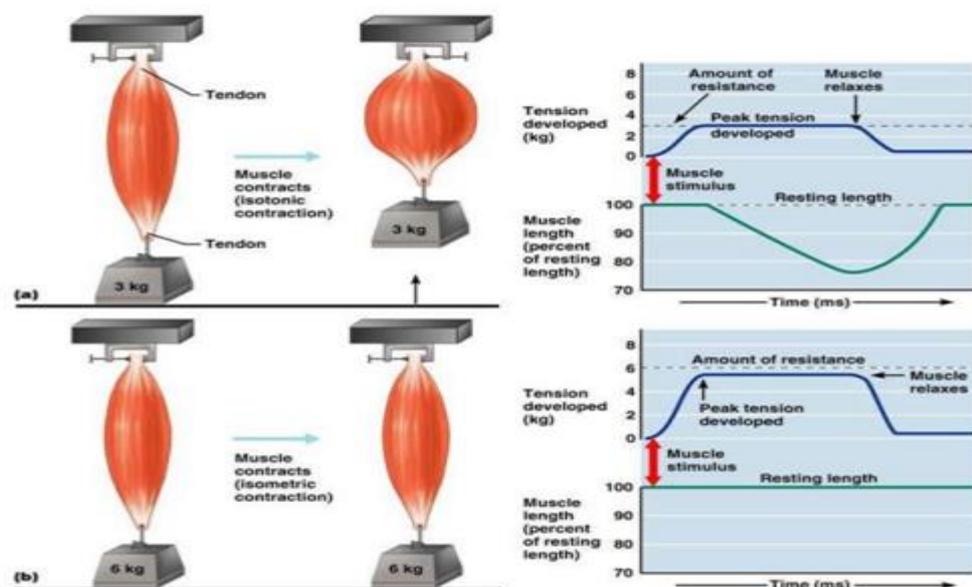


Figure 1: Illustration of isotonic and isometric contractions [1].

For the development of prosthetics and assistive orthoses, voluntary movements such as grasping an object are of concern. Skeletal muscles are the only muscles in the body that can be controlled voluntarily. They do so with varying force and different periods of time, both of which are defined by the function of the motor unit.

Motor units are composed of muscle fibers (elongated muscular cells) and a motor neuron. When stimulated, a motor neuron produces an electrical impulse that transmits down the length of its axon causing all muscle fibers innervated by the neuron to contract. This stimulation results in the depolarization of each muscle fiber, which propagates in both directions along the fibers [2]. This action potential, due to ion movement, generates an electromagnetic field around the muscle fibers – referred to as a motor unit action potential (MUAP).

Motor units can be composed of between four and several hundred muscle fibers, for the purposes of fine (e.g. eye movements) and coarse (e.g. weight bearing muscles) control, respectively. Since muscle fibers in a motor unit are randomly distributed across a muscle, the stimulation of one motor unit causes a weak contraction of the whole muscle. The depolarization of individual muscle fibers overlaps in time. Thus, any one MUAP is a spatial-temporal superposition of individual action potentials from each muscle fiber, as depicted in figure 2.

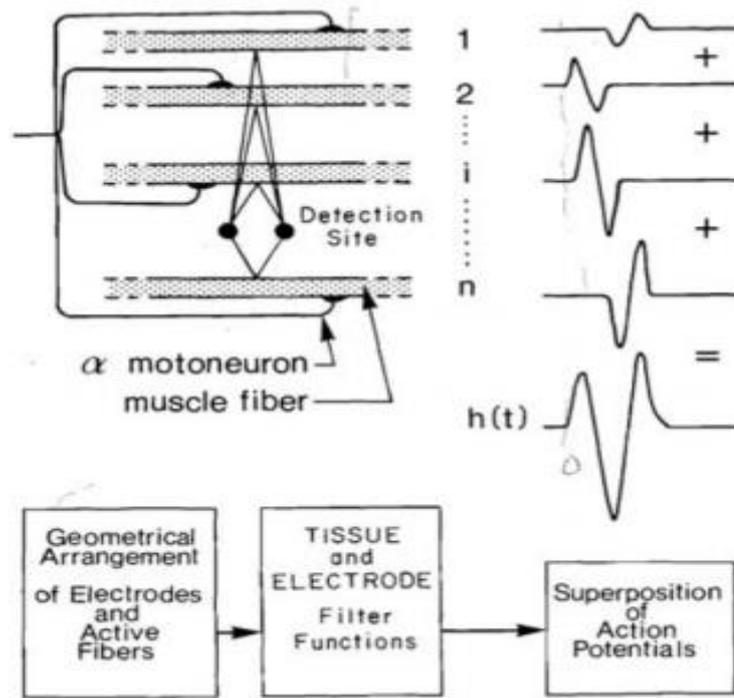


Figure 2: Schematic representation of generation of motor unit action potential (MUAP) [2].

Any portion of a muscle may contain muscle fibers belonging to 20-50 motor units. During muscle contraction, multiple motor units are repeatedly stimulated. These stimulations typically occur asynchronously to facilitate smooth movements and delay muscle fatigue. This excitation pattern results in a sequence of MUAPs called a motor unit action potential train (MUAPT).

The sum of overlapping MUAPTs and the way in which the motor units discharge results in the surface EMG signal resembling a zero-mean random stochastic process with a standard deviation proportional to the number of active motor units and their rate of activation [3]. Such a signal can be expressed by the formula:

$$s(t) = \sum_j MUAPT_j(t) + n(t) = \sum_j \sum_i k_j f\left(\frac{t - \theta_{ij}}{\alpha_j}\right) + n(t)$$

Where  $k_j$  - an amplitude factor for the  $j$ th motor unit;

$f$  - shape of the action potential discharge;

$\theta_{ij}$  - time at which the MUAP occurs;

$\alpha_j$  is a scaling factor, and  $n(t)$  is additive noise.

The surface EMG signal is dependent on the level and duration of the contraction, the state of the contraction (static or dynamic), fatigue, and sweat from the skin. The maximum level that a skeletal muscle can contract to is referred to as maximum voluntary contraction (MVC), and contraction levels are typically referred to by the percentage of MVC that they represent. Studies have found that the distribution of the EMG signal is more sharply peaked near zero than a Gaussian distribution, and that at low contraction levels, the signal is more likely to be best modeled as a zero mean Laplacian process [4].

## 2. Registration of EMG signal.

### 2.1. Extraction of EMG signal.

The EMG signal is an easy signal to collect, but a difficult one to interpret and understand. Analysis of the EMG signal may provide us with the ability to understand force generation in the muscles and the way in which muscles produce movement, but our ability to extract this information correctly depends upon proper signal acquisition methods. A common EMG signal extraction process is therefore composed of three important stages: signal capturing, signal conditioning, and signal processing. Figure 3 shows these stages.

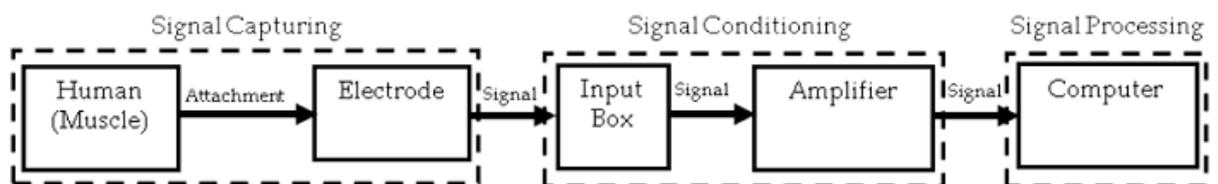


Figure 3: EMG signal extraction process [5].

Since muscle contraction results in electrical activity near the skin's surface, it is possible to place sensors, called electrodes, onto the skin to detect the electrical activity. The area that an electrode is in direct contact with is referred to as the detection surface. Physiological data recorded by a surface electrode is called a surface EMG

(sEMG). As shown in Figure 4, the sEMG signal is the summation of all MUAPTs from all active motor units detected by an electrode.

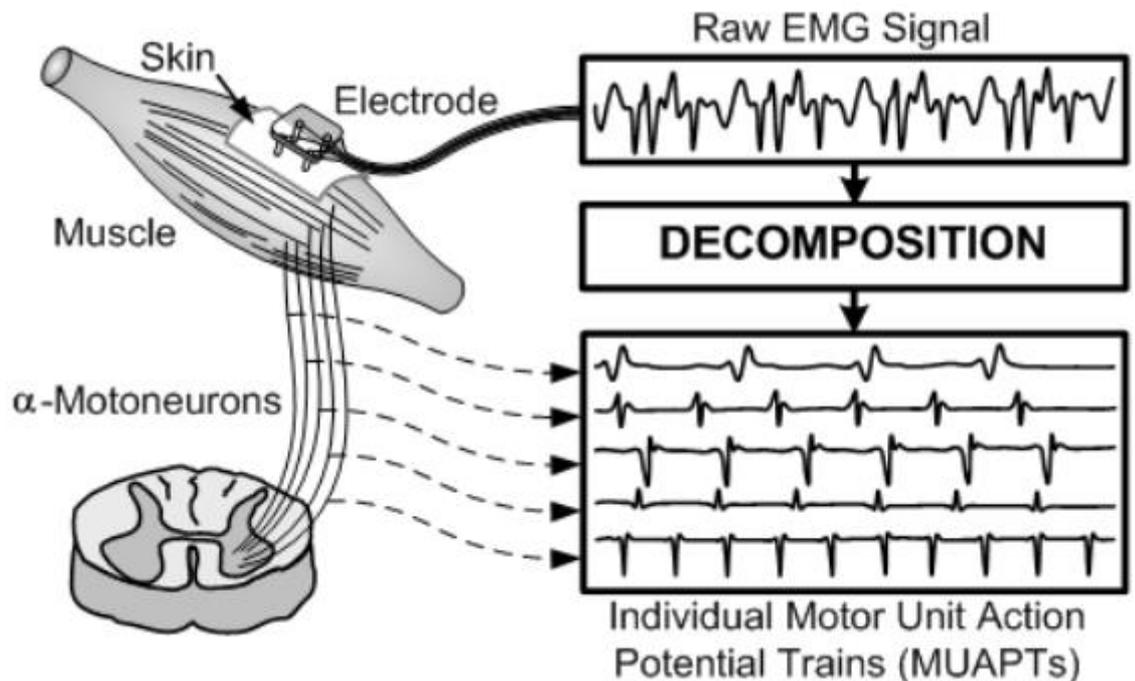


Figure 4: Diagram of method of detecting EMG signals and their decomposition into MUAPTs [6].

As the force output of a muscle increases, so does the number of active motor units. Since multiple motor units are active during a muscle contraction, signals belonging to multiple motor units are detected by a single electrode simultaneously. The shape and amplitude of the MUAP depends on the orientation of the muscle fibers with respect to the electrode (among other factors). During a MUAPT, the MUAP waveform remains constant if there are no changes between electrode positioning and muscle fibers, electrode properties, and no significant biochemical changes in the muscle tissue.

The Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) project was initiated to solve problems preventing a useful exchange of data in the area of sEMG research, and to establish standards that allow for European cooperation in this area of research. One of its primary objectives was to develop recommendations on sensors and sensor placement procedures. Authors identified 352

electrode location descriptions in 144 papers in which sEMG was utilized. Most descriptions were found to be generic and indicated muscle belly (the thicker middle region of the muscle), motor point (where the axon contacts a muscle fiber), or midpoint of the muscle as the location of choice; these locations often coincide with innervation zones which have effects on sEMG signal features such as frequency characteristics [7].

Factors that influence the stability of EMG recordings include the presence of motor units/muscle tendons, the presence of other active muscles nearby, the distance between the active muscle fiber and detection site, filtering properties of the electrode, and the location of innervation zones in relation to the recording electrodes [8]. It is recommended that bipolar electrodes be positioned parallel to muscle fibers with a minimum spacing of 20 mm between centers of electrode poles. This placement is small enough to avoid most crosstalk, but large enough to allow selection from a pool of motor units. While sEMG sensors have traditionally been placed on top of the muscle belly over the motor endplate zone due to the ease with which large signals can be obtained, it has been found that the sEMG pattern in this region is not stable or reproducible. It is therefore recommended that sensors be placed halfway between the most distal motor endplate zone and distal tendon, and that the geometrical distance of the electrode from other muscles be maximized (i.e. place electrodes at the muscle surface away from the edge of the muscle). These recommendations have been reconfirmed by research conducted on the effect of electrode size and orientation on the sensitivity of myoelectric pattern recognition systems in which electrodes oriented parallel to muscle fibers significantly outperformed perpendicular ones. A reference electrode (or ground electrode) should be placed on neutral tissue (e.g. over a bony structure) to provide a common reference for the electrode amplifiers [9].

Finally, special care must be taken when using surface electrodes, as it is possible for them to lose contact with skin and therefore distort the recorded signal. High electrode-skin impedance can reduce signal amplitude and distort EMG waveforms [4]. It is recommended that there is continuous pressure on applied surface electrodes and

that a saline gel or paste is used between the electrode and skin for increased conductivity. Also important is skin preparation itself – which includes cleaning with alcohol and lightly exfoliating the area on which the electrode amplifiers will be placed.

## **2.2. Signal saving**

Most sEMG-based research utilizes more than one surface electrode placed on one or more muscles to characterize the physiological movement of concern (e.g. torque about a joint). The signals from these electrodes are fed to the Signal Conditioner block shown in Figure 3. While electrode-amplifiers (Signal Capture block in Figure 3) are designed to reduce electrode-skin impedance, signal conditioning may be necessary to further improve the quality of the recorded EMG signal.

Signal conditioning methods include filtering for the reduction of motion artifact/offset potentials, attenuation of noise outside of the physiological range (e.g. power line interference), and amplification of the EMG signal such that the signal is represented on the same scale as the parameters of the data acquisition system (e.g.  $\pm 5$  V). Electrode motion artifact can arise from either the deformation of the skin under surface mounted electrodes, or the mechanical disturbance of the electrode charge layer. The power density of motion artifact is known to be below 20 Hz; thus, a high pass filter can be used to improve signal quality. Such filters can have a corner frequency anywhere between 10 and 20 Hz, but should not be any higher to avoid loss of EMG signal power. Filtering techniques for motion artifact include 8th order Chebychev high pass filters, and adaptive filtering based on orthogonal Meyer wavelets.

Electronics within an EMG acquisition system are designed to reduce power line interference via differential amplification, equipment shielding, and short electrode leads. Careful skin preparation can additionally attenuate power line interference; however the inability to perfectly match skin impedance makes it possible for common mode signal to be transformed into the recorded EMG signal. In North America the offending frequencies are at 60 Hz and its harmonics. Narrow fixed notch filters

centered at the fundamental frequency (and its harmonics) are often used to remove this noise offline. It is important to note that when this procedure is performed, the portion of the EMG signal occurring at these frequencies is also removed – altering the signal. Therefore, the bandwidth of the notches should be as narrow as possible (e.g. 0.25 Hz).

### **2.3. Signal processing**

The EMG signal is desired to be used as a control signal for applications such as multifunction prostheses, wheelchairs, gait generation, grasping control, virtual keyboards, and gesture-based interfaces [10]. The raw EMG signal, due to its random nature, cannot be used directly as a control signal. Rather, small portions of the EMG signal are analyzed in various ways in order to produce a set of features – statistical measures which characterize the raw EMG signal. The process of extracting useful information from the EMG signal, and the subsequent use of the extracted information, is explained in the following sections.

EMG signals have two states – transient and steady state. In the transient state the observed muscles go from rest to a voluntary contraction level, and in the steady state the muscle is in constant force contraction. Transient EMG signals have historically been more difficult to model than steady state signals. To combat this challenge, many classification methods use data segmentation, in which an EMG signal is analyzed in either overlapping or disjoint segments [19]. In this manner, the signal is considered steady state (formally “wide sense stationary”) within a segment, but is modeled as changing its properties from segment-to-segment.

Since the EMG signal is desired to be used as a control for robotic systems, real-time constraints require that the total time of the segment length and processing time be 300 ms or less [25]. In adjacent windowing, EMG samples do not overlap – the signal is divided into equal segments for which features are extracted. In overlapped windowing the new segment slides over the current one with an increment time smaller than the segment length. Englehart and Hudgins investigated how segment increment

impacts controller performance in a classification task and found that while smaller segments can produce a redundant stream of decisions, they can also help to improve system accuracy and response time. They also found that through continuous segmentation, the segment length can be significantly reduced without substantial loss of accuracy [11]. In some applications, all but one EMG sample overlaps between adjacent segments.

Feature extraction is the process of computing pre-selected features of the EMG signal to be fed to a processing scheme (such as a classifier) to improve the performance of an EMG-based control system. The success of the system therefore depends on both the relevance of the feature to the intended motion and the validity of the method used for extracting the feature. In a real system, these features must be able to be extracted in real-time to be used as input signals to the control system.

There are two approaches to feature evaluation: structural and phenomenological. In structural feature evaluation, features are generated based on models (both physiological and physical) and can be evaluated using synthetic signals. This approach is helpful in determining the bias, variance, and level of sensitivity to noise a given feature. In phenomenological feature evaluation, features are determined more empirically by interpreting the raw EMG signal and evaluating feature performance based on the overall success of an EMG control scheme (e.g. classification). Methods for selecting features involve various search strategies such as: sequential forward and backward selection, sequential floating selection, and random search strategies such as genetic algorithms. Features fall into one of three categories: time domain, frequency domain, and time-scale (time-frequency) domain.

Time domain features are the most common type of EMG feature due to the ease with which they can be computed. The EMG signal is amplitude modulated where higher signal amplitudes represent higher muscle contraction levels, thus the piece of information needed is amplitude. EMG amplitude is proportional to the number of active motor units and their rate of activation. It is obtained by estimating the standard

deviation of an EMG signal and provides information regarding signal energy, activation level, duration of contraction, and force.

Techniques to form an EMG amplitude include analog rectify and smoothing (low pass filter) processing, mean absolute value (MAV) processing, and root mean square (RMS) processing. A Gaussian model has been found to fit the EMG signal at a high level of contraction, while LaPlacian is well suited for low contractions and fatigued muscles. For signals modeled as a Gaussian random process, the RMS theoretically provides the maximum likelihood estimation (MLE) of amplitude in a constant force and non-fatiguing contraction. For those modeled as a LaPlacian random process, MAV provides the MLE of the amplitude. Clancy et al. experimentally found that for EMG signals acquired from constant-force, constant-posture, non-fatiguing contractions, the distribution of experimental data falls between Gaussian and LaPlacian, and that the Gaussian model fits better on average. As such they concluded that there is little reason to argue between the MAV and RMS amplitude estimation methods.

Clancy et al. have developed methods for improving the quality of EMG amplitude estimates. They have shown that signal temporal whitening (decorrelation) and the combination of multiple channel signals to form one amplitude estimate (from a large muscle) reduce the variance in amplitude features without increasing bias. In multiple channel whitening, EMG recordings obtained from adjacent electrodes are combined to improve the signal-to-noise (SNR) ratio.

Since the distance from the muscle and electrode gain settings differ per electrode, gain normalization is also performed during this step. Demodulation and smoothing are performed on the EMG signal. Demodulation rectifies the signal and raises the result to a power (1 for MAV, 2 for RMS). Smoothing filters the resulting signal, thereby increasing the SNR. Relinearization is then performed to return the signal to EMG amplitude by inverting the power law applied during demodulation. If EMG-torque or EMG-force is to be estimated, then the signal is additionally decimated to a frequency relevant to that of the frequency of the measured force. Other time-

domain features of EMG signals include mean absolute value slope (MAVS), zero crossing (ZC), slope sign changes (SSC), and waveform length (WL). These features provide measures of signal amplitude, frequency, and duration.

Mean and median frequency of a power spectral density (PSD) of an EMG signal are common frequency features, as they provide some basic information about the signal spectrum and its change over time. Various methods of acquiring the mean and median frequency have been proposed, with Farina and Merletti presenting an autoregressive (AR) model outperforming the periodogram method in short segment length under stationary and non-stationary conditions.

Since EMG signals are non-stationary, knowledge of both frequency and time is pertinent to EMG control. Spectral analysis uses the Fourier Transform (FT), which provides signal frequency content without reference to timing. Time-frequency analysis can be used for signal de-noising, identifying fatigue in long term activity, and isolating coordinated muscle activities. Methods to map a signal to a function of both time and frequency include the Short Time Fourier Transform (STFT) and the wavelet transform (WT).

The STFT creates a time-frequency signal, but has limited precision due to the size of the analysis window. Wavelet analysis can de-noise a signal without signal degradation and allows for the analysis of a localized area of a larger signal. This localized analysis reveals trends, breakdown points, discontinuities in higher derivatives, and self-similarity that other methods miss.

In wavelet analysis, a low scale shows the rapidly changing details of a signal (with a high frequency), and a high scale shows the slowly changing coarse features (with a low frequency). One can therefore monitor different parts of a signal by adjusting the focus of a wavelet transform. A generalized form of the WT is the wavelet packet transform (WPT) which allows for the “best” adapted analysis of a signal in a time-scale domain. STFT, WT, and WPT differ in the way in which they partition the time-scale axis. STFT uses fixed partitioning ratios, the WT uses variable aspect ratios where the frequency resolution is proportional to the center frequency, and the

WPT provides adaptive partitioning – a complete set of partitions are provided as alternatives, and the best for a given application is selected. Englehart et al., used feature projection to determine the time-frequency feature that best classified EMG data and found WPT to be the best, followed by WT and then STFT.

### 3. Development of the device and discussion of the results

In the course of this project, a model of a device for recording biological signals was developed, which is capable of recording signals propagating along the nerves. At the same time, software has been developed that allows to transfer the signal characteristics to a personal computer. A block diagram of this device is shown in figure 6.

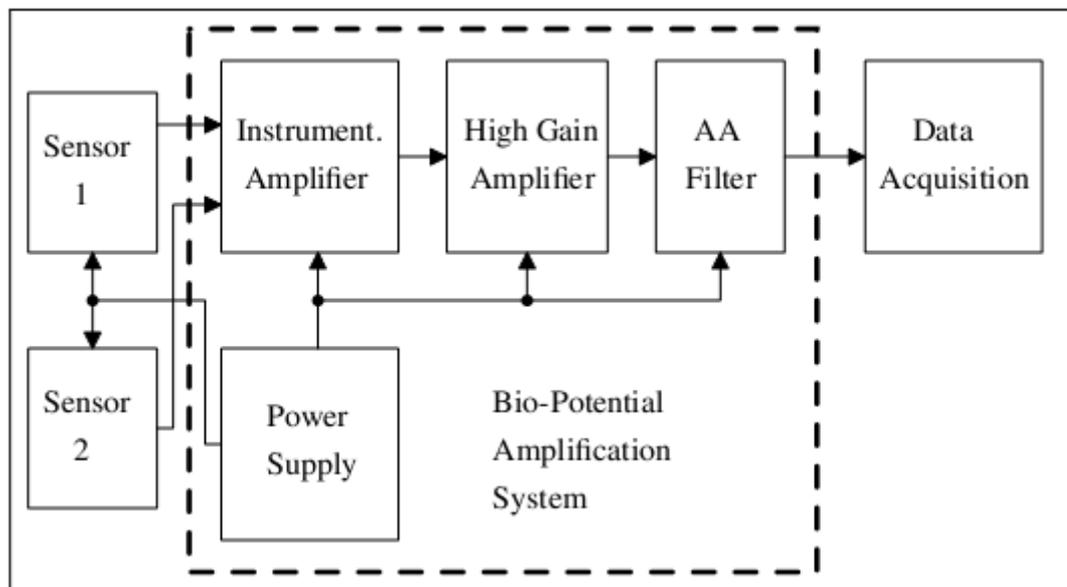


Figure 6. Block diagram of the system for measuring biopotentials.

The block diagram includes capacitive electrodes, amplifiers, a filter, a data acquisition circuit and a power source.

#### 3.1. Selection and calculation of components

##### *Power Supply*

For these purposes, a direct current power supply was developed (Fig.7). As a connection with the power supply, a transformer TPG-2 with two terminals is used.

The microcontroller is supplied with +5 V, and the operational amplifiers are powered by sources +5 and -5 V.

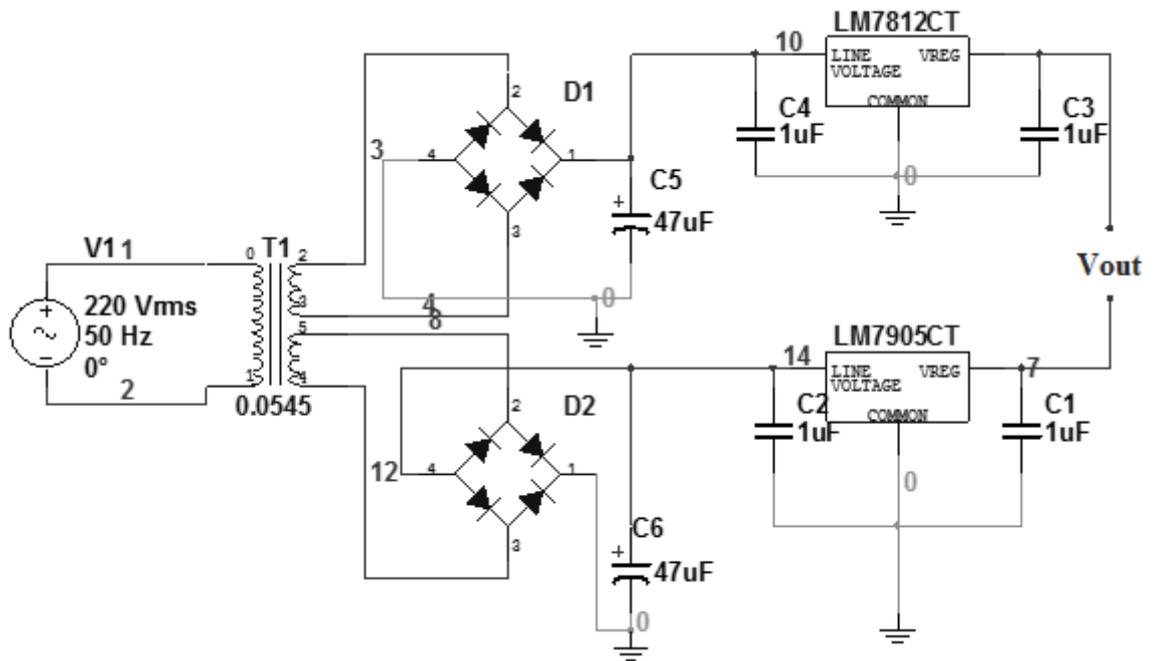


Figure 7. Block diagram of the power supply.

*System for recording biosignals.*

The necessary signals are recorded due to the presence of a potential difference between two points on the human body. The differential signal from the two electrodes shows the propagation of the biosignal, which can be used to diagnose the pathological functions of the patient. The amplitude of such signals is very small in comparison with the sources of noise arising from the environment. Thus, an amplifier is needed that cuts noises and amplifies the differential signal.

It should be taken into account that the distance between the electrodes is small in comparison with the wavelength of low-frequency electromagnetic oscillations. The synchronous pickup signal can be removed by applying a differential amplifier. A small amplitude of biosignals requires the use of a power source with very small voltage fluctuations.

When recording biosignals, general noise significantly exceeds the measured signal. To obtain a qualitative useful signal, it is necessary to reduce these interference.

The common-mode rejection ratio (CMRR) of the instrumental amplifier determines how much common noise can be attenuated.

The main source of general noise is the power network with a frequency of 50 Hz and the amplitude of the pick-up is greater than 1 V. For these conditions, the synchronous signal suppression ratio must be at least 10 decibels for a frequency of 50 Hz. It should also take into account the noise of the amplifier itself. A potential problem may be the operation of the amplifier in the environment of sources of interference with a sufficiently high frequency. In this case, the common-mode rejection ratio is reduced and the high-frequency signal is transformed into common noise. The magnitude of such high-frequency signals can be reduced by using passive differential filters.

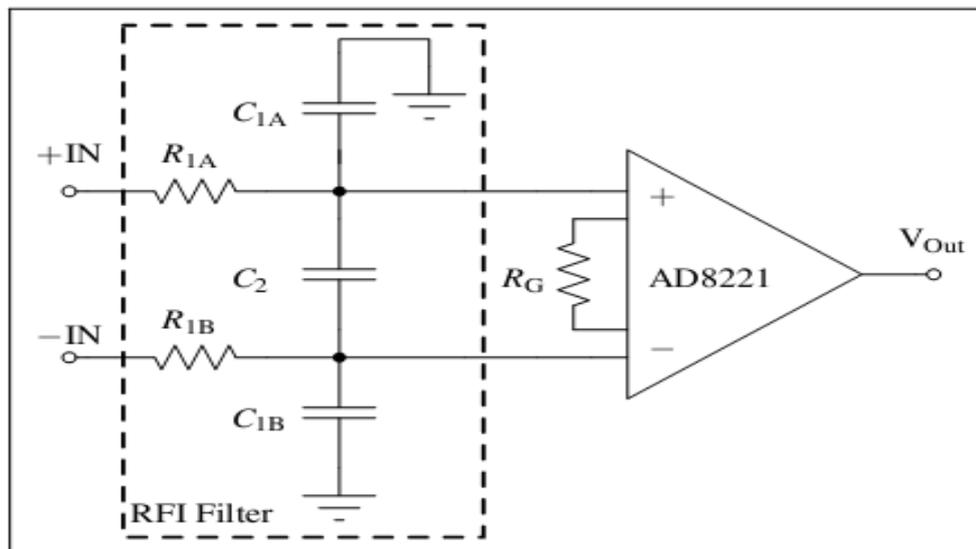


Figure 8. Instrumentation amplifier using a radio frequency filter.

Figure 8 shows a diagram of such a filter. The bandwidth of its transmission is defined as

$$W_{\text{diff}} = 1/2\pi R_1(2C_2 + C_1)$$

If there is a solid screen between the capacitive sensor and the device, the effect of radio frequency interference is greatly reduced. Capacities  $C_2$ ,  $C_{1A}$  and  $C_{1B}$  should have high quality factor, low losses and approximately 2% tolerance. Smoothing capacitors should be placed between positive, negative power sources and ground. These capacitors ensure the stability of the power supply and filter high frequency

interference. Ceramic capacitors of 100 nF are usually used for this. To filter low frequencies in parallel, they put electrolytic capacitors of 10 microfarads. Capacitors of 100 nF are placed as close as possible to the chip.

To avoid overlapping after sampling, the use of an antialiasing filter is necessary. Two Bessel filters of the 4th order with a cutoff frequency of 500 Hz and 50 kHz are used for this purpose.

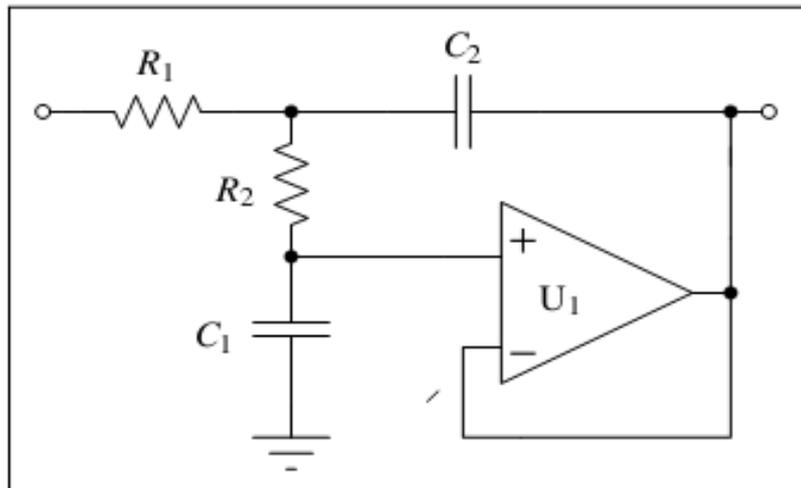


Figure 9. Antialiasing filter.

Figure 9 shows a diagram for implementing filters. Each filter combines two stages with components, the values of which determine the response of the filter and the cutoff frequency. As  $U_1$ , the low-noise amplifier TL072 is used. The 500 Hz filter has the following components:

Step 1

$R_1 = 2.32 \text{ k}\Omega$

$R_3 = 2.32 \text{ k}\Omega$

$C_1 = 100 \text{ nF}$

$C_2 = 100 \text{ nF}$

Step 12

$R_1 = 3.24 \text{ k}\Omega$

$R_3 = 3.24 \text{ k}\Omega$

$C_1 = 100 \text{ nF}$

$C_2 = 39 \text{ nF}$

A 50 kHz filter has the following components:

Step 1	Step 2
R1 = 2.32 kOm	R1 = 3.24 kOm
R3 = 2.32 kOm	R3 = 3.24 kOm
C1 = 1 nF	C1 = 1 nF
C2 = 1 nF	C2 = 390 nF

*The main amplifier.*

To amplify the signal from the sensor, the instrumental operational amplifier INA 116. is used. The bandwidth of the filter lies in the range 0.1-2000 Hz. Then the signal is amplified by the second amplifier, is fed to the analog-to-digital converter, and is fed to the computer via the serial interface RS-232.

It is possible to significantly reduce the noise level of the device if its input resistance is increased. In this case, the noise level is proportional to  $1/\sqrt{R}$ . If we take the value of resistance equal to  $R = 10^{11}$  Om, then the noise value will decrease to  $5.5 \mu\text{V} \cdot \text{Hz}^{-1/2}$ . It should be noted that resistors with such high resistance, while having good stability and accuracy do not exist. Resistance of resistors with such a large resistance can vary by 50% from sample to sample.

To eliminate this undesirable effect, there is a method of guard rings, which allows to reduce the effect of leakage currents and removes the limitations imposed by the presence of an input resistance circuit. Now there are several types of new-generation microcircuits available that allow to expand the capabilities of security equipment, due to the presence of such inside the chip. From this group it is necessary to distinguish the dual instrument amplifier Burr-Brown INA 116. The input resistance of this amplifier reaches  $10^{15}$  Oms, a parallel input capacitance of 1 pF and a noise level of  $2 \mu\text{V} \cdot \text{Hz}^{-1/2}$ . Figure 10 shows a block diagram of the Burr-Brown INA 116 amplifier.

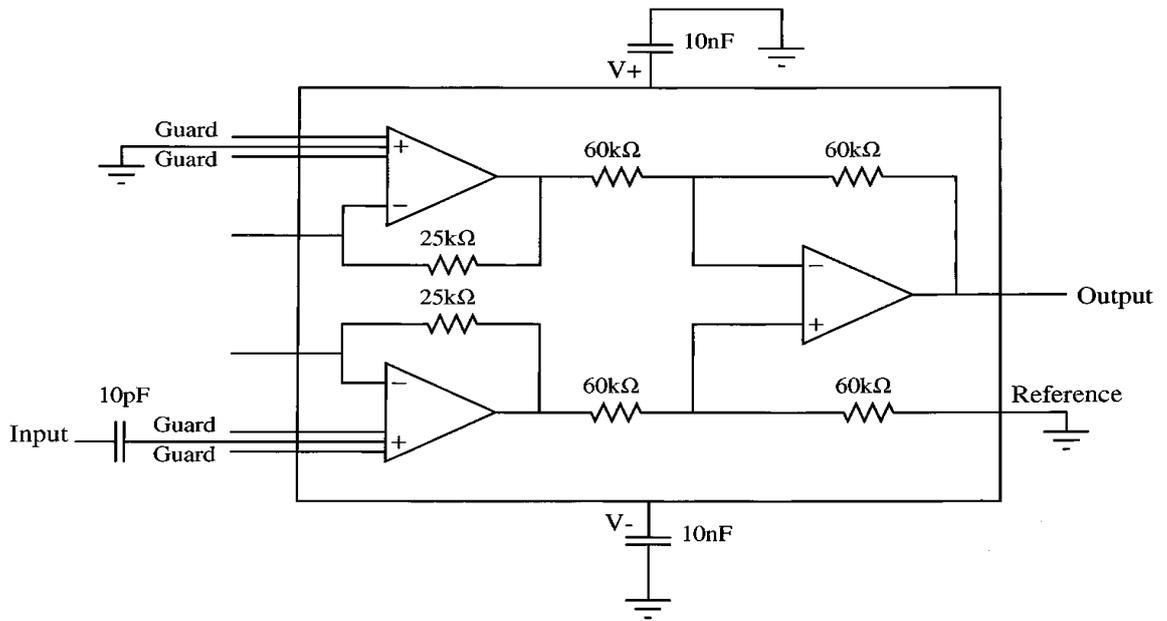


Figure 10. Block diagram of the INA 116.

As shown in the figure, the security equipment is used on both inputs of the amplifier, and the inverting input is connected to the virtual ground.

The high quality of the circuit design makes it possible to significantly reduce low-frequency fluctuations and drift (thermal or induced by some other method) and also completely balance both inputs. The use of such a security technique makes it possible to exclude all circuits for leakage currents.

When developing the layout, a two-sided printed circuit board was used, the lower surface of which was used as a security surface, and the upper side was formed as a guard structure of input electrodes. The diameter of the sensor is 30 mm, which has an outer ring, which is a guard ring, and the inner circle is a signal electrode. The presence of two electrodes can significantly reduce in-phase interference.

