

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования

«ПЕНЗЕНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Факультет

Приборостроения, информацион-  
ных технологий и электроники

Кафедра

Радиотехника и радиоэлектронные системы

Специальность

11.05.01 Радиоэлектронные системы и  
комплексы

Специализация

Радиоэлектронные системы передачи  
информации

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА**

на тему

Система управления бионическим протезом

Студент

гр. 12ПР1

(подпись, дата)

Саратовцев  
Артем Андреевич  
(фио полностью)

Руководитель

(подпись, дата)

Ишков А.С.  
(фамилия, инициалы)

Нормоконтролёр

к.т.н., доцент  
(должность)

(подпись, дата)

Кулапин В.И.  
(фамилия, инициалы)

Рецензент

(должность, место  
работы)

(подпись, дата)

(фамилия, инициалы)

Заведующий кафедрой

(подпись)

Светлов А.В.  
(фамилия, инициалы)

Работа защищена с отметкой \_\_\_\_\_ (протокол заседания ГЭК от \_\_\_\_\_ № \_\_\_\_\_)

Секретарь ГЭК

(подпись)

Ишков А.С.  
(фамилия, инициалы)

Пенза 2018

«Утверждаю»

Заведующий кафедрой РТиРЭС ПГУ  
18 сентября 2017 г.

**ЗАДАНИЕ**  
на дипломное проектирование

1. Студент группы 12ПР1, факультета приборостроения, информационных технологий и электроники, специальности 11.05.01

Саратовцев Артем Андреевич

2. Руководитель проекта Ишков Антон Сергеевич

3. Время выполнения ВКР с 18.09.2017 г. по 04.02.2018 г.

4. Место преддипломной практики кафедра РТ и РЭС ПГУ

5. Тема проекта **Система управления бионическим протезом**

Тема утверждена приказом ПГУ № 0905/о от 15.08.2017

6. Техническое задание на проект (назначение устройства, условия применения, внешние воздействия, специальные требования и т. п.)

Система управления бионическим протезом предназначена для обеспечения восполнения функций нижних конечностей, утраченных вследствие ампутации, и может найти применение в реабилитационной медицине. Система предназначена для протезирования людей с ампутацией нижних конечностей на уровне бедра и с уровнем активности 2-3.

Технические характеристики:

- |   |               |
|---|---------------|
| – Диапазон изменения амплитуды биопотенциалов мышечной активности, мкВ                      | от 250 до 500 |
| – Диапазон изменения частоты биопотенциалов мышечной активности, Гц                         | от 0,5 до 300 |
| – Предел допускаемой относительной погрешности измерения амплитуды биопотенциалов, не более | ±5%           |
| – Диапазон изменения нагрузки на протез, Н  | до 1000       |
| – Питание от аккумуляторной батареи с напряжением питания, В                                | от 4 до 6     |

## 7. Объем и содержание основной части проекта

### 7.1. Пояснительная записка (перечень вопросов, подлежащих разработке, расчётов, обоснований, описаний)

1. Анализ предметной области
2. Анализ существующих конструкций протезов нижних конечностей и тенденции их развития
3. Разработка структурной схемы системы
4. Разработка функциональной схемы системы.
5. Выбор, обоснование и расчет основных узлов системы: усилителя биопотенциалов активности мышечной активности, полосового фильтра, радиотрансивера, датчиков угла и касания, интерфейса.
6. Исследовательская часть. Схемотехническое моделирование аналоговых элементов системы
7. Разработка принципиальной схемы системы
8. Разработка алгоритма работы системы
9. Разработка конструкции бионического протеза

### 7.2. Графическая часть (перечень и содержание чертежей, плакатов)

- |   |             |
|---|-------------|
| 1. Анализ объекта исследования                            | 1 лист (A1) |
| 2. Схема электрическая структурная                        | 1 лист (A1) |
| 3. Схема электрическая функциональная                     | 1 лист (A1) |
| 4. Схема электрическая принципиальная системы             | 1 лист (A1) |
| 5. Алгоритм работы системы                                | 1 лист (A1) |
| 6. Результаты моделирования                               | 1 лист (A1) |
| 7. Разработка конструкции устройства бионического протеза | 1 лист (A1) |

## 8. Консультанты и содержание дополнительных разделов (указывается конкретное содержание задания)

### 8.1 По конструкции устройства Разработка внешнего вида устройства

Консультант \_\_\_\_\_ Ишков А.С.

9. Календарный график работ по выполнению проекта.

Наименование этапов работы	Объём работы	Срок выполнения	Подпись руководителя, консультанта
Анализ известных технических решений	5%	18.09.17	
Выбор и обоснование методов и средств контроля	5%	28.09.17	
Разработка структурной схемы	5%	04.10.17	
Разработка функциональной схемы системы	5%	15.10.17	
Выбор, обоснование и расчет основных узлов системы	15%	22.10.17	
Схемотехническое аналоговых элементов системы	10%	01.11.17	
Разработка принципиальной схемы системы	20%	11.11.17	
Разработка алгоритма работы	10%	25.12.17	
Разработка внешнего вида бионического протеза	10%	08.01.18	
Оформление пояснительной записки и графической части	15%	04.02.18	

Дата выдачи задания 18 сентября 2017г.

Руководитель дипломного проекта 18 сентября 2017г. \_\_\_\_\_ Ишков А.С.  
подпись

Задание к исполнению принял 18 сентября 2017г. \_\_\_\_\_ Саратовцев А.А.  
подпись

Дипломный проект к защите допустить

Декан факультета \_\_\_\_\_ В.Д. Кревчик «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2018 г.  
подпись

## РЕФЕРАТ

Пояснительная записка к дипломному проекту на тему «Разработка системы управления бионическим протезом» содержит 95 листов, 5 таблиц, 42 рисунка, 3 приложения, 18 использованных источников.

АМПУТАЦИЯ, БИОНИЧЕСКИЙ ПРОТЕЗ, ДАТЧИК УГЛА ПОВОРОТА, ЭЛЕКТРОД, ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ, АКСЕЛЕРОМЕТР, РАДИОТРАНСИВЕР, МИКРОКОНВЕРТОР, БЕСПРОВОДНОЕ УПРАВЛЕНИЕ,

Объектом исследования являются бионические протезы нижних конечностей, максимально приближенные по конструкции к ампутированной конечности, для управления которыми используются биоэлектрические сигналы, возникающие в мышечных клетках и считываемые с мышц культы.

Предметом исследования являются методы и алгоритмы управления протезом нижней конечности.

Целью работы является разработка информационно-измерительной системы для управления бионическими протезами нижних конечностей, позволяющей распознавать сигналы мышечной активности и адаптироваться под конкретного пациента.

Использование предложенной системы в отечественных протезах позволит максимально заменить утраченную в результате ампутации конечность при значительно меньших по сравнению с зарубежными образцами затратах.

## СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	8
1 РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ.....	10
1.1 Анализ предметной области.....	10
1.2 Анализ существующих конструкций протезов нижних конечностей и тенденции их развития.....	18
1.3 Анализ биомеханических процессов, протекающих при ходьбе человека.....	24
1.4 Разработка структурной схемы системы управления бионическим протезом нижней конечности .....	31
1.5 Разработка функциональной схемы системы управления.....	33
1.6 Выбор и расчет основных узлов системы управления.....	36
1.6.1 Выбор электродов для блока электромиографии.....	36
1.6.2 Выбор усилителя для канала ЭМГ.....	39
1.6.3 Выбор и расчет полосового фильтра.....	45
1.6.4 Выбор и обоснование акселерометра.....	49
1.6.5 Выбор и обоснование датчиков угла.....	51
1.6.6 Разработка блока датчика касания.....	53
1.6.7 Выбор и обоснование интегральной системы сбора данных.....	54
1.6.8 Выбор и обоснование шагового двигателя.....	57
1.6.9 Выбор и обоснование узлов для беспроводной передачи данных....	62
1.6.10 Выбор и обоснование отсчетного устройства.....	68
1.7 Разработка алгоритма беспроводной системы управления бионическим протезом.....	69
2 ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ РАЗДЕЛ.....	71
3 КОНСТРУКТОРСКИЙ РАЗДЕЛ.....	75
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	77
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ.....	78
ПРИЛОЖЕНИЕ А Ведомость дипломного проекта.....	80
ПРИЛОЖЕНИЕ Б Перечень элементов.....	83
ПРИЛОЖЕНИЕ В Графическая часть.....	88

## СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ СОКРАЩЕНИЙ

ОДА – опорно-двигательный аппарат  
ЦНС – центральная нервная система;  
ДЕ – двигательная единица  
ЭМГ – электромиография;  
ТБС – тазобедренный сустав;  
КС – коленный сустав;  
ГСС – голеностопный сустав;  
ПФС – плюснефаланговый сустав;  
ОЦТ – общий центр тяжести тела;  
АЭ – активный электрод;  
ПЭ – пассивный электрод;  
ИЭ – индифферентный электрод;  
НУ – нормирующий усилитель;  
ПФ – полосовой фильтр;  
АЦП – аналого-цифровой преобразователь;  
ДУЛ – датчик угла поворота лодыжки;  
ДУК – датчик угла поворота колена;  
ДКП – датчик касания пятки;  
ДКН – датчик касания носка;  
РТ – радиотрансивер;  
ЦПУ – центральное процессорное устройство;  
КДЛ – контроллер двигателя лодыжки;  
КДК – контроллер двигателя колена;  
ПУ – пульт управления.

## ВВЕДЕНИЕ

Во всем мире инвалидность относится к числу наиболее острых медико-социальных проблем. Ежегодно только в России признаются инвалидами свыше 1 млн. человек, причем больше половины из них – это люди с ампутированными конечностями. К числу причин, приводящих к ампутации нижних конечностей, следует отнести военные конфликты, дорожный и производственный травматизм, стихийные бедствия и техногенные катастрофы, также такие заболевания, как облитерирующие поражения сосудов, атеросклероз и сахарный диабет. Практически до конца 20-го века все изобретения в области протезирования были механического характера, в некоторых случаях сгибание регулировалось вручную. Основными проблемами механических протезов были отсутствие какой-либо связи с организмом, негибкость и недолговечность. Протезы, которые заменяли руку или ногу, не могли функционировать, как полноценный их прототип - это всего лишь суррогат, заменяющий активные части тела, но неспособный приблизиться по возможностям к естественному аналогу. Это и есть главный минус протезов - их «внешний» характер и низкая функциональность. Все, что остается делать их обладателю, это использовать их как элемент гардероба, который со временем изнашивается и становится непригодным к дальнейшей эксплуатации.

В последние годы в сфере протезирования появилось такое направление, как "биомехатроника", которое представляет собой соединение робототехники и нервных клеток человека. Задачей научных исследований в этом направлении является разработка искусственных конечностей, которыми можно будет управлять лишь силой мысли, а функциональность будет повторять заменяемую конечность человека с максимальной точностью. Сегодня на Западе существует целая индустрия [1], создающая протезы, которые позволяют человеку, потерявшему конечность, оставаться полноценным членом общества.

Согласно статистическим данным наиболее часто люди теряют ноги. В настоящее время современные протезы ног - это модели со встроенными



микропроцессорами, которые можно программировать для более естественной ходьбы и других движений. В основном на российском рынке представлены зарубежные образцы протезов, стоимость которых слишком высока для отечественного потребителя. Таким образом, разработка отечественных протезов нижних конечностей с адаптивными информационно-измерительными системами управления, является актуальной задачей, решение которой позволит улучшить качество функционирования протезов и значительно снизить их стоимость.

Целью работы является разработка и исследование принципов построения информационно-измерительных систем управления бионическими протезами нижних конечностей, позволяющих самостоятельно распознавать и адаптироваться под конкретного пациента.

# 1 РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ

## 1.1 Анализ предметной области

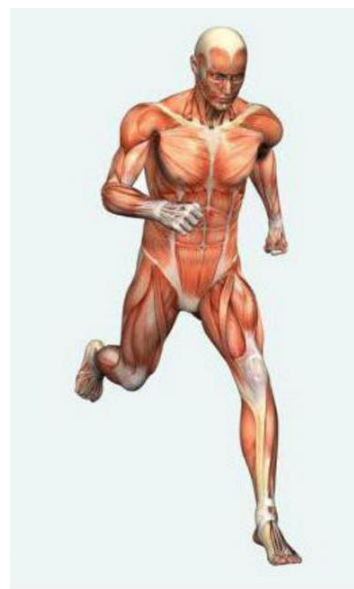
Ампутации нижних конечностей относятся к древнейшим хирургическим вмешательствам. Также давно возникло стремление компенсировать ампутированную конечность протезом. Слово «Prosthesis» в переводе с греческого означает «присоединение». Протезами конечностей называют особые, технические средства реабилитации, которые призваны заменить утраченные частично или полностью, либо имеющие некоторые врожденные дефекты конечности, как верхние или нижние. Протезы нижних конечностей должны обеспечивать выполнение двух основных функций: функцию опоры (пациента на протез) и функцию крепления (протеза к телу пациента). Кроме этих базовых функций, протезы нижних конечностей должны обеспечивать стабильность (устойчивость) во время стояния (статическую устойчивость) и во время движения (динамическую устойчивость), адекватную динамичность (подвижность его составных частей относительно друг друга), конструктивную (механическую) прочность, надежность и долговечность, и косметичность (восполнение эстетических потерь из-за ампутации).

Для того чтобы разработать протез, позволяющий максимально заменить утраченную в результате ампутации конечность, необходимо рассмотреть анатомические особенности опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека. ОДА представляет собой совокупность структур, обеспечивающих каркас тела, дающих опору в пространстве и обеспечивающих возможность совершать движения и передвигаться. ОДА человека можно представить двумя отделами: пассивным (скелет и его части) и активным (мышечная система) (рисунок 1.1).

Скелет – совокупность костей, выполняющих опорную, двигательную и защитную функции. ОДА человека насчитывает около 200 костей (в зависимости от возраста) [3, 4].



а



б

Рисунок 1.1 ОДА человека: а – скелет, б – мышечная масса

Скелет нижних конечностей человека состоит из двух узлов, взаимосвязанных между собой (рисунок 1.2).



Рисунок 1.2 Скелет нижних конечностей человека

Один из них – неподвижный, служит основанием для крепления костей второго. Он представлен тазовым поясом и его костями - скелет пояса нижних конечностей. Его особенностью является фиксированное расположение костей. Второй – подвижный, представлен костями, непосредственно при-

нимающими участие в перемещении тела - скелет свободной нижней конечности, для которого характерна возможность изменения положения в различных плоскостях, а для некоторых - и вращение.

Скелет нижних конечностей человека адаптирован для выполнения таких функций, как опорной, двигательной и рессорной. Благодаря слаженной работе суставов, связок и мышечных соединений осуществляется амортизация движений тела при ходьбе, беге или прыжках. Это позволяет уменьшить нагрузку на вышележащие отделы организма и органы. Скелет нижних конечностей, расположенных ниже костей таза, представлен бедренной костью, голенью и стопой.

Кость бедра – самая массивная и прочная в организме человека, верхней частью соединена с тазовой костью и формирует тазобедренный сустав (рисунок 1.3, а). Связки тазобедренного сустава являются самыми прочными. Поскольку на них сосредоточена основная нагрузка по удержанию целостности сустава. Голень – это две длинные трубчатые кости разной толщины (рисунок 1.3, б) Большеберцовая кость расположена медиально, а малоберцовая – латерально. Большеберцовая кость с помощью коленного сустава крепится к бедренной кости. Берцовая кость, соединяясь с таранной, образует голеностопный сустав.



а



б

Рисунок 1.3 Кости нижней конечности: а-тазобедренный сустав, кости голени

ни

Стопа состоит из костей предплюсны, плюсны и фаланг пальцев. Она увеличивает площадь опоры и обеспечивает амортизацию тела.

Движения человека представляют собой результат сокращения скелетных мышц, обеспечивающих поддержание позы, перемещение отдельных частей тела или всего тела в пространстве. У человека движения контролируются центральной нервной системой (ЦНС); она направляет деятельность органов движения на выполнение той или иной задачи, реализуемой в последовательных мышечных сокращениях. Эту форму двигательной активности называют сознательными движениями, а согласованную деятельность мышечных групп при осуществлении двигательного акта — координацией движений [3].

В формировании движений участвуют все уровни нервной системы (спинной мозг, различные образования головного мозга, периферические нервы, а также ОДА — непосредственный исполнитель движений. Кости и суставы участвуют в движениях пассивно, подчиняясь действию мышц, но играют ведущую роль в осуществлении опорной функции. Определенная форма и строение костей придают им большую прочность, запас которой на сжатие, растяжение, изгиб значительно превышает нагрузки, возможные при повседневной работе ОДА. Движения проявляются в виде изменения положения сустава (или суставов) под влиянием сокращения скелетных мышц, служащих как бы двигателями для каждого сустава, или осуществляются без участия костно-суставного аппарата одними мышцами (мимические движения, моргание, движения языка и др.). Скелетные мышцы осуществляют как статическую деятельность, фиксируя тело в определенном положении, так и динамическую, обеспечивая перемещение тела в пространстве, отдельных его частей относительно друг друга. Оба вида мышечной деятельности тесно взаимодействуют, дополняя друг друга: статическая деятельность обеспечивает исходный фон для динамической. Как правило, положение сустава изменяется с помощью нескольких мышц разнонаправленного, в том числе противоположного действия. Состояние, при котором все мышцы сустава

равномерно расслаблены и не вызывают движений, называют физиологическим покоем, а положение сустава при этом — средним физиологическим положением. Сложные движения сустава наполняются согласованным, одновременным или последовательным сокращением мышц. Согласованность (координация) особенно необходима для выполнения двигательных актов, в которых участвуют многие суставы (например, ходьба, бег, плавание и т. д.).

В свете современных представлений о механизмах координации движений, мышцы — не только исполнительный двигательный аппарат, но и своеобразный орган чувств. В мышечных волокнах и сухожилиях имеются специальные нервные окончания — рецепторы, которые посылают импульсы к клеткам различных уровней ЦНС. В результате между ней и мышцами создается замкнутый цикл: импульсы от различных образований ЦНС, идущие по двигательным нервам, вызывают сокращения мышц, а импульсы, посылаемые рецепторами мышц, информируют ЦНС о каждом элементе и моменте движений. Циклическая система связей обеспечивает точное управление движениями и их координацию [3]. Хотя в управлении движениями скелетных мышц при осуществлении двигательных актов участвуют различные отделы ЦНС, ведущая роль в обеспечении их взаимодействия и постановке цели двигательной реакции принадлежит коре больших полушарий головного мозга, особенно при совершении сложных движений. В коре больших полушарий двигательная и чувствительная зоны образуют единую систему, при этом каждой мышечной группе соответствует определенный участок этих зон. Подобная взаимосвязь позволяет точно выполнять движения, соотнося их с действующими на организм факторами окружающей среды.

Управление сократительной активностью мышечной клетки осуществляется с помощью мотонейронов — нервных клеток, тела которых лежат в спинном мозге, а длинные ответвления — аксоны в составе двигательного нерва подходят к мышце (рисунок 1.4). Войдя в мышцу, аксон разветвляется на множество веточек, каждая из которых подведена к отдельному во-

локну. Таким образом, один мотонейрон управляет целой группой волокон (так называемая нейромоторная единица), которая работает как единое целое. Комплекс с мотонейроном и иннервируемыми мышечными волокнами называют двигательной единицей (ДЕ). Среднее число волокон, которые иннервирует один мотонейрон, характеризует величину ДЕ мышцы, а обратную величину называют плотностью иннервации. Последняя является большой в тех мышцах, где движения небольшие и «тонкие» (глаза, пальцы, язык). Малое ее значение будет, напротив, в мышцах с «грубыми» движениями (например, туловище).

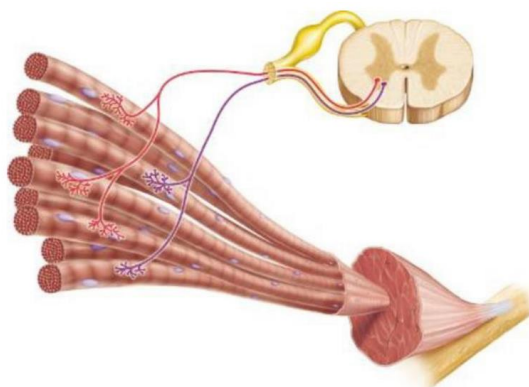


Рисунок 1.4 Процесс управления сократительной деятельностью мышцы

Мышца представляет собой структурный элемент локомоторной системы с множественными обратными связями. В нервной регуляции мышечной деятельности участвуют минимум три подсистемы. Первая подсистема определяет сократительную функцию мускулатуры. Она состоит из мотонейронов и мышц с расположенными в них проприорецепторами. Импульсная информация в ней распространяется от клеток передних рогов спинного мозга к мышцам и от мышечных рецепторов в обратном направлении через заднекорешковую систему к спинномозговым центрам и вновь к мотонейронам. Вторая подсистема обеспечивает оптимальный уровень возбудимости проприорецепторов. Третья подсистема, состоящая из аксонных коллатералей мотонейронов и вставочных нейронов Реншоу, предназначена для саморегуляции мотонейронов [5].

Задачи и цель двигательного действия формируются мышлением, что определяет направленность внимания и усилий человека. До недавнего времени протезы прикреплялись к человеческому телу механически и не имели никакой связи с нервной системой. Они могли сгибаться в своих железных шарнирах-суставах, но для выполнения каждого движения владельцу нужно было тем или иным образом регулировать поведение своего протеза вручную, обеспечивая обратную связь. Когда человеку без ноги хочется пошевелить пальцем, мозг генерирует соответствующий сигнал, который идет по нервам, ведущим к мышцам конечности. Но, поскольку нога отсутствует, сигнал уходит «в пустоту». Но если по пути «перехватить» нервные импульсы, то на этой основе после анализа и обработки данных можно сформировать команды для управления протезом.

Биоэлектрическое воздействие, передаваемое от центральной нервной системы к мышцам, отражается повышением амплитуды в так называемых двигательных точках – местах наибольшего скопления ДЕ. Область двигательной точки является максимально возбудимым участком мышцы. Если снимать биопотенциал в местах расположения двигательных точек, то мы можем получить исходные сигналы для управления протезом. Метод исследования нервно-мышечной системы посредством регистрации биоэлектрических потенциалов в медицине принято называть электромиографией (ЭМГ). На рисунке 1.5 приведена ЭМГ при возбуждении мышцы.

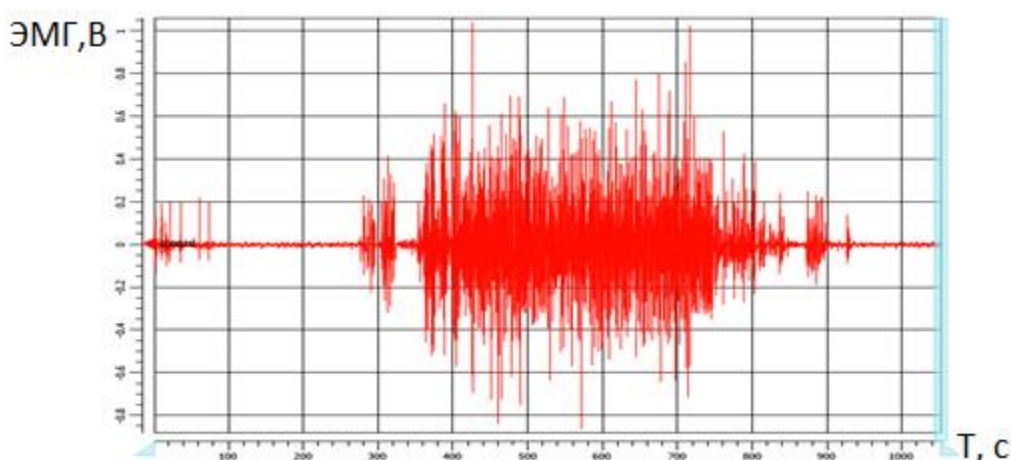


Рисунок 1.5 ЭМГ при возбуждении мышцы



ЭМГ- исследования показывают, что амплитуды биопотенциалов варьируются от 5-10мкВ (мышца в состоянии покоя) до 500-1000 мкВ (мышца в возбужденном состоянии). Основной диапазон частот биопотенциалов, регистрируемых поверхностными электродами, составляет 20- 200 Гц, с максимумом около 50- 100 Гц [8].

Различают поверхностную ЭМГ и игольчатую ЭМГ (рисунок 1.6) Поверхностная (глобальная, накожная, или суммарная ЭМГ) – это метод регистрации и изучения биопотенциалов мышц в покое и при их активации путем отведения биоэлектрической активности поверхностными электродами накожно над двигательной точкой мышцы. Этот метод является неинвазивным и безболезненным и позволяет оценивать электрическую активность мышц глобально, т.е. суммарно [3, 4].

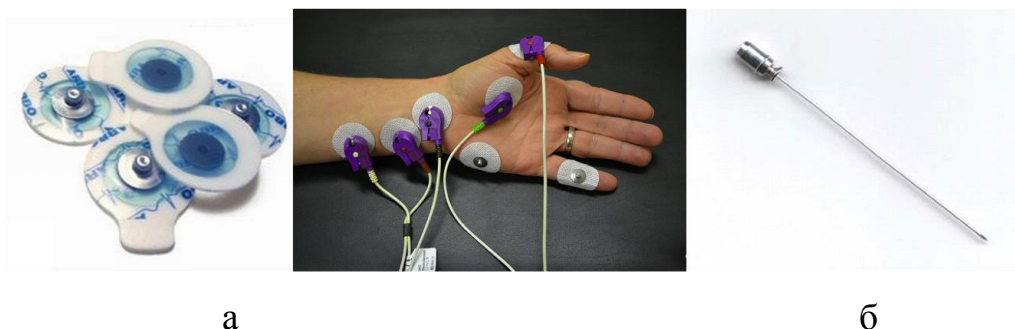


Рисунок 1.6 Виды электродов:

а – поверхностные электроды, б – игольчатый электрод

Игольчатая (или локальная ЭМГ) – метод регистрации и изучения биоэлектрической активности двигательных волокон и ДЕ мышцы с помощью игольчатых электродов при их введении, в покое, и при произвольной активации мышц. Метод является инвазивным и болезненным, однако позволяющим определять такие механизмы работы нервно-мышечного аппарата, которые плохо выявляются поверхностной ЭМГ.

## 1.2 Анализ существующих конструкций протезов нижних конечностей и тенденции их развития

Почти до конца двадцатого столетия все изобретения в области протезирования по своей сути были механическими, к тому же в некоторых моделях сгибание и вовсе регулировалось вручную. Основной проблемой традиционных конструкций является отсутствие гибкости и какой-либо связи с человеческим организмом, а также недолговечность и неестественный, неэстетичный внешний вид. Протезы, которые в былые времена заменяли руку/ногу, не могли работать так, как их полноценный прототип - соответствующие части тела, и были не способны приблизиться по своим возможностям к естественному аналогу, это всего лишь суррогат, заменяющий активные части тела, но неспособный приблизиться по возможностям к естественному аналогу. Все, что остается делать их обладателю, это использовать их как элемент гардероба, который со временем изнашивается и становится непригодным к дальнейшей эксплуатации.

В зависимости от уровня ампутации (рисунок 1.7) различают протез стопы, протез голени, протез бедра, протез всей нижней конечности, который используется при ампутации с вычленением тазобедренного сустава.

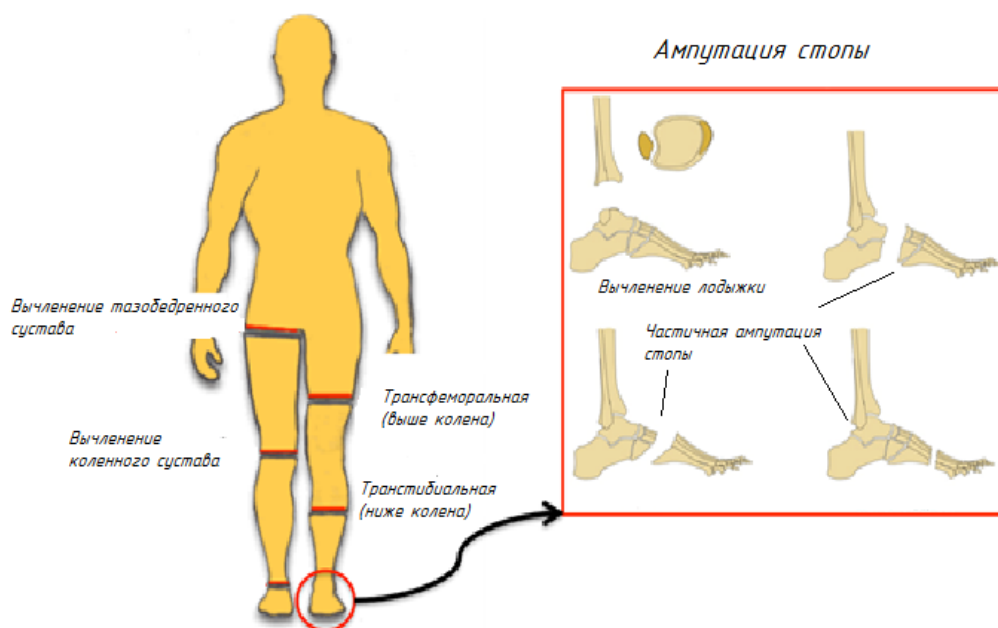


Рисунок 1.7 Уровни ампутации

По возможностям восстановления функции ампутированной нижней конечности, замещению косметического дефекта, можно выделить три вида протезов:

- рабочие протезы, самые простые в технологическом плане изделия, которые представляют собой анатомический муляж ампутированной нижней конечности, обычно их используют для временного протезирования, чтобы человек смог адаптироваться и научиться базовым навыкам использования протезов;

- функциональные протезы, выполняющие опорную функцию и помогающие в ходьбе без посторонней помощи, они являются пассивными (не содержат электронных узлов управления), этот вид протезов не предназначен для маскировки косметического дефекта, после прикрепления к культе такой протез просто прикрывается одеждой;

- бионические протезы являются одними из последних и самых новых поколений в протезировании нижних конечностей, предназначены для полнофункционального замещения утраченной из-за ампутации конечности.

Российские протезно-ортопедические предприятия, как правило, выпускают в основном функциональные протезы (рисунок 1.8), в то время как зарубежные предприятия, такие как OSSUR (Исландия/США), FreedomInnovation (США), Endolite (Англия), Otto-Bock (Германия), Nabtesco (Япония) предлагают своим клиентам большое разнообразие бионических протезов.



Рисунок 1.8 Отечественные протезы нижних конечностей

Бионические протезы могут полностью возместить утраченные человеком после ампутации ноги возможности движения. Современные умные системы содержат датчики, сенсоры, искусственный интеллект и технические средства приводов, которые могут реагировать на внешние раздражители подобно человеку: противодействовать приложенной нагрузке, уменьшать вибрации, изменять форму и увеличивать плавность и естественность передвижения.

Техническая реализация бионических протезов нижних конечностей зарубежных компаний достаточно близка, поэтому для определения мировых тенденций развития техники протезирования достаточно рассмотреть бионические протезы, предлагаемые ведущей инновационной компанией в области протезирования - OSSUR (Исландия).

На рисунке 1.9 представлен электронно-управляемый коленный модуль POWER KNEE. Ряд современных датчиков, включая гироскопы, датчики нагрузки и датчики угла, установленные в POWER KNEE, а также модуль искусственной проприоцепции (ощущения собственного тела в пространстве), который позволяет наблюдать за состоянием системы «человек — протез». Информация поступает в микропроцессор, который создает реакции, подобные человеческим. Искусственный интеллект, размещенный в микропроцессоре со сложной структурой, обеспечивает POWER KNEE самоуправляемость. Система постоянно поддерживает симметрию между протезом и здоровой ногой. Информация, полученная от датчика наблюдения за здоровой ногой, позволяет POWER KNEE воспроизвести реальную кинематику ходьбы, при этом достигая необходимой функциональности при изменении условий движения [9]. Коленный модуль RHEO KNEE 3, выпускаемый также данной фирмой, автоматически подстраивается к стилю ходьбы человека. Усовершенствованный привод RHEO KNEE 3 обеспечивает самый высокий уровень сопротивления в течение всей фазы опоры. В эту модель был добавлен дополнительный кинематический датчик для повышения безопасности в фазе опоры и улучшения устойчивости в положении стоя. RHEO KNEE 3

распознает любые неровности рельефа и запускает систему поддержки опоры, которая помогает человеку чувствовать себя уверенно на любой дороге, не спотыкаться и не падать. Коленный модуль RHEO KNEE 3 учится непрерывно и самостоятельно адаптируется к человеку и к окружающей среде. Он позволяет человеку больше двигаться и при этом меньше устать. Зарядки его аккумулятора хватает на 3 суток.



Рисунок 1.9 Электронно-управляемый коленный модуль POWER KNEE

Наиболее сложной частью ноги для воспроизведения по функциональности является ступня. В основе современного протезирования ступней лежит сложная гидравлика, имитирующая основные положения, которые принимает стопа при ходьбе, стоянии, поворотах и даже танцевальных движениях (рисунок 1.10) [1].

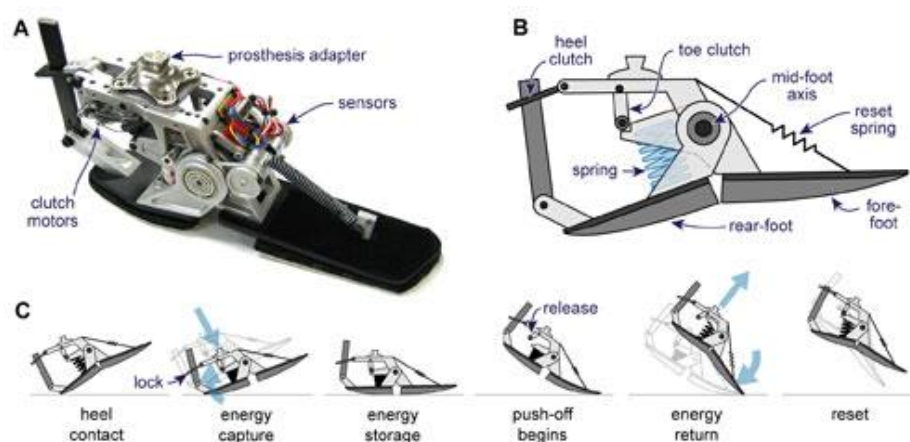


Рисунок 1.10 Роботизированная ступня: А – внешний вид, В – конструкция, С - фазы движения

А первым в мире интеллектуальным протезом ступни, поступившим в розничную продажу, стал ProprioFoot – протез, который способен "думать и действовать сам" (рисунок 1.11). Официальными разработчиками данного протеза являются компания из Исландии Ossur и канадская фирма Dynastream Innovations.



Рисунок 1.11 Протез ProprioFoot

Стоимость ProprioFoot составляет примерно \$9000. Данный протез способен на промежутке 15 шагов вычислить особенности походки и нагрузку его владельца, максимально точно запомнить «стиль хозяина» и в дальнейшем подстраиваться под него. Стопа PROPRIO FOOT легко адаптируется к рельефу, обеспечивая непревзойденную устойчивость, эффективность и комфорт на склонах и ступенях. PROPRIO FOOT определяет, когда пользователь начинает подниматься или спускаться по лестнице и автоматически подстраивается под движение, помогает сбалансировать походку, что снижает нагрузку на коленные суставы, бедра и спину. PROPRIO FOOT позволяет, вставая и садясь, подгибать обе стопы (а не одну) под колени, благодаря чему движения становятся более естественными и симметричными. В положении сидя протез автоматически опускает носок стопы в местах соприкосновения с поверхностью. Используя этот протез, пациент может позволить себе любую обувь с каблуком от 0 до 5 см.

Возможности коленного модуля RHEO KNEE и стопы PROPRIO FOOT были объединены в бионическом протезе SYMBIONIC LEG 3 (рисунок 1.12). Микропроцессорное управление стопы при каждом шаге в фазе переноса поднимает носок, что позволяет безопасно проносить протез через препятствие, комфортно спускаться и подниматься по лестнице.

Протез изготавливается одной высоты с сохранившейся конечностью (обычно протез бедра с одноосными коленными модулями делается короче на 1 – 1,5 см.), что существенно снижает нагрузку на позвоночник и предотвращает его искривление [1].

Кроме создания роботизированных протезов, способных «вести диалог» с нервной системой, важным направлением является остеоинтеграция, то есть сращивание искусственного модуля и кости, что позволит обойтись без гильзы протеза. Эксперименты по сращиванию титановых имплантатов с кожей, мышцами и костной тканью проводятся регулярно, а некоторые компании (в частности, немецкая ESKA Implants с их технологией Endo-Exo) уже представили серийные разработки.



Рисунок 1.12 Бионический протез SYMBIONIC LEG 3

Таким образом, чтобы обеспечить производство полноценной импортозамещающей продукции, необходимо отечественным производителям вы-

пускать продукцию с лучшими по сравнению с аналогами характеристиками, притом, что установленная планка находится на очень высоком уровне [2].

Очевидно, что существует множество путей эффективного решения проблем создания систем управления бионическими протезами в рамках перечисленных направлений. В предлагаемой работе на примере конкретных узлов и моделей была сделана попытка показать возможности реализации перечисленных направлений.

### 1.3 Анализ биомеханических процессов, протекающих при ходьбе человека

Протезы нижних конечностей должны решать две основные задачи: обеспечивать функцию опоры (пациента на протез) и функцию крепления (протеза к телу пациента). За выполнение первой задачи отвечает вся конструкция протеза, в том числе и культеприемная гильза, за выполнение второй - система крепления, являющаяся частью культеприемной гильзы. Помимо этих задач протезы нижних конечностей должны обеспечивать устойчивость во время стояния и во время движения (статическую и динамическую устойчивость соответственно), адекватную динамичность (подвижность его составных частей относительно друг друга), конструктивную (механическую) прочность, надежность и долговечность, и косметичность (восполнение эстетических потерь из-за ампутации). По внешнему виду протез должен быть похож на здоровую конечность, а ходьба на нем по кинематическому рисунку должна (по возможности) приближаться к ходьбе здорового человека и не должна быть излишне утомительной. С целью разработки полнофункциональных протезов необходимо рассмотреть процесс ходьбы здорового человека.

Ходьба является одним из основных и естественных видов перемещения тела человека в пространстве. Она представляет собой сложное, разнорегулярно симметричное, циклическое движение, связанное с отталкиванием тела от опорной поверхности и перемещением его в пространстве. Ходьба —



это результат реализации двигательного стереотипа, комплекса безусловных и условных рефлексов, который представляет собой цепь последовательно закреплённых рефлекторных двигательных действий, выполняющихся автоматически без участия сознания.

Последовательность положения конечности взрослого человека при ходьбе показана на рисунке 1.13. При ходьбе тело поочередно опирается то на правую, то на левую ногу. Акт ходьбы отличается точной повторяемостью отдельных его компонентов, т.е. каждый из них представляет точную копию в предыдущем шаге. В акте ходьбы деятельное участие принимают также верхние конечности человека: при выносе вперед правой ноги правая рука движется назад, а левая — выносится вперед, т.е. руки и ноги человека при ходьбе совершают движения в противоположных направлениях [3, 4].

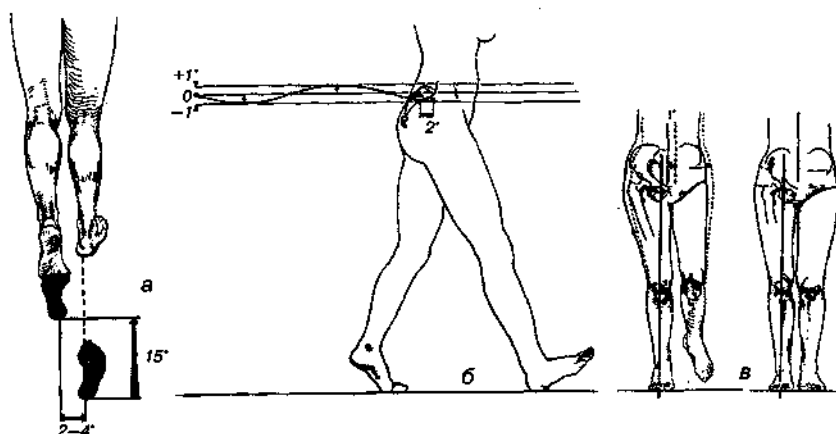


Рисунок 1.13 Ходьба в норме:

а - ширина и длина шага, б - отклонение центра тяжести во время ходьбы по вертикальной оси на 5 см, в - отклонение центра тяжести в сторону на 2,5 см

Движение отдельных звеньев свободной ноги (бедро, голени и стопы) определяется не только сокращением мышц, но и инерцией. Чем ближе звено к туловищу, тем меньше его инерция и тем раньше оно может последовать за туловищем. Так, бедро свободной ноги перемещается вперед раньше всего, поскольку оно ближе всего к тазу. Голень, будучи дальше от таза, отстает,

что ведет к сгибанию ноги в колене. Точно так же отставание стопы от голени вызывает сгибание в голеностопном суставе (рисунок 1.13, б).

Основным элементом ходьбы является шаг. Наименьшее время, прошедшее от данного положения до его повторения, является временем цикла. При ходьбе время цикла называют также «временем двойного шага»: каждая нога в своем циклическом движении находится либо на опоре, либо переносится на новое место опоры. Типичный цикл ходьбы схематично приведен на рисунке 1.14. В каждом шаге, совершаемом правой и левой ногой, различают период опоры и период переноса. Наиболее характерной особенностью ходьбы является опорное положение одной ноги (период одиночной опоры) или двух ног (период двойной опоры). Как период опоры, так и период переноса может быть разделен на две основные фазы, а именно: период опоры — на фазы переднего толчка и заднего толчка, разделенные моментом вертикали; переноса — фазы заднего шага и переднего шага, между которыми также находится момент вертикали [5].

При ходьбе в среднем темпе фаза опоры длится примерно 60 % от цикла двойного шага, фаза переноса примерно 40 %. Началом цикла ходьбы принято считать момент контакта пятки правой ноги с опорой. В норме приземление пятки осуществляется на её наружный отдел. С этого момента правая нога считается опорной. Иначе эту фазу ходьбы называют передний толчок — результат взаимодействия силы тяжести движущегося человека с опорой. Следующая фаза ходьбы — опора на всю стопу. Вес тела распределяется на передний и задний отдел опорной стопы. Другая, в данном случае — левая нога, сохраняет контакт с опорой. Примерно через 65 % времени двойного шага, в конце интервала опоры, происходит отталкивание тела вперёд и вверх за счёт активного подошвенного сгибания стопы — реализуется задний толчок. Центр масс перемещается вперёд в результате активного сокращения мышц. Следующая стадия (фаза переноса) характеризуется отрывом ноги и перемещением центра масс под влиянием силы инерции. Цикл ходьбы завершается моментом контакта пятки с опорой.

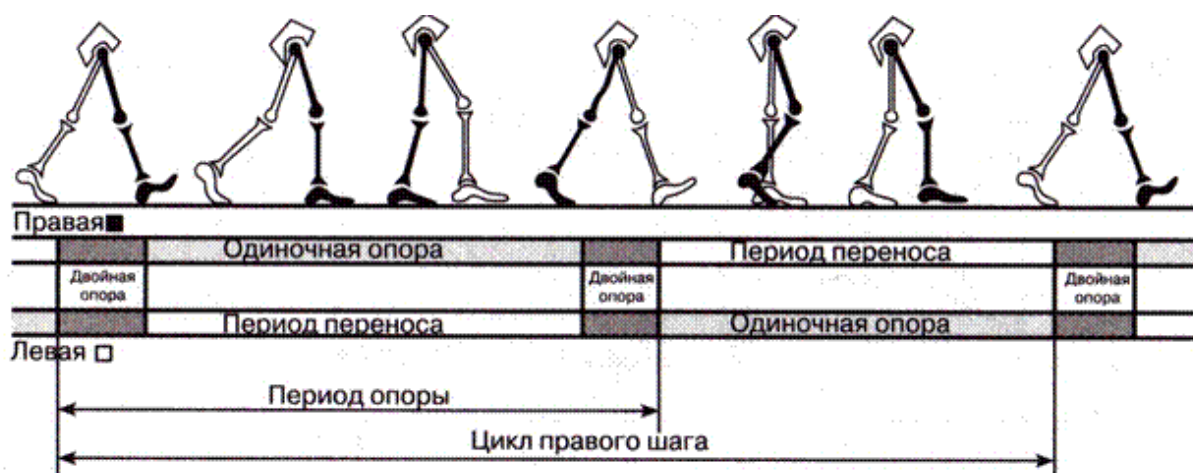


Рисунок 1.14 Типичный цикл ходьбы человека

Размер шага в среднем составляет 66 см, при спокойной ходьбе продолжительность его — около 0,6 сек. В биомеханике принято измерять межзвенные углы человека между продольными осями смежных сегментов конечности. На рисунке 1.15 (а) приведены графики межзвенных углов в тазобедренном суставе (ТБС), коленном (КС), голеностопном (ГСС) и плюснефаланговом (ПФС) при ходьбе в норме. Характерной особенностью графиков этих углов (ангулограмм) является довольно стабильная периодичность. У разных людей меняются только продолжительность периода и диапазон изменений угла (амплитуда).

В норме эти амплитуды составляют: в ТБС  $26^{\circ}$ -  $30^{\circ}$ ; в КС в опорный период шага  $12^{\circ}$ - $15^{\circ}$ ; в переносный период —  $55^{\circ}$ - $62^{\circ}$ ; в ГСС подошвенное сгибание равно  $17^{\circ}$ - $20^{\circ}$ ; тыльное —  $8^{\circ}$ - $10^{\circ}$ . В ПФС при опоре сначала идет выпрямление до  $0^{\circ}$ , а при заднем толчке (от заднего толчка опорной ноги тело устремляется вперед) в ПФС снова происходит сгибание до  $10^{\circ}$ - $12^{\circ}$ .

Помимо мышц нижних конечностей при ходьбе включаются в динамическую работу почти все мышцы туловища, шеи и верхних конечностей.

При ходьбе человек взаимодействует с опорной поверхностью, при этом возникают силовые факторы, называемые главным вектором и главным моментом сил реакции опоры. Типичные графики вертикальной и продольной составляющих главного вектора опорной реакции при ходьбе в произ-

вольном темпе в норме представлены на рисунке 1.15 (б).

Для графика вертикальной составляющей главного вектора опорной реакции характерно наличие двух вершин, соответствующих переднему (опора на пятку) и заднему (отталкивание передним отделом стопы) толчкам. Амплитуды этих вершин превышают вес человека  $P$  и достигают  $1,1-1,25 \cdot P$ . Продольная составляющая главного вектора сил реакции опор имеет тоже две вершины разных знаков: первая, соответствующая переднему толчку, направлена вперед; вторая, соответствующая заднему толчку, направлена назад. Максимумы продольной составляющей главного вектора опорной реакции достигают  $0,25 \cdot P$ . Есть еще одна составляющая главного вектора опорной реакции — поперечная. Она возникает при переступании с одной ноги на другую и ее максимум достигает 8-10% от веса человека.

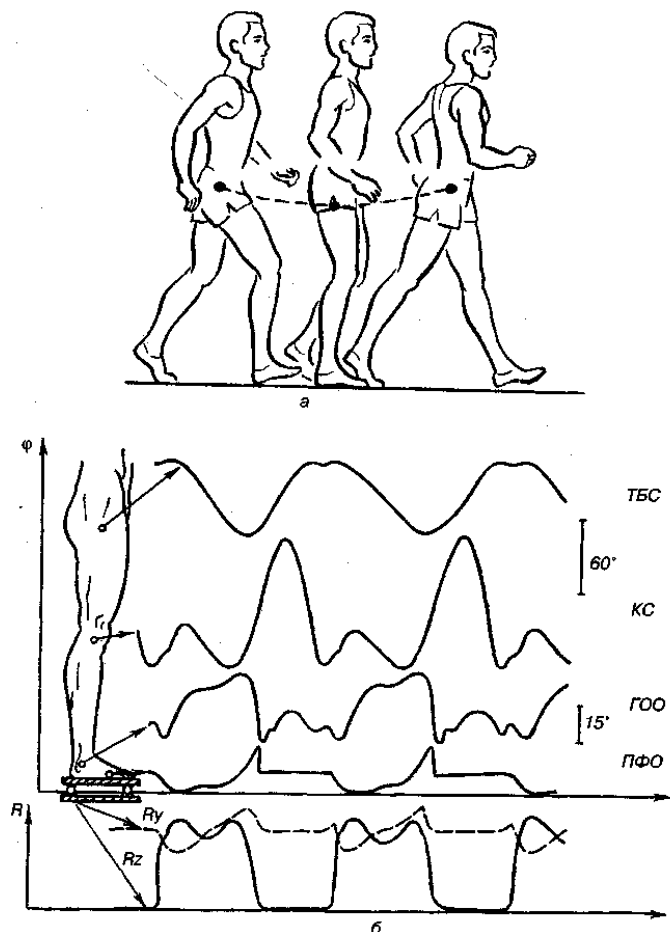


Рисунок 1.15 Перемещение ОЦТ тела при обычной ходьбе: а - графики межзвенных углов и опорных реакций при ходьбе в норме, б -  $R_z$ ,  $R_y$  - вертикальная и продольная компоненты опорной реакции

Основной механизм, определяющий эффективность ходьбы — это перемещение общего центра тяжести тела (ОЦТ). ОЦТ при ходьбе наряду с поступательными движениями (вперед), совершает еще движения боковые и в вертикальном направлении. В последнем случае размах (вверх и вниз) достигает величины 4 см (у взрослого человека), при этом туловище опускается больше всего именно тогда, когда одна нога опирается всей подошвой, а другая вынесена вперед. Боковые движения (качания в стороны) центра тяжести доходят до 2 см. Колебания ОЦТ в стороны связаны с перемещением на опорную ногу всей массы тела, благодаря чему траектория ОЦТ проходит непосредственно над площадью опоры. Чем ходьба быстрее, тем эти колебательные движения меньше, что объясняется влиянием инерции тела. Перемещение ОЦТ представляет собой типичный синусоидальный процесс с частотой соответствующей двойному шагу в медиолатеральном направлении, и с удвоенной частотой в передне-заднем и вертикальном направлении [9, 10].

Ходьбу в биомеханике принято рассматривать с позиции модели прямого и обратного маятника, при этом тело и сегменты конечностей представляют как систему физических маятников (рисунок 1.16).

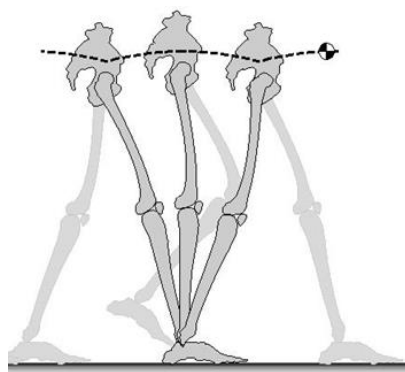


Рисунок 1.16 Анализ процесса ходьбы с позиции теории перевернутого маятника

Известно, что маятник имеет максимум потенциальной энергии в высшей точке и превращает её в кинетическую, отклоняясь вниз. При этом некоторая часть энергии расходуется на трение (рисунок 1.17). Во время ходьбы, уже в самом начале периода опоры, как только ОЦТ начинает подниматься,

кинетическая энергия движения превращается в потенциальную, и наоборот, переходит в кинетическую, когда ОЦТ опускается.

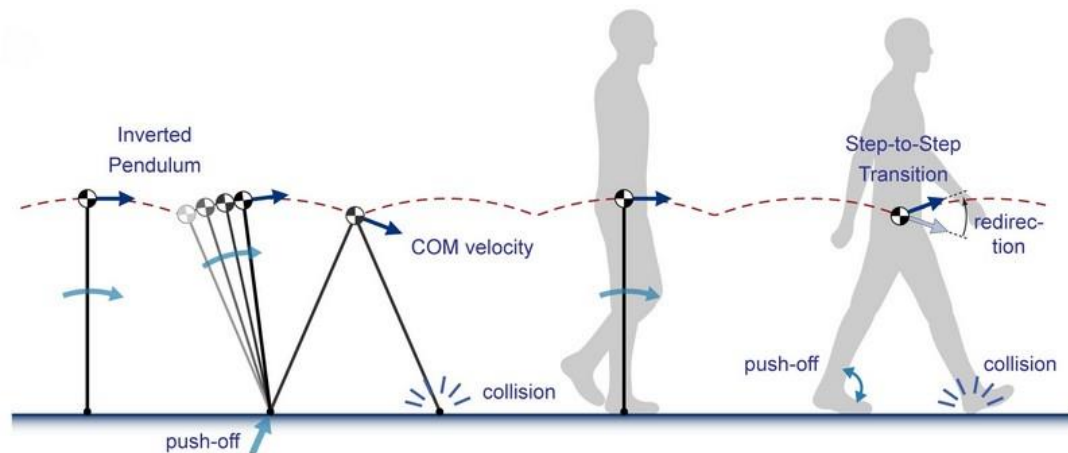


Рисунок 1.17 Траектория движения ОЦТ человека при ходьбе

Мышцы должны постоянно компенсировать потерю энергии, которая составляет около тридцати пяти процентов. Мышцы включаются для перемещения центра масс из нижнего положения в верхнее, восполняя утраченную энергию (рисунок 1.18).

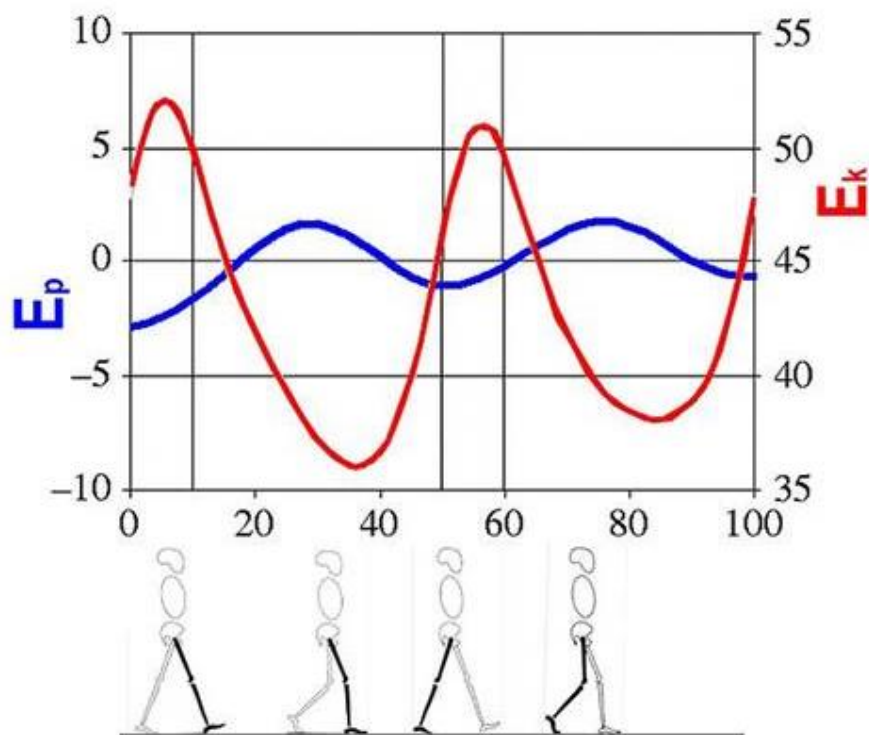


Рисунок 1.18 Изменение энергии в процессе ходьбы

Эффективность ходьбы связана с минимизацией вертикального перемещения общего центра масс. Однако увеличение энергетики ходьбы неразрывно связано с увеличением амплитуды вертикальных перемещений, то есть при увеличении скорости ходьбы и длины шага неизбежно увеличивается вертикальная составляющая перемещения центра масс.

На протяжении опорной фазы шага наблюдается постоянные компенсирующие движения, которые минимизируют вертикальные перемещения и обеспечивают плавность ходьбы.

#### 1.4 Разработка структурной схемы системы управления бионическим протезом нижней конечности

Анализ функций опорно-двигательного аппарата человека и процессов, протекающих при ходьбе, позволил определить требования к конструкции и системе управления бионическим протезом:

- конструкция протеза должна быть изготовлена по блочно-модульному принципу с целью унификации протезов, так как уровни ампутации могут быть различны;
- протез должен обеспечивать как поступательное, так и вращательное движение в области лодыжки и колена;
- протез должен обеспечивать процесс преобразования потенциальной энергии в кинетическую, т.е. система управления протезом должна обеспечивать различие фаз переноса и опоры;
- система должна обеспечивать распознавание электромиографических сигналов с целью выделения двигательной активности мотонейронов.

В ходе работы над ВКР была разработана структурная схема управления протезом, позволяющая учесть рассмотренные выше требования. В работе предлагается система управления бионическим протезом для трансфеморальной ампутации нижней конечности, т.е. при ампутации ноги выше колена. Схема представлена на рисунке 1.19. Система содержит канал распознавания биоэлектрической активности мотонейронов, канал контроля ускорения

бедр, каналы контроля состояния колена и лодыжки, каналы выявления фазы опоры и переноса, а также беспроводной блок управления протезом для организации обратной связи системы управления протезом с человеком.

В состав канала распознавания биоэлектрической активности входит матрица электродов, нормирующий усилитель НУ, полосовой фильтр ПФ, аналого-цифровой преобразователь АЦП1.

В состав канала контроля ускорения бедра входит датчик ускорения (акселерометр), интегратор, АЦП2.

В состав каналов контроля угла колена и лодыжки входят соответственно датчик угла колена ДУК, датчик угла лодыжки ДУЛ, преобразователи сопротивления в напряжение для колена ПСНК и для лодыжки ПСНЛ и АЦП3 и АЦП4.

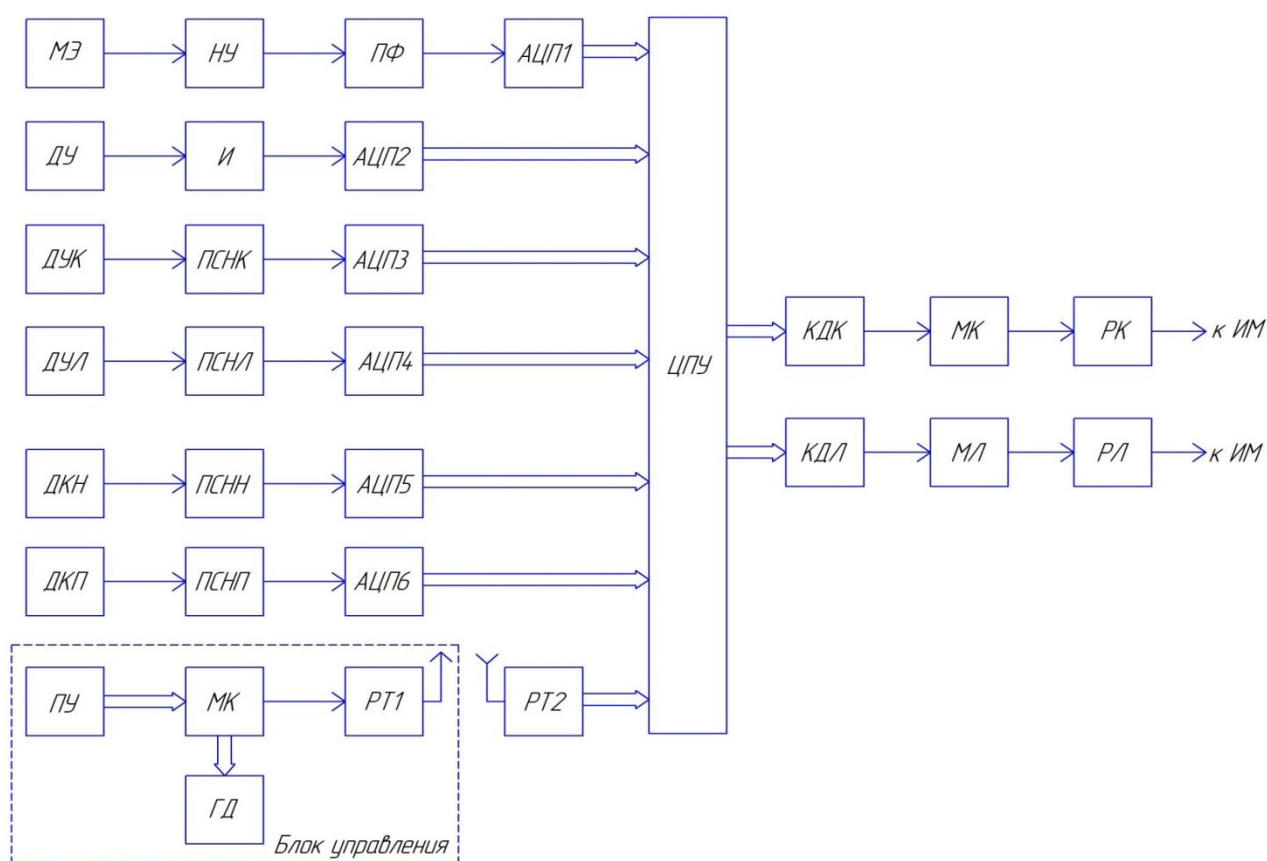


Рисунок 1.19 Структурная схема управления бионическим протезом

В состав каналов контроля касания пятки и носка входят соответственно датчик касания носка ДКН, датчик касания пятки ДКП, преобразователи



сопротивления в напряжение для носка ПСНН, для пятки ПСНП, а также АЦП5 и АЦП6.

Система управления протезом сочетает командное управление пользователем и автоматизированное управление, при этом приоритетной задачей является безопасность пользователя. Такое решение дает пользователю возможность не «задумываться» над тем как выполнить движение, но в тоже время дает возможность непосредственно влиять на параметры функционирования своей бионической интеллектуальной конечности. С этой целью в системе используется беспроводный блок управления, в состав которого входят пульт управления ПУ, микроконтроллер МК, графический дисплей ГД, радиотрансивер РТ1.

Сигналы с АЦП поступают на центральное процессорное устройство ЦПУ, которое служит для обработки информации и создания команд для управления исполнительными механизмами. Для управления мотором МК и редуктором РК колена, а также мотором МЛ и редуктором РЛ лодыжки используются соответствующие контроллеры движения КДК и КДЛ.

### 1.5 Разработка функциональной схемы системы управления

На основе структурной схемы была разработана функциональная схема системы управления. Схема представлена на рисунке 1.20. Система работает следующим образом. Активный АЭ, пассивный ПЭ и индифферентный ИЭ электроды расположены в местах расположения мотонейронов (двигательных единиц). В момент возникновения намерения движения на электродах регистрируется биоэлектрическая активность, проявляющаяся ростом амплитуды сигнала ЭМГ. Сигнал ЭМГ усиливается нормирующим усилителем, выполненным на основе инструментального усилителя с целью обеспечения защиты от синфазной помехи. Усиленный сигнал поступает на полосовой фильтр, полоса пропускания которого соответствует диапазону изменения сигнала ЭМГ. Далее сигнал оцифровывается с помощью АЦП и поступает для дальнейшей обработки на центральное процессорное устройство CPU.

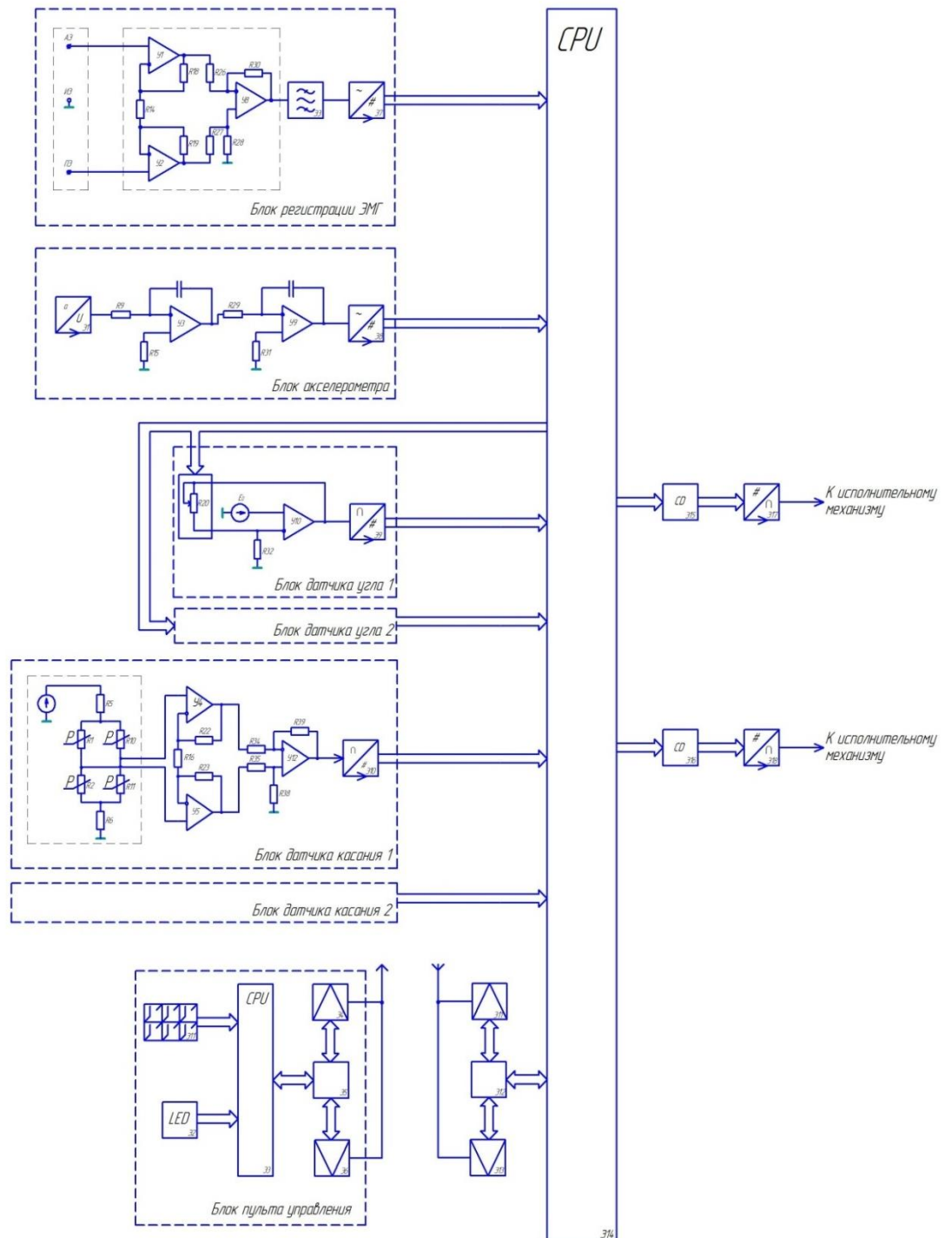


Рисунок 1.20 Функциональная схема управления бионическим протезом

Датчик ускорения (акселерометр) расположен на оставшейся мышце бедра. Сигнал акселерометра поступает на блок интеграторов, выходной сигнал первого интегратора пропорционален угловой скорости движения бедра,

выходной сигнал второго – углу вращения бедра в саггитальной плоскости (плоскости, делящей тело человека на левую и правую половину). Выходной сигнал второго интегратора оцифровывается с помощью АЦП и поступает в CPU.

Блок датчика угла 1 и блок датчика угла 2 – это блоки контроля угла вращения соответственно колена и лодыжки. Датчики угла реализованы на потенциометрических датчиках, позволяющих преобразовать угол вращения колена (лодыжки) в напряжение. Далее напряжение, пропорциональное углу вращения колена (лодыжки) поступает на АЦП, а потом в CPU.

Блоки датчиков касания носка и пятки необходимы для определения фаз ходьбы – переднего и заднего толчка в моменты касания или отрыва от опоры. Чувствительные элементы датчиков касания реализованы на тензорезисторах, включенных в мостовую схему. Сигнал разбаланса моста усиливается инструментальным усилителем, далее оцифровывается АЦП, выходной сигнал которого поступает в CPU.

Беспроводный блок управления состоит из пульта управления Э11, микроконтроллера Э3, графического дисплея LED, радиотрансивера, реализованного на элементах Э4-Э6 и Э11-Э13.

Центральное процессорное устройство CPU обрабатывает полученную с АЦП блоков протеза информацию и создает команды для управления исполнительными механизмами. Для управления моторами редуктором колена, а также мотором и редуктором лодыжки используются соответствующие контроллеры движения, реализованные на элементах Э15 и Э16. Выходной сигнал контроллеров преобразуется с помощью цифроаналоговых преобразователей (Э16, Э18) в аналоговый сигнал, управляющий исполнительными механизмами.

## 1.6 Выбор и расчет основных узлов системы управления

### 1.6.1 Выбор электродов для блока электромиографии

От качества съема биопотенциалов с поверхности кожи очень сильно зависит работа всей остальной системы в целом. Первоочередной задачей при разработке биоэлектрических протезов является нахождение оптимальной конструкции электродов, а также способ их крепления и выбор нужных точек наложения. Электрод – это устройство, с помощью которого осуществляется отведение биоэлектрических потенциалов от поверхности кожного покрова. К конструкции и материалу электродов предъявляется ряд требований, определяемых специфическими условиями регистрации биопотенциалов и свойствами биообъекта:

- хорошая электропроводность;
- биологическая инертность (нетоксичность);
- высокая прочность;
- возможность надёжного и удобного крепления;
- отсутствие поляризации, высокая помехоустойчивость к специфическим помехам;
- лёгкость и пластичность;
- физико-химическая инертность;
- стабильность измерений;
- малые габариты и вес;
- простота и долговечность.

В то время как в клинической практике для съема ЭМГ-сигналов широко используются игольчатые электроды, с помощью которых удастся получать биопотенциалы с отдельных двигательных единиц, для целей биоуправления целесообразно использовать электроды, накладываемые на поверхность кожи. При поверхностном отведении приходится иметь дело с суммарным ЭМГ-сигналом от различных двигательных единиц, расположенных в непосредственной близости от отводящих электродов.

Так как живой ткани присуща реакция на любое инородное тело, с которым оно соприкасается, то материал электрода должен быть биологически инертным (нетоксичным). Кроме того, электрод должен иметь по возможности минимальные размеры, так как тканевая реакция выражена тем сильнее, чем больше инородное тело. Размер электрода должен быть небольшим еще и потому, что с увеличением электрода увеличиваются помехи от соседних участков ткани. С другой стороны, препятствием к уменьшению электрода является требование высокой электропроводности и прочности. Последнее имеет особенно большое значение в ЭМГ, где электроды подвергаются разнообразной механической нагрузке: изгибанию, ударам, растяжению и т.д. Чтобы избежать поломки при интенсивной мышечной работе, электроды и подходящие к ним провода должны быть достаточно мягкими и гибкими. Конструкция электродов должна предусматривать возможность надёжного и удобного крепления. Общим требованием, предъявляемым к поверхностным электродам, является требование уменьшения переходного сопротивления электрод-кожа, определяющего погрешность импеданса. Значение этого сопротивления зависит от типа материала электрода, свойств кожи, площади её соприкосновения с электродом, от свойств межконтактного слоя между электродом и кожей. В общем случае структуру участка контакта электрода с кожей можно представить в виде, изображенном на рисунке 1.21:

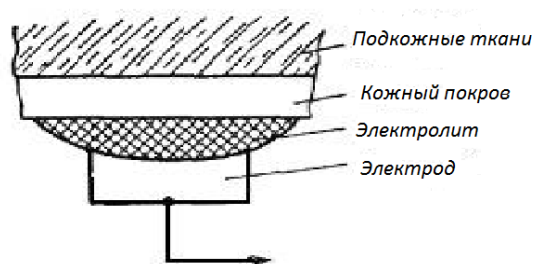


Рисунок 1.21 Структура контакта электрод - кожа

Между кожей и электродом размещен тонкий пласт электролита, который возникает либо естественным путем (выделение потовых желез), либо при наложении электрода для улучшения контакта (токопроводящие пасты, физиологический раствор). Поверхность контакта предполагается плоской,

поскольку на расстояниях, сравнимых с геометрическими размерами электрода, кривизной поверхности тела можно пренебречь.

Поверхностные электроды позволяют отводить биопотенциалы с поверхности кожи над двигательной точкой мышцы или над нервом. Форма пластинчатых электродов может быть круглой или прямоугольной, площадь 30-100 кв. мм, толщина от 1 до 3 мм. Часто поверхностные электроды фиксируются на изолирующей платформе с фиксированным расстоянием между ними равным 20 мм между центрами (биполярные электроды). Увеличение как площади, так и расстояния между электродами ведет к повышению амплитуды регистрируемых потенциалов. В связи с этим, для сравнения получаемых данных и для набора нормативных показателей необходимо использовать стандартные электроды с фиксированной площадью и межэлектродным расстоянием. Электроды изготавливаются из нержавеющей стали или, что лучше, из серебра (хлорсеребряные) для уменьшения их поляризации, т.е. накопления на их поверхности электрического заряда, и минимизации помех при регистрации ЭМГ. Для регистрации ЭМГ целесообразно выбрать неполяризующие хлорсеребряные (Ag-AgCl) электроды (рисунок 1.22).



Рисунок 1.22 Электроды для ЭМГ

### 1.6.2 Выбор усилителя для канала ЭМГ

Для создания качественных протезов с биоэлектрическим управлением необходимо иметь возможность получать качественный и стабильный ЭМГ-сигнал. Основная сложность при разработке усилителей ЭМГ-сигнала заключается в том, что эти сигналы имеют очень маленькую амплитуду (от 20 мкВ до 2 мВ при максимальном сокращении мышцы), при этом на полезный сигнал могут накладываться шумы, амплитуда которых может существенно превышать сам ЭМГ-сигнал. Необходимо принимать во внимание тот факт, что амплитудные характеристики ЭМГ-сигналов для разных мышц могут существенно отличаться, они могут иметь различные значения у разных людей. При снятии биопотенциалов с поверхности культи у инвалидов амплитуда сигнала, как правило, оказывается гораздо ниже, чем у здоровых людей. В силу вариабельности максимального значения амплитуды ЭМГ-сигнала у разных людей и разных мышц усилитель биопотенциалов должен иметь возможность изменения своего коэффициента усиления в достаточно широких пределах [1].

Серьезной проблемой является влияние сетевой наводки 50 Гц на полезный сигнал. Ситуация осложняется тем, что частота 50 Гц находится в спектре полезного сигнала, который имеет диапазон 20–500 Гц. Также необходимо принимать во внимание тот факт, что если электроды и усилитель биопотенциалов находятся на значительном расстоянии друг от друга, то велика вероятность появления в полезном сигнале шумов, связанных с наводкой на соединительные провода.

Следующая проблема заключается в том, что при отведении сигнала от какой-либо группы мышц могут иметь место перекрестные помехи от соседних групп мышц. Величина этих перекрестных помех может достигать существенных значений. В некоторых случаях может наблюдаться влияние ЭКГ-сигнала на сигнал электромиограммы [1]. Таким образом, необходимо максимально снизить взаимное влияние электрической активности соседних мышц друг на друга. Это достигается путем оптимального подбора формы

электродов, межэлектродного расстояния, выбором точек наложения электродов.

Важным моментом является состояние контакта кожа–электрод. Здесь нужно принимать во внимание целый ряд факторов: эффект поляризации электродов, высокий импеданс кожи, надежность крепления электродов и др. Необходимо помнить, что импеданс кожного покрова может изменяться, как функция влажности кожного покрова. На качество съема ЭМГ-сигнала серьезно влияет состояние кожи, волосяной покров, наличие подкожного жира.

Для протезов с биоэлектрическим управлением очень важно, чтобы при каждом повторном наложении электродов на кожу сигнал не менял своих характеристик. Даже малейшее смещение электродов может привести к изменению сигнала. Поэтому в первую очередь необходимо обеспечить точное позиционирование отводящих поверхностей на коже, неизменность характеристик и повторяемость результатов [2].

Протез является устройством носимым, следовательно, он может подвергаться различным воздействиям окружающей среды. Кроме того, во время эксплуатации протеза у инвалида может наблюдаться потение кожи, возможно механическое воздействие на электроды. Все это может привести к искажению ЭМГ-сигнала, появлению артефактов движения, смещению электродов.

Идеальным для регистрации биопотенциалов является усилитель, который обладает бесконечно большим входным сопротивлением, полностью подавляет помехи от силовой сети, нечувствителен к потенциалам поляризации и помехам, лежащим за пределами полосы частот полезного сигнала, не имеет собственных шумов и не вносит частотные и нелинейные искажения в полосе частот и динамическом диапазоне полезного сигнала. Одним из путей обеспечения высокого входного сопротивления и значительного подавления синфазной помехи является использование инструментального усилителя [2]. Подобные усилители обладают входным сопротивлением порядка десятков



гигаом и на уровне 110...120 дБ обеспечивают подавление синфазного сигнала.

Наиболее полно требованиям технического задания удовлетворяют инструментальные усилители AD8226 фирмы Analog Devices. Усилитель AD8226 - это недорогой, широкодиапазонный измерительный усилитель, который обеспечивает коэффициент усиления между 1 и 1000 путем установки только одного внешнего резистора. Усилитель AD8226 может работать как в двухполярном режиме от источников питания от  $\pm 1,35$  В до  $\pm 18$  В, так и от 2,2 В до 36 В при однополярном режиме. Расположение выводов микросхемы приведено на рисунке 1.23, назначение выводов - в таблице 1.1.

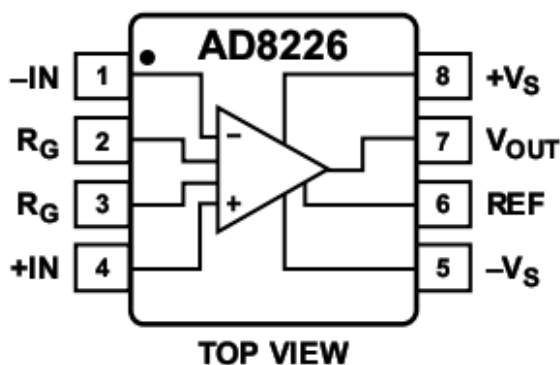


Рисунок 1.23 Расположение выводов (top view – вид сверху)

Таблица 1.1 Назначение выводов

№ контакта	Обозначение вывода микросхемы	Описание функций
1	- IN	Инвертирующий вход
2,3	RG	Выводы для подключения резистора обратной связи
4	+IN	Неинвертирующий вход
5	-Vs	Вход для подключения «-»источника питания
6	REF	Вход управления смещением усилителя
7	Vout	Выход
8	+Vs	Вход для подключения «+»источника питания

Выбранный усилитель имеет параметры, приведенные в таблице 1.2

Таблица 1.2 Параметры инструментального усилителя AD8226

Наименование характеристики	Значение
Устанавливаемые коэффициенты усиления	1,10,100,1000
Диапазон изменения входного напряжения	от -10В до +10В
Диапазон изменения выходного напряжения	от -10В до +10В
Диапазон рабочих температур	от минус 40 до 80 °С
Максимальное входное напряжение смещения	100мкВ
Максимальный ток потребления	350мкА
Полоса пропускания	1,5МГц
Входное сопротивление	100кОм

Усилитель AD8226 построен по классической схеме инструментального усилителя на двух каскадах. Первый каскад построен из двух отдельных (невзаимосвязанных) неинвертирующих усилителей. Второй каскад — дифференциальный инвертирующий усилитель. Буферные взаимосвязанные неинвертирующие усилители увеличивают входное сопротивление (импеданс) низкоимпедансного дифференциального инвертирующего усилителя. Резистор R2 — общий для обоих неинвертирующих усилителей (рисунок 1.24).

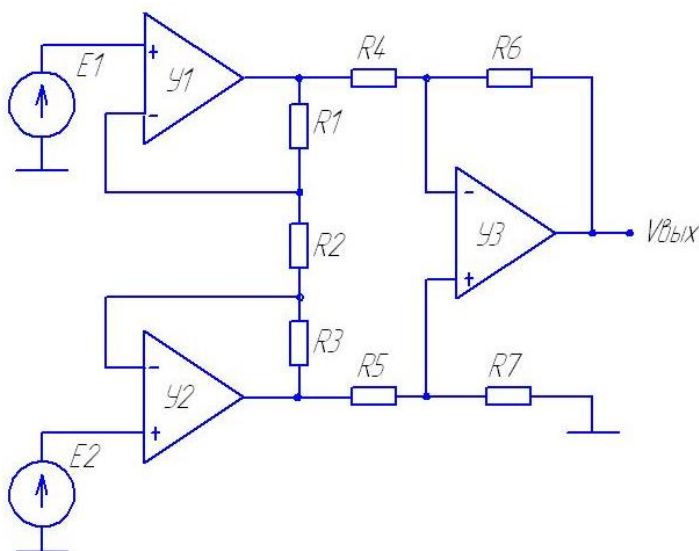


Рисунок 1.24 Функциональная схема усилителя AD8226

Коэффициент усиления напряжения дифференциального инвертирующего усилителя равен:

$$K_{Ud} = \frac{R_7}{R_5}$$

коэффициент усиления напряжения всей схемы составляет:

$$K_U = K_{Ud} \cdot K_{Ub} = \frac{V_{out}}{V_2 - V_1} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_2}\right) \cdot \frac{R_7}{R_5}$$

На выходе первого каскада, на первом операционном усилителе напряжение составит:

$$V_{i1} = V_2 + \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \cdot (V_1 - V_2)$$

и на втором операционном усилителе:

$$V_{i2} = V_1 + \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \cdot (V_2 - V_1)$$

Это следует из того, что за счет обратной связи и собственного бесконечно большого коэффициента усиления операционного усилителя напряжения на инвертирующих входах примерно равны входным напряжениям на неинвертирующих входах и резисторы  $R_1$  и  $R_2$  образуют соответствующие делители. Напряжение на неинвертирующем входе операционного усилителя второго каскада определяется делителем, собранном на резисторах  $R_2$  и  $R_3$ , будет равно:

$$V_{dp} = V_{i2} \cdot \frac{R_7}{R_5 + R_7}$$

Напряжение на его инвертирующем входе так же определяется делителем собранном на другой паре резисторов  $R_2$  и  $R_3$ :

$$V_{dm} = V_{out} - (V_{out} - V_{i1}) \cdot \frac{R_7}{R_5 + R_7}$$

Эти напряжения должны стать примерно равными за счет обратной связи и собственного бесконечно большого коэффициента усиления операционного усилителя:

$$V_{i2} \cdot \frac{R_7}{R_5 + R_7} = V_{out} - (V_{out} - V_{i1}) \cdot \frac{R_7}{R_5 + R_7}$$

оттуда:

$$V_{out} = (V_{i2} + V_{out} - V_{i1}) \cdot \frac{R_7}{R_5 + R_7}$$

$$V_{out} \cdot \left(1 + \frac{R_5}{R_7}\right) = V_{i2} + V_{out} - V_{i1}$$

$$V_{out} \cdot \frac{R_5}{R_7} = V_{i2} - V_{i1}$$

и наконец:

$$\begin{aligned} V_{out} &= (V_{i2} - V_{i1}) \cdot \frac{R_7}{R_5} \\ &= \left( V_1 + \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \cdot (V_2 - V_1) - V_2 - \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \cdot (V_1 - V_2) \right) \cdot \frac{R_7}{R_5} = \\ &= \left(1 + \frac{2 \cdot R_1}{R_2}\right) \cdot \frac{R_7}{R_5} \cdot (V_2 - V_1) \end{aligned}$$

соответственно:

$$K_U = \left(1 + \frac{2 \cdot R_1}{R_2}\right) \cdot \frac{R_7}{R_5}$$

Для усилителя AD8226 сопротивления резисторов микросхемы

$R_1 = R_3 = 24,7 \text{ кОм}$ ,  $R_4 = R_5 = R_6 = R_7 = 50 \text{ кОм}$ . Тогда

$$K_U = 1 + \frac{2 \cdot 24,7 \text{ кОм}}{R_2}$$

Регулируя сопротивление резистора  $R_2$ , можно получить требуемое напряжение на выходе. Так как при снятии ЭМГ диапазон изменения биопотенциалов 0,1-200 мВ, то для получения выходного напряжения 2 В коэффициент усиления должен быть  $K_U=10$ . Тогда для его обеспечения сопротивление  $R_2$  должно быть равным

$$R_2 = \frac{49,4 \text{ кОм}}{K_U - 1} = 5,49 \text{ кОм}$$

Усилитель AD8226 имеет низкую стоимость (350 руб.), высокую точность и небольшие габаритные размеры, что делает его широко применимым при разработке различных устройств, работающих в условиях больших синфазных помех.

### 1.6.3 Выбор и расчет полосового фильтра

Для получения информативного сигнала ЭМГ в тракте обработки используем полосовой фильтр (ПФ). Полосовой фильтр - это устройство, которое пропускает сигналы только в определенной полосе частот подавляет их за пределами этой полосы. Передаточную функцию ПФ можно описать выражением:

$$T(s) = \frac{\frac{K_{PE3} \cdot \omega_0}{Q_F} \cdot s}{s^2 \cdot \frac{\omega_0}{Q_F} \cdot s + \omega_0^2},$$

ее можно представить в другом виде:

$$T(s) = \frac{K_{PE3}}{1 + Q_F \left( \frac{s}{\omega_0} + \frac{\omega_0}{s} \right)},$$

где  $K_{PE3}$  — коэффициент передачи на центральной частоте  $\omega_0$ ,

$Q_F = \frac{\omega_0}{\omega_2 - \omega_1}$  — добротность фильтра.

Частоты  $\omega_1$  и  $\omega_2$  — это частоты, на которых характеристика  $T(s)$  снижается на -3 дБ по сравнению с  $K_{PE3}$ .

Можно показать, что:

$$\begin{aligned}\omega_0 &= \sqrt{\omega_1 \cdot \omega_2}, \\ \omega_1 &= \left[ \sqrt{\left(1 + \frac{1}{4Q_F^2}\right)} - \frac{1}{2Q_F} \right] \omega_0, \\ \omega_2 &= \left[ \sqrt{\left(1 + \frac{1}{4Q_F^2}\right)} + \frac{1}{2Q_F} \right] \omega_0.\end{aligned}$$

Ширина полосы пропускания по уровню - 3дБ составляет:

$$\omega_2 - \omega_1 = \omega_0 / Q_F$$

Амплитудно-частотная (АЧХ) и фазо-частотная (ФЧХ) характеристика приведены на рисунке 1.25. При малых добротностях ( $Q_F < 1/2$ ) знаменатель передаточной функции можно разложить на два сомножителя с вещественными коэффициентами (т.е. передаточная функция может быть представлена в виде произведения двух функций первого порядка), поэтому АЧХ и ФЧХ

выглядят достаточно пологими. При  $Q_F > 1/2$  полюса передаточной функции становятся комплексными. С увеличением  $Q_F$  полоса пропускания сужается и характеристика фильтра становится более избирательной.

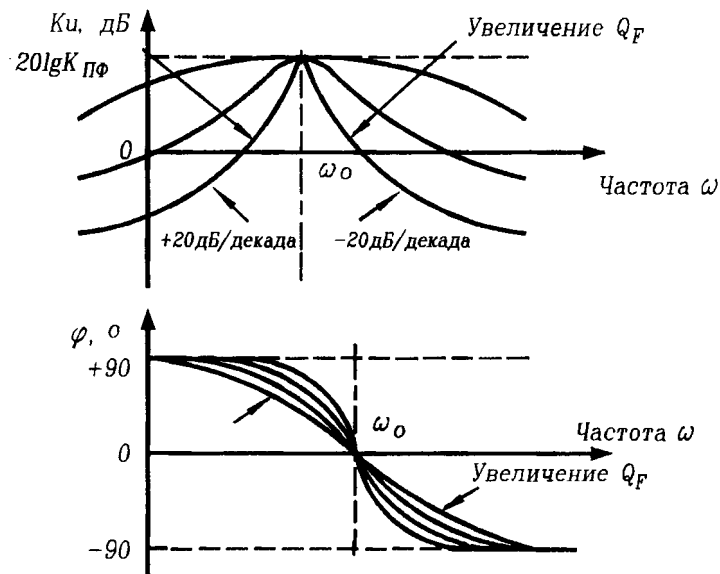


Рисунок 1.25 Амплитудно-частотная и фазо-частотная характеристика ПФ

Анализ схемотехнических решений реализации ПФ показал, что для решения поставленной в работе задачи целесообразно использовать ПФ на основе операционных усилителей (ОУ). На рисунке 1.26 представлена одна из схем такого фильтра.

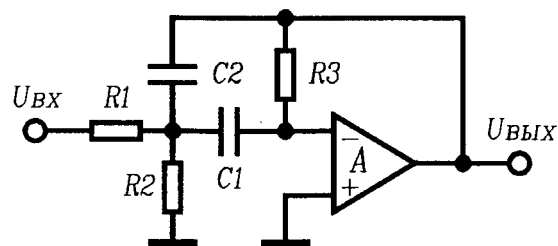


Рисунок 1.26 Полосовой фильтр на основе ОУ

Передаточная функция:

$$T(s) = \frac{-\frac{1}{R_1 C_1} s}{s^2 + \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2}\right) \frac{1}{R_3} s + \frac{1}{R_1 C_1 C_2} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right)}$$

Параметры схемы:

$$|K| = \frac{R_3}{R_1} \cdot \frac{C_1}{(C_1 + C_2)},$$

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{1}{R_3 C_1 C_2} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)},$$

$$Q_F = \frac{\left( \frac{R_3}{R_2} \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \right)^{\frac{1}{2}}}{\left( \frac{C_1}{C_2} \right)^{1/2} + \left( \frac{C_2}{C_1} \right)^{1/2}},$$

Полоса пропускания по уровню -3 дБ:

$$\Delta\omega_0 = \frac{1}{R_3} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)$$

Номиналы элементов

Выберем  $C_1 = C_2 = C$ , тогда

$$R_1 = \frac{Q_F}{|K|C\omega_0},$$

$$R_2 = \frac{Q_F}{(2Q_F^2 - |K|)C\omega_0},$$

Полоса пропускания

$$f_B - f_H = \frac{f_p}{Q_F}$$

Нижняя частота среза составляет 10 Гц, что позволяет избежать влияния артефактов (помех, возникающих при движении пациента) и постоянной составляющей полезного сигнала (напряжения смещения, напряжения поляризации). Верхняя частота – 250 Гц, что позволяет устранить влияние высокочастотных шумов электронных узлов.

Полоса частот тогда составит 240 Гц.

Определим номиналы элементов фильтра.

$$f_H = 10 \text{ Гц}; f_B = 250 \text{ Гц};$$

$$\omega_0 = \sqrt{2\pi f_H \cdot 2\pi f_B} = 3,87 \cdot 6,28 = 314 \text{ рад/с};$$

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 R_3 C_1 C_2}}$$

$$314 = \sqrt{\frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 R_3 C_1 C_2}}$$

$$R_3 = \frac{2Q_F}{C\omega_0}$$

Задаемся номиналами конденсаторов  $C = C_1 = 0,05$  мкФ, рассчитаем номиналы резисторов ПФ:  $R_1 = 5$  кОм;  $R_2 = 10$  кОм;  $R_3 = 350$  кОм. Выбираем резисторы из ряда E192  $R_1 = 5,11$  кОм;  $R_2 = 10$  кОм;  $R_3 = 352$  кОм. Так как мощность сигналов не высока, выбираем номинальную мощность рассеяния резисторов, исходя из обеспечения малых массогабаритных размеров блока. Минимальной мощностью рассеяния обладают отечественные SMD-резисторы типа P2-105, мощность рассеяния которых не превышает 0,03 Вт. В качестве конденсаторов выбираем отечественные SMD-конденсаторы типа K10-67-50B–0,05 мкФ, обладающие минимальными массогабаритными характеристиками при сохранении высокой точности.

В качестве ОУ выбираем микросхему серии LM107P. Данная микросхема является малогабаритным недорогим высокопроизводительным ОУ с малыми входными токами смещения и напряжения, с внутричастотной компенсацией при единичном усилении и защитой от короткого замыкания. Усилитель LM107 сохраняет свои параметры в диапазоне температур от  $-25^\circ\text{C}$  до  $85^\circ\text{C}$ , что позволяет использовать его в блоках управления бионическими протезами, эксплуатация которых происходит в условиях, отличных от  $20^\circ\text{C}$ .

Внешний вид микросхемы с указанием выводов приведен на рисунке 1.27

**LM107 . . . U FLAT PACKAGE  
(TOP VIEW)**

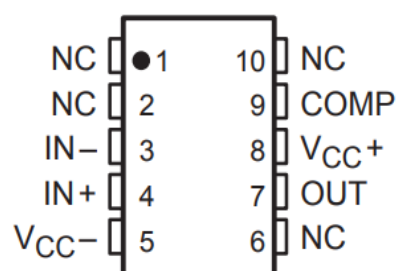


Рисунок 1.27 Внешний вид микросхемы LM107P



Технические данные операционного усилителя LM107

Напряжение питания:  $\pm 1,5 \dots 22$  В.

Усиление по постоянному напряжению: 100 дБ.

Входной ток смещения, не более 20 нА.

Входное напряжение смещения: 3 мВ.

Входное сопротивление 4МОм.

Ток потребления не более 1,5мА

Выбор и обоснование интегральной системы сбора данных

#### 1.6.4 Выбор и обоснование акселерометра

Для контроля фаз ходьбы в блоке управления необходим акселерометр. Выбираем 3-осевой акселерометр типа MMA7760 компании Freescale (США). MMA7760 – это компактный, малопотребляющий, датчик ускорения со встроенными схемами обработки сигнала и выходом по напряжению. В рабочем диапазоне  $\pm 2g$  акселерометр способен измерять статическое ускорение (гравитацию) и таким образом определять угол наклона, а также измерять динамическое ускорение, являющееся проявлением движения, ударов и вибрации. Энергопотребление акселерометра чрезвычайно мало, менее 200 мкА (типовое значение) при напряжении питания 2 В. Поставляется этот прибор в 16-выводном пластиковом корпусе CSP размером 4×4 мм. Модуль, помимо самой микросхемы акселерометра, содержит установленный операционный усилитель, использующийся в качестве буфера, а также все необходимые внешние компоненты обвязки. Функциональная схема акселерометра приведена на рисунке 1.28. Чувствительный элемент акселерометра имеет множество электродов в виде пластин, образуя с неподвижными электродами ячейки дифференциальных емкостных преобразователей перемещения (46 в случае MMA7760). Каждую ячейку составляют два конденсатора  $C_1$  и  $C_2$ , соединенных последовательно. Масса подвешена на четырех длинных пластинках - упругих подвесах, связанных с опорными креплениями, удерживающими ее на подложке. Силовая обратная связь восстанавливает любое от-

клонение вследствие ускорения и возвращает чувствительный элемент к состоянию покоя при  $0g$ . На рисунке 1.29 показана упрощенная схема чувствительного элемента акселерометра в состоянии покоя. Типовая схема включения микросхемы MMA7760 приведена на рисунке 1.30

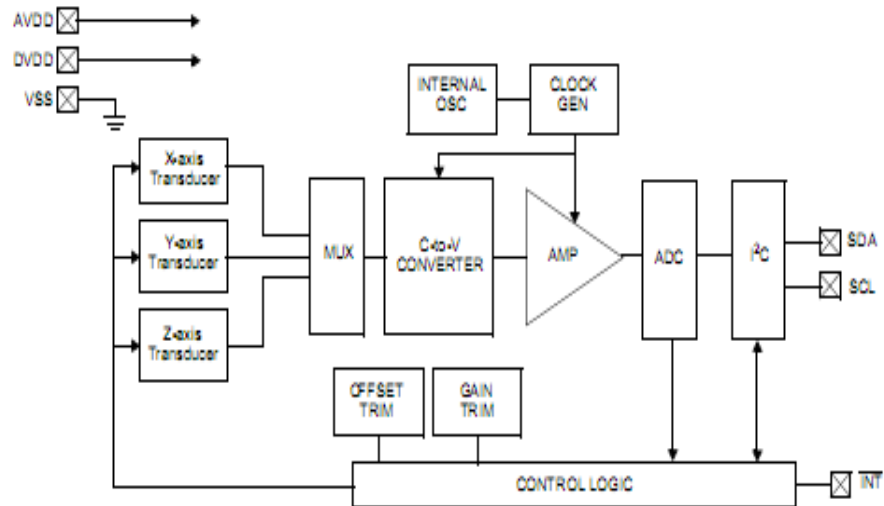


Рисунок 1.28 Функциональная схема микросхемы MMA7760

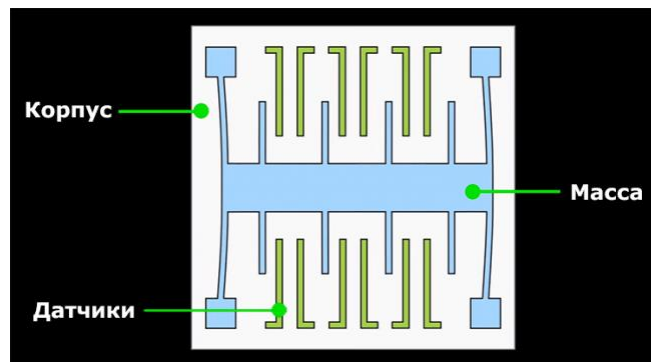


Рисунок 1.29 Упрощенная схема чувствительного элемента акселерометра в состоянии покоя

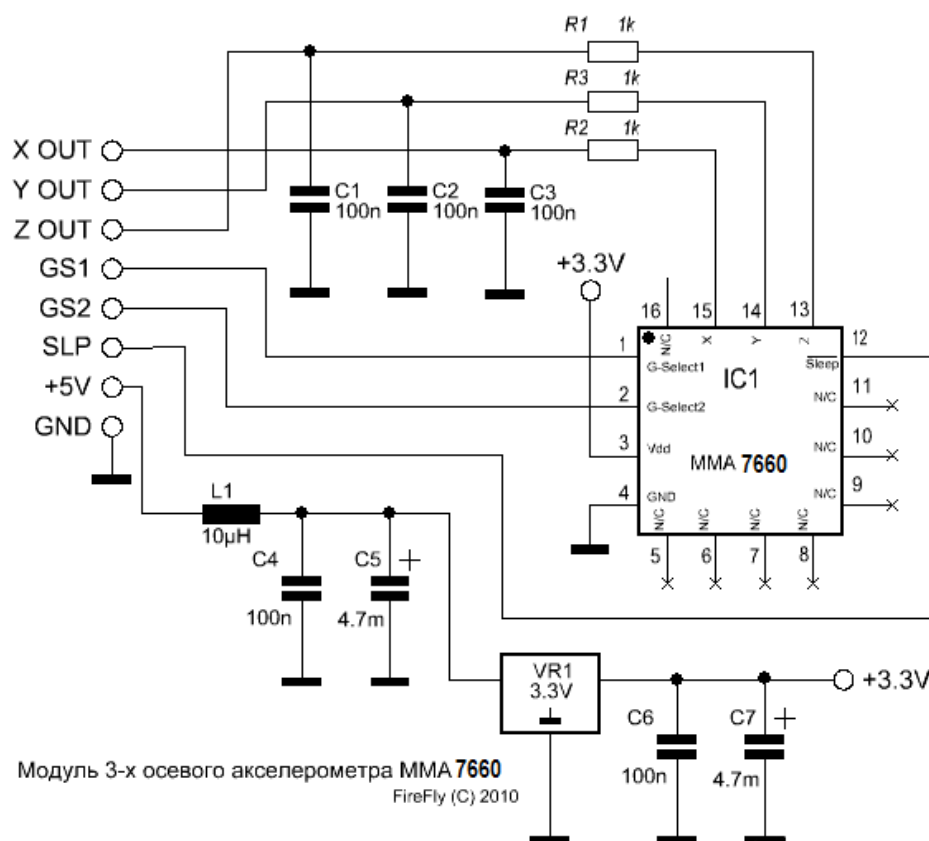


Рисунок 1.30 Типовая схема включения микросхемы MMA7760

### 1.6.5 Выбор и обоснование датчиков угла

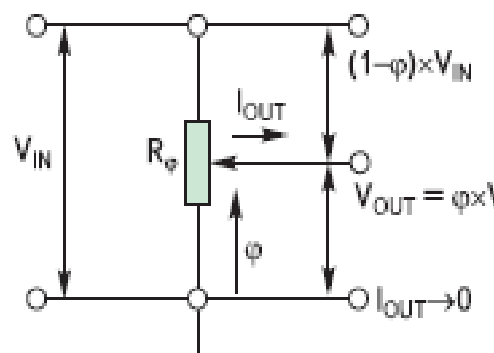
В качестве датчиков угла поворота целесообразно использовать потенциометрические датчики, так как эти датчики обладают простотой, надежностью, ремонтопригодностью, более низкой ценой по сравнению с бесконтактными при высокой точности измерения позволили сохранить им лидирующие позиции на приборостроительном рынке. Опыт эксплуатации резистивных потенциометров показал, что аппаратура, в которой они используются, обладает хорошим быстродействием, низкими массогабаритными показателями, повышенной помехоустойчивостью, а также возможностью работы в тяжелых условиях эксплуатации. В качестве датчика угла выбран потенциометрический датчик угла поворота. Выбор обусловлен такими достоинствами датчика угла как простота, надежность, ремонтопригодность, более низкая цена при высокой точности измерения позволили сохранить им лидирующие позиции на приборостроительном рынке. Опыт эксплуатации реостатных датчиков показывает [4], что аппаратура, в которой они используют-

ся, обладает хорошим быстродействием, низкими массогабаритными показателями, повышенной помехоустойчивостью, а также возможностью работы в тяжелых условиях эксплуатации.

Реостатный датчик угла поворота представляет собой регулируемый делитель электрического напряжения, коэффициент деления которого является функцией угла поворота движка относительно резистивного элемента. Конструктивно реостатный датчик представляет собой электрический проводник (резистивный элемент) с достаточно большим омическим сопротивлением, по которому скользит подвижный контакт, включающий в электрическую цепь любую часть заданного напряжения. На рисунке 1.31 приведена обобщенная схема реостатного датчика (а) и его электрическая схема (б). На схеме  $\varphi$  - измеряемый угол поворота;  $R_\varphi$  - переменное сопротивление датчика;  $V_{in}$ ,  $V_{out}$  - соответственно входное и выходное напряжение, соответственно;  $I_{out}$  - выходной ток.



а - конструкция



б – электрическая схема

Рисунок 1.31 Потенциометрический датчик угла поворота

Потенциометрический датчик угла поворота должен обладать постоянной величиной изменения выходного напряжения при равных угловых поворотах движка. На рисунке 1.32 приведен внешний вид потенциометрического датчика угла поворота (потенциометр прецизионный BOURNS, 3549S-1AA-501A)



Рисунок 1.32 Потенциометр прецизионный BOURNS, 3549S-1AA-501A

#### 1.6.6 Разработка блока датчика касания

С целью определения фаз локомоций в систему управления протезом введены датчики качания носка и пятки. Основу датчиков касания составляют тензорезисторы, которые включаются по схеме моста Уитстона. Для питания тензомоста необходим источник опорного напряжения (ИОН). От точности и, особенно, температурной и временной стабильности ИОН зависит точность всего устройства. В настоящее время наилучшую начальную точность (макс. ошибка 0,02%) и наименьший уровень шумов (типовое значение амплитуды от пика до пика 1,3 мкВ для выходного напряжения 2,048 В и диапазона частот от 0,1 Гц до 10 Гц) имеет микросхема MAX6126. При этом температурный дрейф не превышает 3 ppm/°C. Вариант исполнения в корпусе mMAX является самым миниатюрным ИОН в мире с такими высокими точностными параметрами.

Микросхема MAX6126 по рекомендации фирмы-производителя должна подключаться к малoshумящему операционному усилителю MAX9617. Данные усилители практически не имеют дрейфа напряжения смещения и характеризуются отсутствием дрейфа и низким потреблением энергии, разработанные для портативных устройств бытовой электроники, медицинской техники и промышленной электроники. Особенностью ИС являются КМОП входы и выходы с размахом сигнала, равным напряжению питания, а также ширина полосы частот усилителя 1.5 МГц при токе потребления от источника 59мкА и максимальное смещение входного напряжения 10мкВ при нуле-

вом дрейфе усилителя во всем диапазоне температур. Отсутствие дрейфа усилителя дает возможность убрать существенный шум  $1/f$ , обычно присутствующий на входе операционных усилителей КМОП, и тем самым расширить сферу применения MAX9617 на широкую гамму низкочастотной измерительной аппаратуры. Внешний вид усилителя приведен на рисунке 1.34.

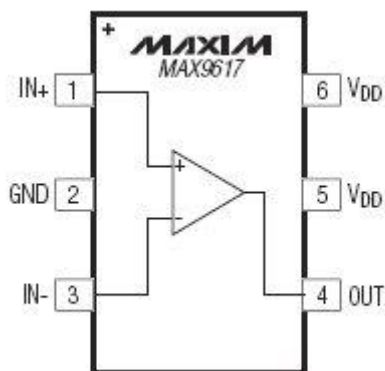


Рисунок 1.34 Внешний вид микросхемы MAX 9617

MAX9617 выпускается в компактных 6-выводных корпусах SC70 с габаритами 2мм x 2мм, а микросхема MAX9618 в 8-выводных SC70 с габаритами 2мм x 2мм. Обе ИС работают в расширенном температурном диапазоне от  $-40^{\circ}\text{C}$  до  $+125^{\circ}\text{C}$ .

Отличительные особенности микросхемы MAX 9617:

Сверхнизкий рабочий ток 59мкА

Низкое смещение входного напряжения 10мкВ

Низкий уровень входного шума 42нВ

Входной и выходной сигнал с размахом, равным напряжению питания

Ширина полосы частот усилителя 1.5МГц

Низкое смещение входного тока 10пА

Источник питания от +1.8В до +5.5В

#### 1.6.7 Выбор и обоснование интегральной системы сбора данных

Особенностью блока управления бионическим протезом является необходимость сбора и обработки сигналов, поступающих с большого количества датчиков одновременно, и управления несколькими исполнительными механизмами. Так как бионический протез предполагается выполнять в виде ав-

тономного устройства, запитываемого от аккумуляторных батарей, блок управления им должен обладать небольшими массогабаритными параметрами. Самым удобным и надежным решением при создании блока управления является использование готовых интегральных систем сбора данных (ССД) на одном кристалле управления. Наиболее полно требованиям технического задания отвечают микросхемы типа ADuC7026. ADuC7026 - микроконтроллер для прецизионной обработки аналоговых сигналов, содержащий в своем кристалле полнофункциональную 12-разрядную систему сбора и обработки данных на основе ядра микроконтроллера ARM7TDMI и 12-разрядный АЦП с частотой преобразования 1 МГц. По аналогии с другими интегральными преобразователями данных фирмы Analog данный микроконтроллер характеризуется сочетанием на одном кристалле прецизионного аналогово-цифрового и цифро-аналогового преобразования и флэш - микроконтроллера. Они представляют собой удачно скомбинированные АЦП и ЦАП со встроенным в них микроконтроллером и флэш-памятью. Поэтому их основным достоинством является высокая точность аналого-цифрового и цифро-аналогового преобразования, удачно сочетаемая с возможностью непосредственной обработки получаемой информации. ADuC7026 — это интеллектуальная ССД с богатым набором периферии. Архитектура микроконтроллера ADuC7026 приведена на рисунке 1.35.





### 1.6.8 Выбор и обоснование шагового двигателя

Для управления протезом необходимо подобрать двигатель. Поскольку протез должен быть компактным и не иметь торчащих деталей, которые могут причинить неудобство пациенту, двигатель должен быть достаточно мощным и малогабаритный. Наиболее полно требованиям технического задания отвечают шаговые двигатели. Шаговый двигатель – механическое устройство, преобразующее электрические импульсы в механическое, причём, в отличие от других двигателей, «управляемое» движение, т.е. угол поворота ротора зависит от количества поступивших на двигатель импульсов. Шаг такого двигателя – величина угла поворота ротора за один поданный импульс. Внешне шаговый двигатель не отличается от двигателей других типов. Обычно это – цилиндрический корпус, вал, несколько выводов. (рисунок 1.36)

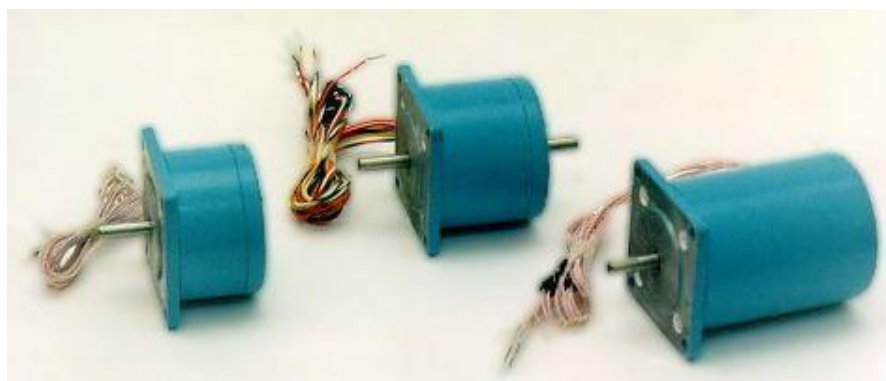


Рисунок 1.36 Внешний вид типового шагового двигателя

Шаговые двигатели обладают некоторыми уникальными свойствами, что делает порой их исключительно удобными для применения или даже незаменимыми, а именно:

- угол поворота ротора определяется числом импульсов, которые поданы на двигатель
- двигатель обеспечивает полный момент в режиме остановки (если обмотки запитаны)
- Хорошие шаговые двигатели имеют точность 3-5% от величины шага и эта ошибка не накапливается от шага к шагу
- возможность быстрого старта/остановки/реверсирования

-высокая надежность, связанная с отсутствием щеток, срок службы шагового двигателя фактически определяется сроком службы подшипников

-однозначная зависимость положения от входных импульсов обеспечивает позиционирование без обратной связи (т.е. без дополнительных затрат на устройства реализующие ОС – датчики положения ротора, согласование их с устройством управления и т.д.)

-возможность получения очень низких скоростей вращения для нагрузки, присоединенной непосредственно к валу двигателя без промежуточного редуктора

-может быть перекрыт довольно большой диапазон скоростей, скорость пропорциональна частоте входных импульсов

Для работы на высоких скоростях используются двигатели с переменным магнитным сопротивлением (рисунок 1.37)

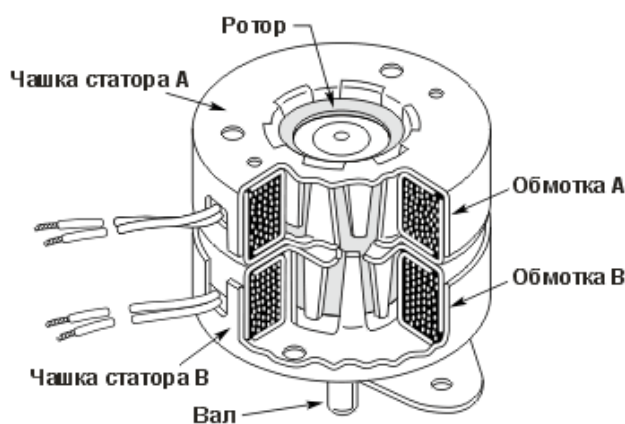


Рисунок 1.37 Разрез шагового двигателя с постоянными магнитами.

В качестве шагового двигателя выбран двигатель FL42STH, внешний вид которого приведен на рисунке 1.37. Шаговые двигатели FL42STH находят наибольшее распространение в медицинском и аналитическом приборостроении, благодаря своим точностным параметрам и высокой надежности. Основные технические характеристики двигателя представлены в таблице 1.3



Рисунок 1.38 Внешний вид шагового двигателя

Таблица 1.3 Основные технические характеристики двигателя FL42STH

Наименование технической характеристики	Значение параметра
Основной угловой шаг, град	не более 1,8
Максимальная частота вращения, 1/мин	От 100 до 3000
Точность отработки от полного шага, %, не более	$\pm 5\%$
Максимальная рабочая температура, $^{\circ}\text{C}$	до 50

Выбранный шаговый двигатель может работать в полношаговом, полшаговом или колебательном режимах. Требуемые режимы выбранного шагового двигателя можно обеспечить с помощью контроллера L297. Контроллер позволяет осуществлять импульсное управление током в обмотках шагового двигателя. Особенностью данного устройства является то, что ему необходимы, только входные сигналы синхронизации, направления и режима. Поскольку фазы генерируются внутри контроллера, программная нагрузка на микропроцессор значительно снижается. Контроллер шагового двигателя L297 формирует четыре ведущих фазовых сигнала для двухфазных биполярных и четырехфазных униполярных шаговых электродвигателей в системах, управляемых микропроцессорами (микроконтроллерами). Микросхема L297 предназначена для использования с двойным мостовым драйвером, квадратной матрицей Дарлингтона или дискретными устройствами в системах управления шаговыми электродвигателями. Она получает сигналы синхронизации шагами двигателя, направления и режима работы от внешнего микроконтроллера и генерирует сигналы управления для силовых каскадов [15].

Наименование выводов и выполняемые функции контроллера L297 представлены в таблице 1.4.

Таблица 1.4 Наименование выводов и выполняемые функции контроллера L297

Обозначение	Выполняемые функции
SYNC	Вход/выход. Вывод для синхронизации с другими м/с L297.
GND	Общий вывод
HOME	Индицирует состояние выходов ABCD=0101. Выход типа "открытый коллектор".
A	Фаза "А". Сигнал управления силовым каскадом.
$\overline{\text{INH1}}$	Выходной сигнал запрещения работы фаз "А" и "В". Активный низкий уровень запрещает работу драйвера этих фаз (L298).
B	Фаза "В". Сигнал управления силовым каскадом.
C	Фаза "С". Сигнал управления силовым каскадом.
$\overline{\text{INH2}}$	Выходной сигнал запрещения работы фаз "С" и "D". Активный низкий уровень запрещает работу драйвера этих фаз (L298).
D	Фаза "D". Сигнал управления силовым каскадом.
ENABLE	Вход разрешения работы.
CONTROL	Вход управления режимом работы ШИМ прерывателя. При низком уровне прерыватель действует на выходы INH1 и INH2. При высоком уровне прерыватель действует на фазовые выходы А, В, С, D.
Vs	Питание +5V
SENS2	Входной сигнал контроля тока нагрузки силового каскада фаз "С" и "D".
SENS1	Входной сигнал контроля тока нагрузки силового каскада фаз "А" и "В".
Vref	Опорное напряжение для ШИМ прерывателя. Напряжение, приложенное к этому выводу, определяет пиковый ток нагрузки.
OSC	Вход подключения частотодающей RC-цепи ШИМ прерывателя. $f \sim 1/0.69 RC$ .
$\overline{\text{CW/CCW}}$	Вход, задающий направление вращения двигателя.
CLOCK	Входной сигнал, тактирующий шаги двигателя.
$\overline{\text{HALF/FULL}}$	Вход задающий режимы половинного (лог.1) или полного (лог.0) шага.
$\overline{\text{RESET}}$	Вход сброса. Активный низкий уровень переводит микросхему в состояние выходов ABCD=0101.

L2938N - представляет собой двойной мостовой драйвер для управления двунаправленными нагрузками с токами до 2А и напряжением от 4.5 V до 46 V. Микросхема L2938N разработана для управления реле, соленоидами, двигателями постоянного тока и шаговыми двигателями. L298N имеет TTL совместимые входы. По сути, в состав микросхемы L298 входят мощные 3-х амперные ключи. Благодаря наличию двух мостов микросхема может управлять двумя двигателями постоянного тока, причем независимо, или одним биполярным или униполярным шаговым двигателем. В L298 существует разделение электропитания для логической схемы и для нагрузки, что позволяет подключить нагрузку с меньшим или большим напряжением питания, чем у микросхемы, а также уменьшает помехи. Наименование выводов и выполняемые функции контроллера L298 представлены в таблице 1.5

Схема блока управления двигателем приведена на рисунке 1.39.

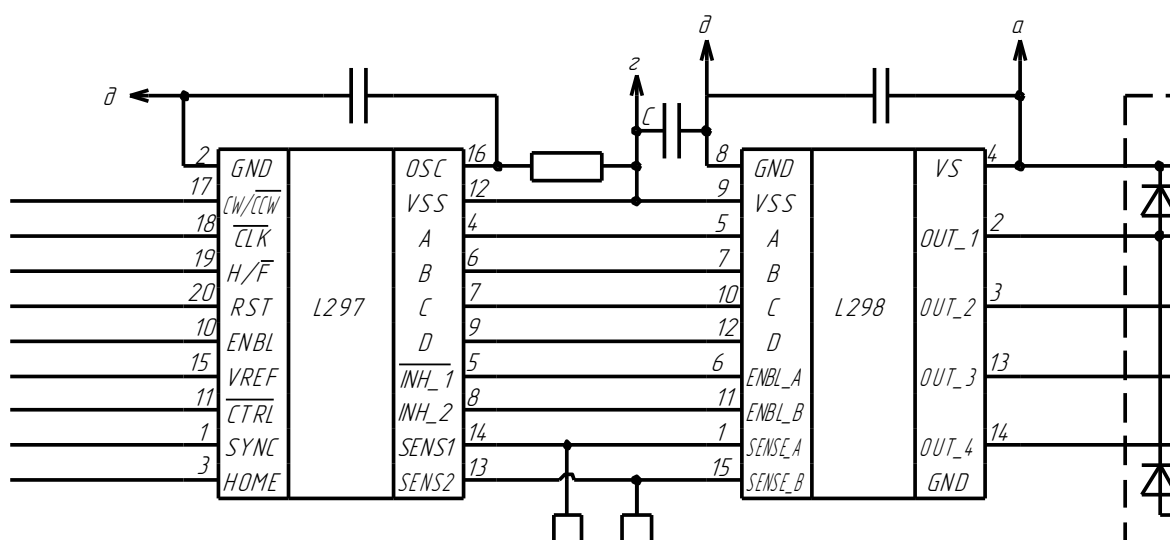


Рисунок 1.39 Блок управления шаговым двигателем

Фактически блок управления шаговым двигателем реализует режим Step/Dir (шаг/поворот). Step - это шаг (перемещение вала двигателя на 1 позицию за 1 импульс). Управление по переднему фронту (переход сигнала лог. 1 в лог. 0), но не всегда, в зависимости от типа контроллера. Dir - это направление вращения вала двигателя, лог. 0 - влево, лог. 1 вправо.

Таблица 1.5 Наименование выводов и выполняемые функции контроллера L298

Обозначение	Выполняемые функции
SENS-A	Контроль тока 1 и 2 каналов
OUT2	Выход 2 канала
OUT3	Выход 3 канала
Vs	Питание нагрузки
IN1	Вход 1 канала
EN-A	Разрешение работы 1 и 2 канала
IN2	Вход 2 канала
GND	Общий вывод
Vss	Питание логики (+5V)
IN3	Вход 3 канала
EN-B	Разрешение работы 3 и 4 канала
IN4	Вход 4 канала
OUT3	Выход 3 канала
OUT4	Выход 4 канала
SENS-B	Контроль тока 3 и 4 каналов

#### 1.6.9 Выбор и обоснование узлов для беспроводной передачи данных

Согласно техническому заданию разрабатываемая система не должна сковывать движения человека, поэтому связь датчиков с центральным процессором должна осуществляться по беспроводной технологии передачи данных.

В ходе работы над ВКР был проведен анализ состояния в области организации беспроводных сетей. Установлено, что наряду с широким использованием радиотрансиверов (приемопередатчиков), выпускаемых различными фирмами, в мире широкое распространение получили следующие технологии для организации беспроводных сетей: Bluetooth, ZigBee, WLAN, UWB. Каждая из этих технологий имеет свои уникальные характеристики, которые определяют соответствующие области применения.

Стандарт Bluetooth является международным, нелицензионным, открытым промышленным стандартом радиосвязи, отличается относительно высокой информационной емкостью и получил основное применение для

передачи аудио и видеосигналов. Стандарт WLAN предназначен для передачи текстовых сообщений и аудиосигналов, отличается высокой скоростью передачи. Стандарт UWB (Ultra Wideband – сверхширокополосная связь) обладает по сравнению с другими стандартами самой большей информационной емкостью, предназначен для передачи видеосигналов, работает в диапазоне частот от 3 ГГц до 10 ГГц.

Основное применение рассмотренных выше стандартов – это компьютерная периферия, поэтому они характеризуются относительно небольшим радиусом действия (от 3 до 10 м), кроме того для организации беспроводной связи по перечисленным стандартам используется достаточно дорогая комплектация.

Очевидно, что оптимальным вариантом с точки зрения простоты и удобства было бы объединение всех устройств, участвующих в обмене информацией, в единую информационную сеть, работающую в одном стандарте. Поскольку для связи с лечебно-профилактическим учреждением могут использоваться устройства различной сложности и, соответственно, стоимости, то программно-аппаратный комплекс, обеспечивающий доступ каждого устройства в информационную сеть, должен быть достаточно дешевым. Также технология связи должна обеспечивать необходимую дальность и скорость соединений. Коммуникационная технология должна обеспечивать надежность и безопасность передачи информации.

Анализ беспроводных технологий показывает, что высокоскоростные технологии Wi-Fi, Wi-Max, Bluetooth, Wireless USB предназначены в первую очередь для обслуживания компьютерной периферии и устройств мультимедиа. Они оптимизированы для передачи больших объемов информации на высоких скоростях, работают в основном по топологии «точка-точка» или «звезда» и малоприспособлены для реализации сложных разветвленных сетей с большим количеством узлов. В 2001 г. специально для передачи небольших объемов информации, не требующих высоких

скоростей передачи, Институтом инженеров электротехники и электроники IEEE (США) был разработан стандарт ZigBee.

Анализ беспроводных технологий передачи данных показал, что самый распространенный тип связи для коротких дистанций, которым пользуются большинство современных электронных устройств, - это ZigBee. Для связи диагностического пояса с браслетом и шлемом был выбран радиомодуль AT86RF231RF фирмы Microchip. Устройства ZigBee надёжно защищены от внешнего вмешательства в силу того, что их частота меняется до 1600 раз в секунду. В качестве модуля выбираем ZigBee-трансивер AT86RF231RF. Радиочастотный трансивер малой мощности AT86RF231RF построен с использованием самой современной элементной базы. Центральным элементом модема является микросхема AT86RF231RF компании Texas Instruments, которая объединяет в одном кристалле радиочастотный трансивер малой мощности с частотным диапазоном 2,4-2,5 ГГц и микроконтроллер, ядро которого совместимо со стандартным ядром 8051, и отличается от него улучшенным быстродействием. AT86RF231RF имеет плотную интеграцию контроллера и приемопередатчика, что делает решения типа «система на кристалле» очень легкими в использовании, и уменьшает время проектирования и внедрения изделия [13]. AT86RF231RF идеально подходит для изделий, имеющих главными особенностями: автономное питание, гибкую функциональность и миниатюрные размеры.

Основные особенности AT86RF231RF:

- Частотный диапазон с шагом 1 и 5 МГц между каналами;
- Высокая чувствительность приемника – 101,5 дБ;
- Максимальная выходная мощность +4,5 дБм (2,8 мВт);
- Подавление помех на соседнем канале - 49 дБ;
- Расширенный температурный диапазон -40...125°C;
- До 256 кб флеш-памяти/8кб оперативной памяти.

Особенности высокопроизводительного, низкопотребляющего, 8051-совместимого микроконтроллера:



- Оптимизированное 8051-совместимое ядро, с повышенной (в 2,5 раза по сравнению со стандартным) производительностью;
- Двойной указатель программного счетчика;
- Два режима пониженного энергопотребления;
- Встроенный отладочный интерфейс;
- до 256 кБ встроенной энергонезависимой электрически перепрограммируемой памяти программ;
- Типичная стойкость памяти программ – 20000 циклов перезаписи;
- Программируемая блокировка чтения и записи памяти программ для увеличения сохранности программного обеспечения;
- 2048 + 128 байт внутреннего ОЗУ;
- Аппаратный кодер/декодер DES;
- Встроенный детектор понижения напряжения питания;
- Трехканальный 10-битный АЦП
- Сторожевой таймер;
- Часы реального времени;
- Четыре таймера/ два ШИМ;
- Два программируемых универсальных асинхронных приемопередатчика;
- Мастер SPI интерфейса;
- 26 конфигурируемых портов ввода/вывода;
- Генератор случайных чисел.

Схема включения AT86RF231RF показана на рисунке 1.40.

Главными достоинствами модуля AT86RF231RF можно назвать хорошую устойчивость к широкополосным помехам и простоту реализации. Первое значит, что куча устройств, находящихся в одном месте, могут одновременно общаться между собой, не мешая друг другу.

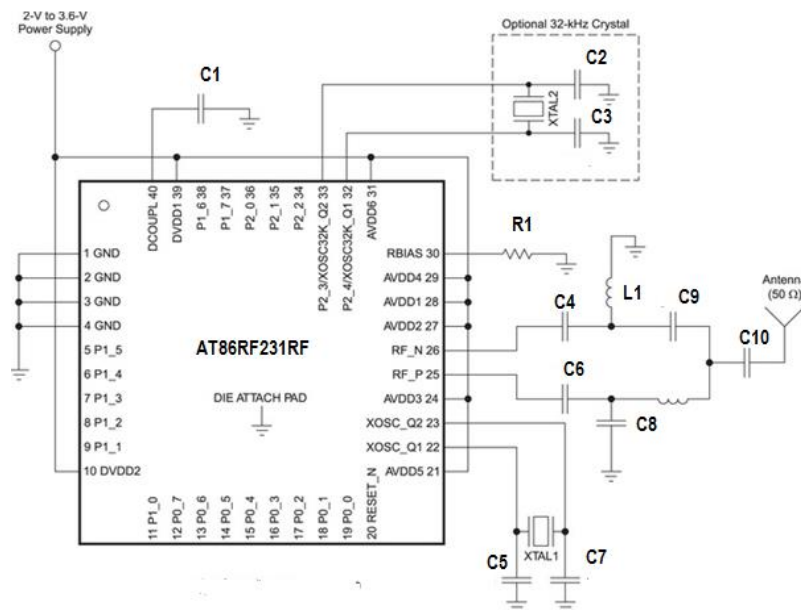


Рисунок 1.40 Схема включения AT86RF231RF

Технология ZigBee поддерживает довольно высокую скорость передачи данных. Чип ZigBee либо непосредственно встраивается в устройство, либо используется в качестве адаптера. В случае с компьютером, его можно использовать с портом USB. Каждое устройство USB имеет 48-битный адрес из стандартов IEEE 802. Соединение можно устанавливать как с одним устройством, так и с несколькими устройствами одновременно.

Как видно из рисунка 1.40, модуль AT86RF231RF требует весьма незначительного количества внешних компонентов, что значительно упрощает разработку изделия. Новый трансивер AT86RF231RF компании Microchip имеет широкое применение и является идеальным выбором для конструирования законченного устройства. Удобные средства разработки и готовый образец дизайна облегчают работу инженера и сокращают время вывода конечного продукта на рынок. Поэтому в нашей системе используем новый радиочастотный трансивер малой мощности AT86RF231RF [18].

Согласно требованиям технического задания, информация о состоянии пациента должна поступать на смартфон. В настоящее время все смартфоны оснащены радиомодулями, поддерживающими технологию Bluetooth. Нема-

ловажная характеристика технологии Bluetooth - это то, что она позволяет мгновенно создавать сеть между устройствами, находящимися на некотором расстоянии друг от друга, поэтому является идеальной для связи по смартфону с лечащим врачом или опекуном. В качестве радиомодуля Bluetooth была выбрана микросхема AP 6210.

К достоинствам радиомодуля AP6210 следует отнести следующие его особенности:

- наличие Bluetooth позволяет осуществить обмен данными с другими устройствами (естественно, также оснащенными этим же модулем) без использования дополнительного аксессуара - дата-кабеля;

- наличие модуля Bluetooth очень незначительно влияет на его стоимость, поэтому его устанавливают почти во все современные модели мобильных телефонов и смартфонов (исключение составляют лишь чрезвычайно дешевые телефоны, предназначенные только для совершения звонков);

- для использования модуля Bluetooth в телефоне потребуется минимум дополнительных знаний;

- исключена возможность взаимовлияния разных телефонов с Bluetooth, которые находятся в непосредственной близости друг к другу;

- при подключении двух устройств с модулями Bluetooth в каждом из них не требуется приобретение дополнительных аксессуаров;

Для настройки устройства необходима связь с персональным компьютером. Связь центрального процессорного устройства диагностического пояса с персональным компьютером осуществляется с помощью последовательного интерфейса RS-232, организуемого как аппаратными средствами, так и программными.

Для управления соединенными устройствами в поток передаваемых данных вводятся соответствующие управляющие символы. Данные в RS-232 передаются в последовательном коде побайтно. Каждый байт оформляется стартовым и стоповым битом. Данные могут передаваться как в одну, так и в другую сторону, т.е. используется дуплексный режим. Для передачи данных

используются выводы RXD (receive data – принимаемые данные) и TXD (transmit data – передаваемые данные).

#### 1.6.10 Выбор и обоснование отсчетного устройства

Для контроля параметров системы управления протезом используется пульт управления ПУ. В качестве индикатора ПУ был выбран двухстрочный буквенно-цифровой жидкокристаллический индикатор серии MT12864, состоящий из контроллера управления и ЖК-панели. Внешний вид индикатора приведен на рисунке 1.41. Модули отображают 2 строки по 16 символов, каждый символ представляет собой матрицу 5x8 точек. Двухстрочный индикатор был выбран для отображения как измеряемого напряжения, так и мощности КВЧ-излучения, что удобно при настройке и калибровке прибора.

Расстояние между матрицами составляет одну точку. ЖК-индикаторы работают в широком температурном диапазоне. Достоинства ЖК-индикаторов:

- модули работают по 8- и 4-битной шине данных;
- принимают команды с шины данных;
- запись данных в ОЗУ с шины данных;
- чтение данных из ОЗУ на шину данных;
- память до 8 изображений заданных символов;
- управление контрастностью и подсветкой;
- модули имеют встроенный знакогенератор.



Рисунок 1.41 – Внешний вид MT12864A

### Технические характеристики

- Напряжение питания: 4-5 В
- Ток потребления (5 В): 1 мА
- Ток потребления (4 В): 200 мкА
- Время цикла чтения/записи: 1200 нс
- Диапазон рабочих температур: -30...+50°C[30].

### 1.7 Разработка алгоритма беспроводной системы управления бионическим протезом

При выполнении ВКР был разработан алгоритм работы беспроводной системы управления бионическим протезом. Алгоритм приведен на рисунке 1.42. Пациент с помощью пульта управления производит инициализацию ЦПУ (блок 03) и задает команду для совершения действия (блок 02). Одновременно с электродов ЭМГ происходит регистрация биопотенциалов (блок 05). При помощи датчиков состояния оценивается положение тела человека (сидит, стоит или идет он) – блок 04. После чего происходит расшифровка биопотенциалов, блок 6, для выделения сигнала, кодирующего информацию о совершении определенного движения. Для этого производится сравнение зарегистрированных биопотенциалов со стандартными сигналами (стимулами) двигательной активности – блок 07. При отсутствии соответствующего сигнала (блок 08) происходит повторная работа (блоки 04-08). После распознавания необходимого сигнала, происходит подача команды на исполнительный механизм (блок 09), для её выполнения (блок 11). Если возникли проблемы с принятием команды (блок 10), пациенту снова необходимо сконцентрировать свое внимание на выполнении одной определенной команды (блоки 04-10). После выполнения механического движения пациент может задать выполнение новой команды.

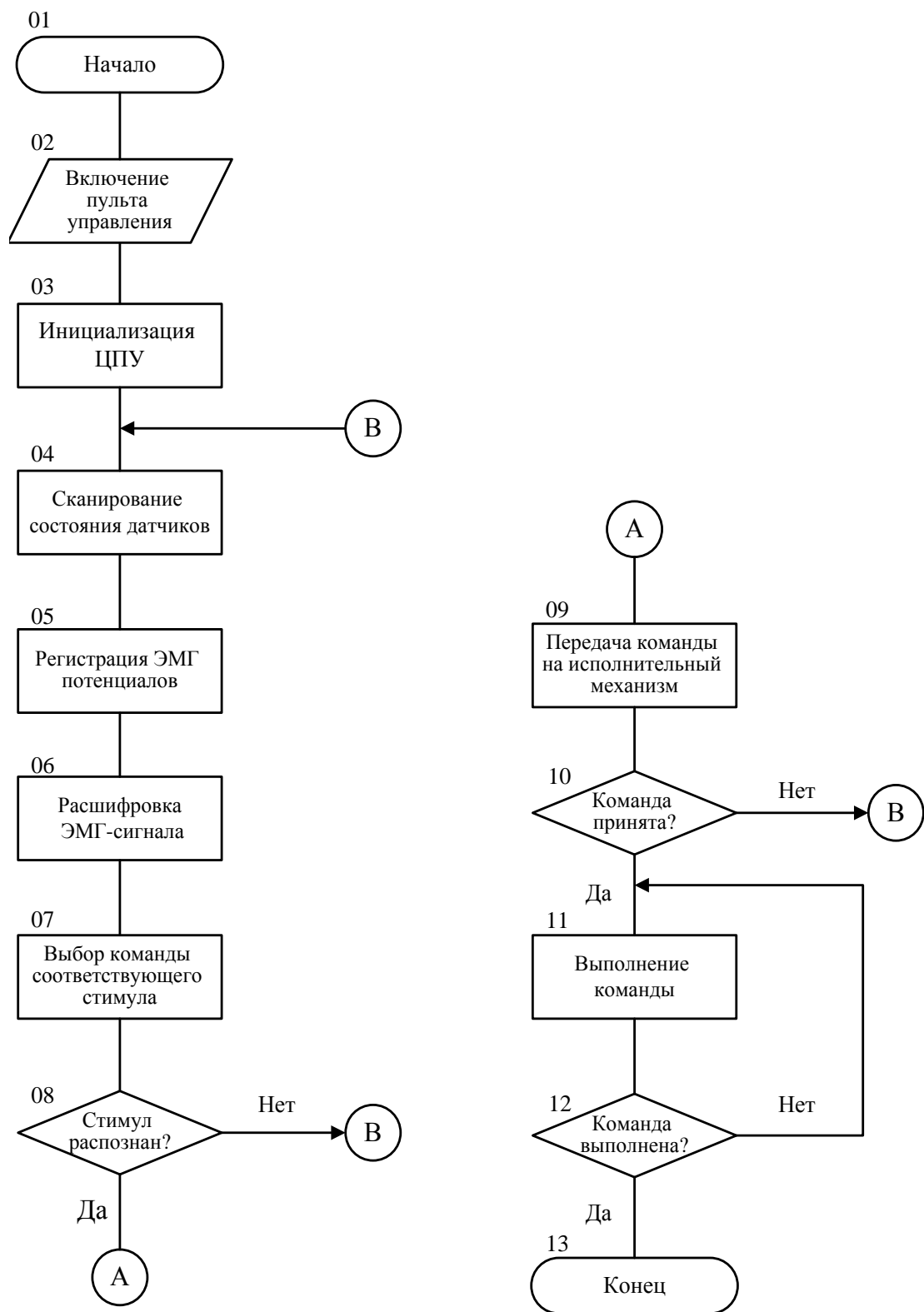


Рисунок 1.42 Алгоритм работы беспроводной системы управления бионическим протезом

## 2 ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ РАЗДЕЛ

С целью экспериментальной проверки устройства было проведено моделирование устройства обработки ЭМГ-сигнала в программной среде Multisim 12 [17]. Компьютерная модель канала обработки ЭМГ-сигнала представлена на рисунке 2.1. В качестве ЭМГ-сигнала использовался сигнал, формируемый источниками гармонического сигнала.

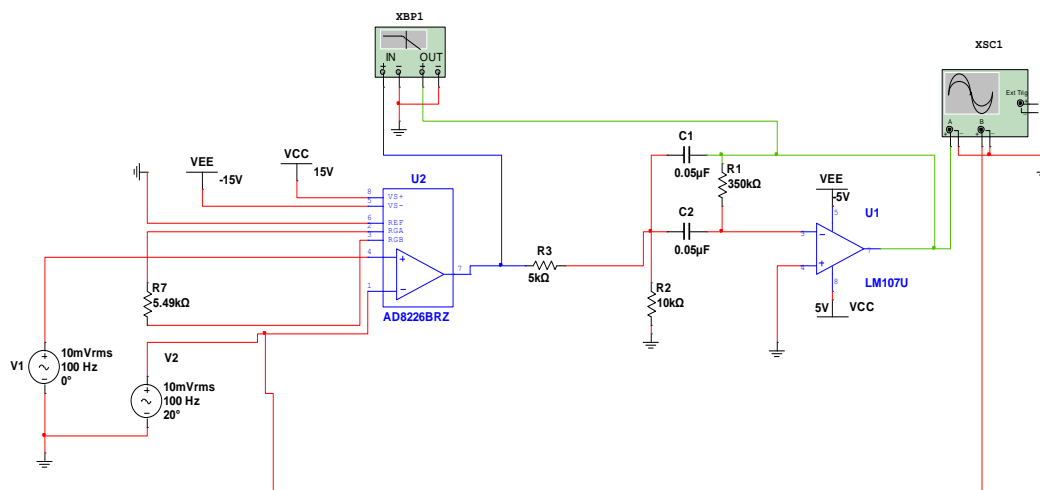


Рисунок 2.1 Компьютерная модель устройства обработки ЭМГ-сигнала

На рисунке 2.2 приведены результаты моделирования устройства при минимальном ( $U_{вх} = 10\text{ мкВ}$ ) и максимальном входном сигнале ( $U_{вх} = 10\text{ мВ}$ ) (рисунок 2.3). Анализ осциллограмм показывает, что общий коэффициент усиления устройства составляет 200.

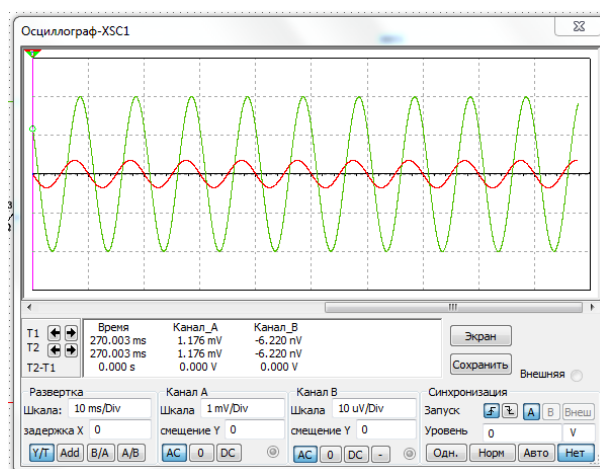


Рисунок 2.2 Осциллограммы входного и выходного сигнала  
при  $U_{вх} = 10\text{ мкВ}$

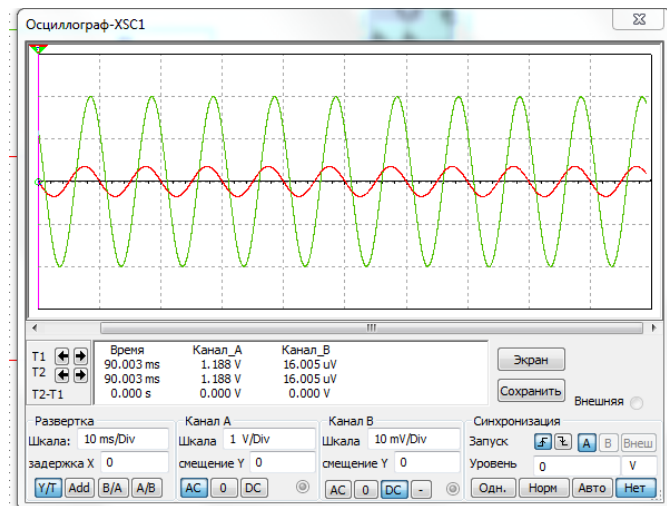


Рисунок 2.3 Осциллограммы входного и выходного сигнала  
при  $U_{вх} = 10 \text{ мВ}$

Сигнал помехи создавался при помощи функционального генератора. Помеха моделировалась в диапазоне частот от 1Гц до 1кГц. Амплитуда сигнала помехи соответствовала максимальной амплитуде ЭМГ-сигнала. Компьютерная модель устройства с учетом источника синфазной помехи приведена на рисунке 2.4.

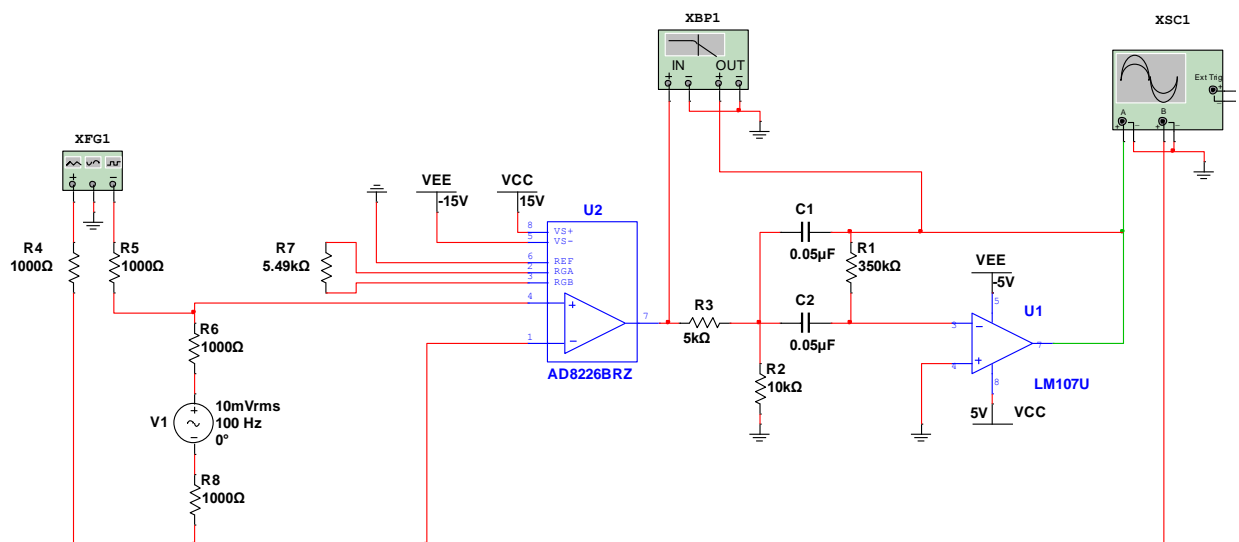


Рисунок 2.4 Компьютерная модель устройства обработки  
ЭМГ-сигнала с источником помехи



Полоса пропускания полосового фильтра соответствует расчетной. Лицевые панели функционального генератора и плоттера Бode приведены на рисунке 2.5. Полоса пропускания полосового фильтра соответствует расчетной.



Рисунок 2.5 Схема моделирования и лицевые панели приборов:  
а - функционального генератора; б-плоттера Бode

На рисунке 2.6 приведены результаты моделирования работы устройства при подачи помехи. Анализ осциллограмм показывает, что, несмотря на уровень помехи, сопоставимый с уровнем измеряемого сигнала, погрешность выходного сигнала не превышает

$$\delta = \frac{\Delta U_{\text{пом}}}{U_{\text{вых}}} \cdot 100\% = \frac{2\text{мВ}}{2\text{В}} \cdot 100\% = 0,1\%$$

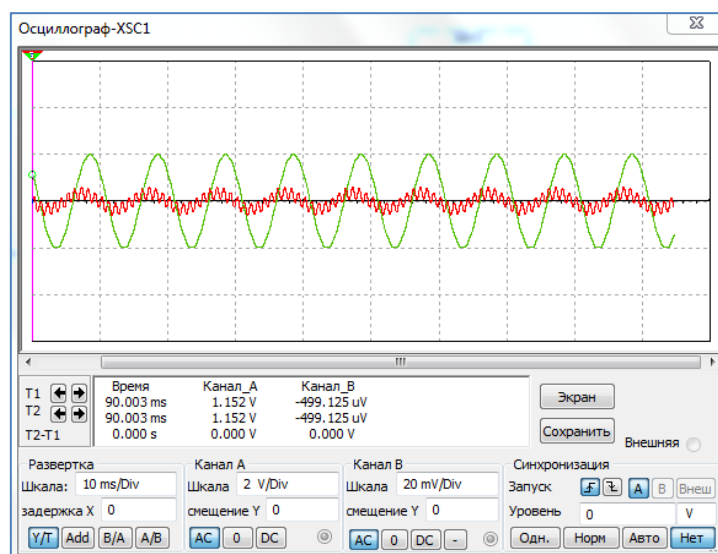


Рисунок 2.6 Результаты моделирования устройства  
при воздействии синфазной помехи

Результаты моделирования подтверждают работоспособность устройства и соответствие его характеристик работы системы, таких как:

- диапазон изменения амплитуды входного дифференциального напряжения составляет от 0,01 до 10 мВ;
- диапазон изменения частоты входного сигнала составляет от 10 Гц до 250 Гц;
- диапазон изменения выходного напряжения составляет  $50\text{мВ} \pm 2,2 \text{ В}$

Разработанное устройство обеспечивает подавление синфазной помехи как при частотах ниже 10Гц, так и выше 250 Гц, при этом уровень синфазной помехи по амплитуде сопоставим с амплитудой измеряемого ЭМГ - сигнала.

### 3 КОНСТРУКТОРСКИЙ РАЗДЕЛ

В ходе выполнения ВКР была разработана конструкция бионического протеза бедра для инвалидов. Внешний вид разработанного протеза приведен на рисунке 3.1

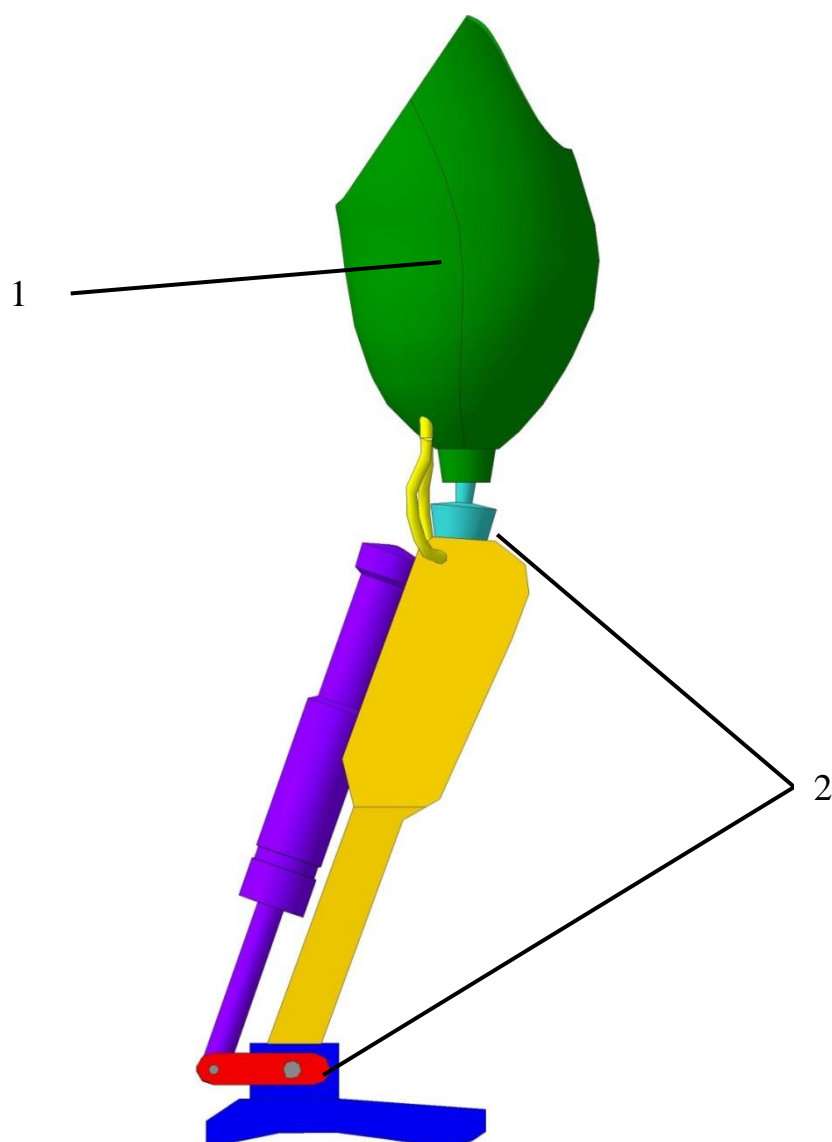


Рисунок 3.1 Конструкция протеза: 1 – культеприемная гильза;  
2 - коленный и голеностопный шарниры

Приемная гильза обеспечивает прикрепление протеза к культе конечности, она должна быть выполнена из мягких материалов для предотвращения натирания кожи культи. В составе гильзы размещаются специальные

электроды, которые регистрируют биопотенциал с кожи культи. Прикрепление приемной гильзы может осуществляться за счет вакуума (удержание происходит за счет разности давления между кожей культи и стенками гильзы).

Опорная часть должна быть выполнена из крепкого, но легкого материала, можно использовать сплавы титана. Эта часть несет опорную функцию, к ней прикреплены другие части протеза, по форме имеет схожесть с костной основой ампутированной конечности.

В составе протеза находятся шарниры, имитирующие коленный сустав конечности и лодыжку. Сгибание и разгибание протеза в протезе может осуществляться с помощью гидравлических тяг и электрических микродвижков. Процессом движения управляет микропроцессор.

В состав электронного блока входят чувствительные электронные датчики (регистрируют биопотенциалы, возникающие на коже культи при попытке человеком пошевелить конечностью), микропроцессор (обрабатывает полученный от датчиков сигнал и усиливает его), электрические микродвигатели и гидравлические тяги (приходят в движение при подаче на них усиленного сигнала. Блок автономного питания протеза – необходим для обеспечения энергией всех остальных частей и электроники протеза. Используются литий полимерные аккумуляторы с большой емкостью, которые обеспечивают длительную работу протеза без подзарядки.

Разработанный протез позволит:

- автоматический подгибать стопу в момент переноса стопы над опорой.
- автоматический сгибать и разгибать коленный шарнир во время ходьбы.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения дипломного проекта мною был изучен опорно-двигательный аппарат человека и проведен анализ механизма его движения. Проведен анализ состояния и тенденций развития протезов как в России, так и за рубежом. Установлено, что отечественная реабилитационная техника предлагает, как правило, только косметические протезы, представляющие собой анатомические муляжи, которые не обеспечивают должного уровня реабилитационного эффекта. Зарубежные фирмы предлагают бионические протезы ног со встроенными микропроцессорами, которые можно программировать для более естественной ходьбы и других движений, однако стоимость зарубежных образцов бионических протезов слишком высока для отечественного потребителя.

В работе была сделана попытка рассмотреть возможность создания отечественного бионического протеза нижней конечности при трансфеморальной ампутации нижней конечности, т.е. при ампутации ноги выше колена. Были установлены технические требования к протезу и разработаны структурная и функциональная схемы управления.

Сделан выбор и расчет основных узлов системы управления протезом, разработана принципиальная схема блоков системы управления протезом, алгоритм управления бионическим протезом, проведено схемотехническое моделирование основных узлов, а также представлена 3D-модель конструкции протеза.

Разрабатываемая система управления протезом позволит инвалидам, которые раньше были прикованы к постели, самостоятельно вставать на ноги. При этом человек может не только перемещаться по своей квартире, но и вести активный образ жизни (ходить на прогулки, посещать рестораны, театры, выставки, учиться и даже ходить на свидания).

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Каталог продукции /разработчик и изготовитель OttoBockServiceRussia, Москва, 2017. [Электронный ресурс]: <http://www.ottobock.ru/>
2. Витензон, А. С. От естественного к искусственному управлению локомоцией /А.С. Витензон, К.А. Петрушанская: Научно-медицинская фирма МБН - М., 2003. — 448 с.
3. Дубровский В.И. Федорова В.Н. Биомеханика. Учебник для высших и средних заведений. М.:ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. -672 с.
4. Формальский А.М. Перемещение антропоморфных механизмов. – М.: Наука, 1982, 366 с.
5. Белецкий В.В. Двуногая ходьба. Модельные задачи динамики и управления. – М.: Наука, 1982.
6. S. K. Au, J. Webber, H. Herr, Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy, 2009
7. H. Uustal, G. Cooper. Essential Physical Medicine and Rehabilitation. Totowa, NJ: HumanaPress, 2006.
8. J. Perry. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, NJ: SlackIncorporated, 1992.
9. K. A. Farry. Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand /IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 12, No. 5, pp. 775-788, 1996.
10. Kuo, A.D, J.M.Donelan, and A. Ruina. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions. Exerc. Sport Sci. Rev., Vol. 33, No. 2, pp. 88–97, 2005.
11. Кофлин Р., Дрискол Ф. Операционные усилители и линейные интегральные схемы /Пер. Б.Н. Бронина под ред. М.В. Гальперина. – М.:Изд. «Мир», 1979. – 359с.
12. Славущкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. – М.: Медицина, 1982. – 146с.
13. Булычев А.Л., Галкин В.И., Прохоренко В.А. Аналоговые интегральные схемы: Справочник – Мн.: Беларусь, 1994. – 382 с.

14. Джонсон Д. и др. Справочник по активным фильтрам: Пер. с англ./ Д. Джонсон, Дж. Джонсон, Г. Мур. — М: Энергоатомиздат, 1983. — 128 с
15. Корневский Н.А. Узлы и элементы биотехнических систем: учебник / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. — Старый Оскол : ТНТ, 2014. — 448 с.
16. Щербаков В. И., Грездов Г. И. Электронные схемы на операционных усилителях: Справочник. — К.: Техника, 1983. — 213с.
17. Хернтер М.Е. Multisim 7: Современная система компьютерного моделирования и анализа схем электронных устройств.— М.:ДМК Пресс, 2006. — 253с.
18. Каталог продукции ANALOG DEVICES [Электронный ресурс]: <http://www.analog.com/ru/products.html>

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Ведомость дипломного проекта



**ПРИЛОЖЕНИЕ Б**  
**Перечень элементов**

## ПРИЛОЖЕНИЕ В

### Графическая часть