

На правах рукописи



**Сафин Джамшид Рашидович**

**ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА  
УПРАВЛЕНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ**

05.11.16 – информационно-измерительные  
и управляющие системы

**АВТОРЕФЕРАТ**  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Астрахань – 2011

Работа выполнена в Государственном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Уфимская государственная академия экономики и сервиса».

**Научный руководитель** доктор технических наук, профессор  
**Ураксеев Марат Абдуллович**

**Официальные оппоненты:** доктор технических наук, профессор  
**Шилин Александр Николаевич,**  
доктор технических наук, профессор  
**Шиккульская Ольга Михайловна**

**Ведущая организация:** Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования Пензенский государственный университет

Защита диссертации состоится 28 апреля 2011 г. в 10.00 часов на заседании диссертационного совета ДМ 212.009.03 при Государственном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Астраханском государственном университете» по адресу: 414056, Астрахань, ул. Тагитцева 20а.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Астраханского государственного университета». Автореферат диссертации размещен на сайте университета [www.aspu.ru](http://www.aspu.ru).

Автореферат разослан “ \_\_\_\_ ” марта 2011 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета, к.т.н.



**Щербинина О.В.**

**Сафин Джамшид Рашидович**

## **ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ**

**АВТОРЕФЕРАТ**  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Издательская лицензия № 06788 от 01.11.2001 г.  
ООО «Издательство «Здравоохранение Башкортостана»  
450000, РБ, г. Уфа, а/я 1293; тел.: (347) 250-81-20;  
тел./факс (347) 250-13-82.

Подписано в печать 18.03.2011 г.  
Формат 60×84/16. Гарнитура Times New Roman.  
Бумага офсетная. Отпечатано на ризографе.  
Усл. печ. л. 1,0. Уч.-изд. л. 1,5.  
Тираж 100. Заказ № 605.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

но-технической конференции «Инновации и перспективы сервиса». – Уфа: Уфимская государственная академия экономики и сервиса. – 2007. – с. 14–16.

17. Сафин Д.Р., Ураксеев М.А., Пильщиков И.С. Технические средства систем управления протезами нового [Текст] // Труды 5-й международной научно-технической конференции «Инновации и перспективы сервиса». – Уфа: Уфимская государственная академия экономики и сервиса. – 2008. – с. 24–26.

### Регистрация интеллектуальной собственности

18. Патент РФ на полезную модель №80328 МК А 61 В 5/0408. Устройство получения биоэлектрических сигналов для управления протезом руки [Текст] / Пильщиков И.С., Сафин Д.Р.; заявитель и патентообладатель – Общество с ограниченной ответственностью научно-производственная фирма «Фотон», Россия. – № 2008139544/22; заявл. 06.10.2008; опубл. 10.02.2009, Бюл. № 4.

**Актуальность работы.** Создание технических средств для восстановления способности инвалидов к нормальной деятельности и самообслуживанию является сложной и во многом нерешенной проблемой. Сложность заключается, главным образом, в отсутствии принципов построения систем управления, позволяющих восстановить функции утраченных конечностей в требуемом объеме. Назначение идеального протеза заключается в выполнении сложных и нетиповых рабочих операций, связанных с обеспечением жизнедеятельности инвалида, поэтому он должен удовлетворять двум основным требованиям: функциональности и косметичности. В настоящее время решение второй проблемы достигнуто в удовлетворительных пределах, первая же задача требует решения в соответствии с современным уровнем техники, что в свою очередь определяет необходимость разработки и улучшения современных систем управления протезами.

Наиболее перспективными являются информационно – измерительные системы управления биоэлектрическими протезами (ИИСУБП). Известные типы ИИСУБП не обеспечивает должного уровня реабилитационного эффекта. Это обусловлено, прежде всего, несовершенством принципов построения ИИСУБП и технических средств и методов, применяемых в известных ИИСУБП. Серийно выпускаемые ИИСУБП с пропорциональным управлением интенсивностью движений, как правило, реализуют не более двух видов движения. ИИСУБП, позволяющие выполнять большее количество движений, не обеспечивают регулирование интенсивности движений.

Таким образом, разработка новых принципов построения ИИСУБП, а также технических средств и методов, используемых в ИИСУБП, на данный момент времени является актуальной задачей, решение которой позволит улучшить качество функционирования протезов, их технико-экономические показатели и увеличить общую эффективность применения ИИСУБП в качестве средства реабилитации инвалидов.

**Целью данной работы** является разработка и исследование принципов построения информационно-измерительных систем управления биоэлектрическими протезами, технических средств и методов, применяемых в них, позволяющих увеличить общую эффективность применения ИИСУБП в качестве средства комплексной реабилитации инвалидов.

Для достижения цели были сформулированы **следующие задачи:**

1. Проанализировать и систематизировать известные принципы построения современных информационно-измерительных систем управления протезами (ИИСУП).

2. Предложить и исследовать математические модели ИИСУБП и процесса генерации электромиографического (ЭМГ) сигнала, учитывающие влияние значимых для ИИСУБП факторов.

3. Исследовать и предложить методы обработки ЭМГ и нейросигналов, структуры устройств, их реализующих, адаптированные для применения в современных ИИСУП.

4. Сформулировать принципы построения ИИСУП, реализующих предложенные методы обработки ЭМГ и нейросигналов с учетом особенностей практической реализации.

5. Исследовать и предложить способы улучшения характеристик основных технических средств, используемых в ИИСУБП.

**Методы исследования.** Для решения поставленных задач в диссертационной работе использовались теоретические и экспериментальные исследования с применением методов математического моделирования, математической статистики, структурного анализа, основных положений теории автоматического управления, теории цифровой обработки сигналов и других. При выполнении исследований использовались программные пакеты Mathcad, LabView, Micro-Cap, Libero IDE, Delphi и др. Достоверность экспериментальных данных обеспечивается использованием современных средств и методик проведения исследований, а так же тщательным выполнением условий проведения экспериментов. Достоверность основных результатов основывается на согласованности данных эксперимента, теории и численного моделирования.

**Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Математические модели ИИСУБП и процесса генерации ЭМГ сигнала и результаты исследования их характеристик.

2. Результаты исследования различных методов обработки ЭМГ сигнала, заключающиеся в описании метода формирования вектора входных параметров для системы распознавания вида движения и метода определения требуемой интенсивности движения, а так же структурная схема устройства, реализующая его.

8. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С. Система управления протезом с плавным регулированием параметров движения с применением алгоритмов распознавания образов [Текст] // Материалы всероссийской молодежной научной конференции «Мавлютовские чтения». – Уфа: УГАТУ. – 2009. – Том 3. – с. 121–122.

9. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С. Следящая биоэлектрическая система управления многофункциональным протезом предплечья с вибрационной обратной связью [Текст] // Материалы 5 ВНТК «Современные промышленные технологии». – Н.Новгород: ННИМЦ «Диалог». – 2006. – с. 15–16.

10. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С. Современные средства для тренировки раздельной активности мышц инвалидов [Текст] // Материалы всероссийской молодежной научной конференции «Мавлютовские чтения». – Уфа: УГАТУ. – 2007. – с. 23–24.

11. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С. Способы получения информации для биоуправления протезами [Текст] // Сборник трудов зимней школы-конференции аспирантов и молодых ученых. – Уфа: УГАТУ. – 2007. – с. 71–80.

12. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Султанов С.Ф. Программно-аппаратный комплекс для тренировки раздельной электрической активности мышц культи инвалидов [Текст] // Материалы 5 ВНТК «Современные промышленные технологии». – Н.Новгород: ННИМЦ «Диалог». – 2006. – с. 15–16.

13. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Уразбахтин Р.Н. Проблемы проектирования оптических систем для оценки состояния двигателя [Текст] // Материалы 12 международной научно-практической конференции студентов и молодых ученых «Современные техника и технологии». – Томск: ТПУ. – 2006. – с. 120–121.

14. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Уразбахтина Ю.О. Регистратор ритма сердечных [Текст] // Материалы 12 международной научно-практической конференции студентов и молодых ученых «Современные техника и технологии». – Томск: ТПУ. – 2006. – с. 345–346.

15. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Ураксеев М.А. К вопросу о распознавании биоэлектрических образов движения кисти [Текст] // Труды 4-й международной научно-технической конференции «Инновации и перспективы сервиса». – Уфа: Уфимская государственная академия экономики и сервиса. – 2007. – с. 13–14.

16. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Ураксеев М.А. Технические средства для адаптации инвалидов к управлению [Текст] // Труды 4-й международной науч-

## ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

### Статьи в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях, включенных в список ВАК РФ

1. Сафин Д.Р. Оценка эффективности конструкций электродов и усилителей биосигналов в системах управления протезами [Текст] / Д.Р. Сафин, И.С. Пильщиков, М.А. Ураксеев, В.Г. Гусев // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. – 2009. – № 2 – С. 52–66.
2. Сафин Д.Р. Вопросы построения нейроуправляемых протезов [Текст] / Д.Р. Сафин, И.С. Пильщиков, М.А. Ураксеев, Р.М. Мигранова // Медицинская техника. – 2009. – № 4 – с. 16–21.
3. Сафин Д.Р. Современные системы управления протезами. Конструкции электродов и усилителей биосигналов [Текст] / Д.Р. Сафин, И.С. Пильщиков, М.А. Ураксеев, Р.М. Мигранова // Электроника: наука, технология, бизнес. – 2009. – № 4 – с. 2–10.
4. Сафин Д.Р. Применение имплантируемых микроэлектродов в системах управления протезами [Текст] / Д.Р. Сафин, И.С. Пильщиков, М.А. Ураксеев, Р.М. Мигранова // Вестник УГАТУ. – 2010. – № 2(37) – с. 104–109.

### Статьи в материалах международных, всероссийских конференций, в сборниках

5. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С. Биоэлектрические системы управления протезами и манипуляторами [Текст] // Межвузовский научный сборник трудов «Электромеханика, Электротехнические комплексы и системы». – Уфа: УГАТУ. – 2006. – с. 201–203.
6. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С. Пути развития современных систем управления протезами [Текст] // Труды второй всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Здоровье человека – основа человеческого потенциала: проблемы и пути решения». – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та. – 2007. – с. 144–152.
7. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С. Система управления биоэлектрическим протезом предплечья [Текст] // Труды 10 всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». – Рязань: РГРТУ. – 2007. – с. 110–115.

3. Структурная схема ИИСУБП, реализующая принцип интеграции методов распознавания образов и методов пропорционального управления требуемыми параметрами движения протеза.

4. Принципы построения и структурная схема информационно-измерительной системы управления нейроуправляемым протезом с имплантируемыми электродами (ИИСУНП), а так же способ получения информации о виде и интенсивности желаемого движения по регистрируемым нейроимпульсам.

5. Устройство регистрации ЭМГ сигналов, включающее в себя «активные» электроды, устройство их фиксации и УБП с повышенной устойчивостью к синфазным и перекрестным помехам.

**Научная новизна.** Научная новизна результатов, полученных в диссертации, заключается в следующем:

1. Систематизированы принципы построения ИИСУП различных типов, сделан их сравнительный анализ, что позволяет упростить создание эффективных протезов с требуемыми характеристиками.

2. Разработана общая математическая модель ИИСУБП – зависимость регулирующих воздействий на исполнительные механизмы от зарегистрированных ЭМГ сигналов, сигналов с преобразователей положения кинематических звеньев искусственной конечности, позволяющая выявить и исследовать основные характеристики ИИСУБП и применяемые в ней методы обработки сигналов.

3. Разработана математическая модель процесса генерации ЭМГ сигнала, проведено исследование влияния различных факторов на регистрацию ЭМГ сигнала.

4. На основании анализа модели ИИСУБП предложен принцип интеграции методов распознавания образов и методов пропорционального управления требуемыми параметрами движения протеза, позволяющий увеличить количество реализуемых движений и плавность регулирования интенсивности движений.

5. Предложен принцип построения информационно-измерительных систем управления протезом с имплантируемыми компонентами и метод получения информации о виде и интенсивности движения из регистрируемой имплантируемыми электродами электрической активности мотонейронов, и структура устройства, его реализующего.

**Практическая ценность работы** заключается в следующем:

1. Предложена конструкция устройства для регистрации электромиографических сигналов, отличающаяся стабильностью регистрации электромиогра-

фического сигнала, повышенной устойчивостью к перекрестным помехам, удобством применения для длительной регистрации биоэлектрических сигналов и простотой изготовления.

2. Предложена схема усилителя биопотенциалов, отличающаяся повышенной точностью, высокой степенью подавления синфазной помехи, пониженным энергопотреблением, улучшенными массо-габаритными показателями и простотой настройки.

3. Предложены методы обработки электромиографических сигналов и структурные схемы устройств, реализующие их, позволяющие осуществлять оценку уровня активности тех или иных систем организма (мышцы, сердце и др.) и облегчить диагностику их состояния.

4. Результаты проведенных экспериментальных исследований подтверждают эффективность основных предложенных решений по улучшению характеристик ИИСУБП.

**Внедрение результатов работы.** Принципы построения и основы проектирования ИИСУБП внедрены в учебный процесс при чтении лекций по различным дисциплинам, курсовом и дипломном проектировании в Уфимской государственной академии экономики и сервиса.

**Апробация работы.** Основные теоретические и практические результаты диссертации были доложены и получили одобрение на следующих международных и всероссийских научно-технических конференциях: 12 Международная научно-практическая конференция студентов и молодых ученых «Современные техника и технологии» (Томск, 2006); 5 ВНТК «Современные промышленные технологии» (Н. Новгород, 2006); Зимняя школа-конференция аспирантов и молодых ученых (Уфа, 2007); Всероссийская молодёжная научная конференция «Мавлютовские чтения» (Уфа, 2007); Вторая всероссийская научно-практическая конференция «Здоровье человека – основа человеческого потенциала: проблемы и пути решения» (Санкт-Петербург, 2007); IV международная научно-техническая конференция «Инновации и перспективы сервиса» (Уфа, 2007); XX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Рязань, 2007); V международная научно-техническая конференция «Инновации и перспективы сервиса» (Уфа, 2008); Всероссийская молодежная научная конференция «Мавлютовские чтения» (Уфа, 2009).

татков, решение которых позволит увеличить их эффективность как средства реабилитации инвалидов.

2) Разработаны математические модели ИИСУБП и процесса генерации электромиографического сигнала, позволяющие выявить и исследовать основные значимые характеристики ИИСУБП и электромиографического сигнала.

3) Проведены исследования различных методов обработки ЭМГ сигнала, в результате которых предложен метод формирования вектора входных параметров для системы распознавания вида движения и метод определения требуемой интенсивности движения, а так же структурная схема устройства, реализующая его.

4) Предложена структурная схема ИИСУБП, реализующая принцип интеграции методов распознавания образов и методов пропорционального управления требуемыми параметрами движения протеза, отличающаяся возможностями реализации большего количества движений (до 6) и плавного регулирования их интенсивности.

5) Предложена структурная схема информационно-измерительной системы управления протезом с имплантируемыми электродами (ИИСУНП), отличающаяся тем, что предварительная обработка управляющих нейросигналов осуществляется непосредственно в имплантируемых компонентах, что позволяет снизить объем передаваемых данных в 8–10 раз и уменьшить энергопотребление.

6) Предложен метод получения информации о виде и интенсивности желаемого движения по регистрируемым нейроимпульсам и реализующая его структурная схема ИИСУНП, отличающаяся тем, что по регистрируемой активности мотонейронов вычисляются общие уровни активности основных, функционально значимых мышц конечности, что позволяет существенно упростить способы управления исполнительными механизмами.

7) Проведены исследования различных конструкций электродов и усилителей биопотенциалов, в результате которых предложена оригинальная конструкция устройства регистрации электромиографических сигналов, отличающаяся пониженной чувствительностью к перекрестным помехам, стабильностью параметров и удобством применения.

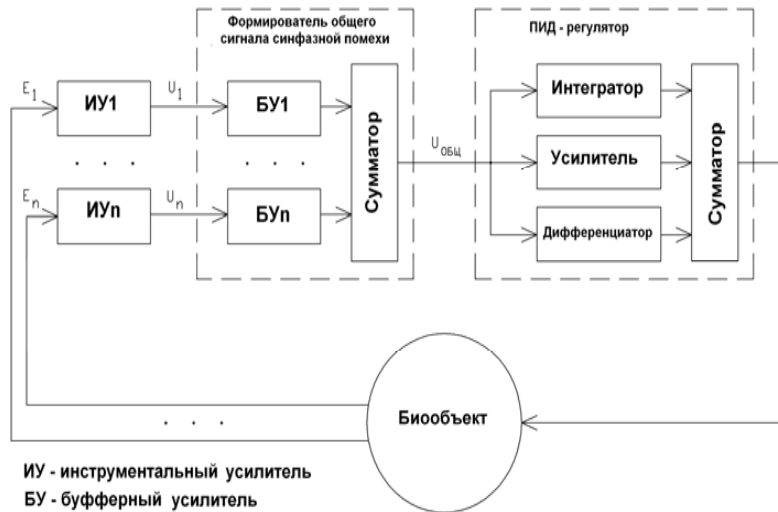


Рис. 8. Структурная схема устройства, обеспечивающего значительное подавление синфазного сигнала на биообъекте

3) Монополярное напряжение питания упрощает согласование аналоговых и цифровых компонентов, способствует снижению потребляемого тока, но сужает круг возможных для применения компонентов.

4) Применение широко доступных электронных компонентов снижает затраты на производство и техническое обслуживание.

5) Уменьшенные массо-габаритные показатели.

### ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

Главным итогом диссертационной работы является разработка и исследование принципов построения информационно-измерительных систем управления биоэлектрическими протезами, технических средств и методов, применяемых в них, а так же построение и анализ ее математической модели.

Основные научные и практические результаты диссертационной работы состоят в следующем:

1) Проведенный анализ и систематизация принципов построения информационно-измерительных систем управления протезами показал, что наиболее перспективными среди известных ИИСУП являются ИИСУБП и ИИСУНП. Однако при этом данные типы ИИСУП обладают рядом существенных недос-

**Публикации.** Основные положения и результаты работы опубликованы в 18 печатных работах, в числе которых: 4 статьи в ведущих научных журналах и изданиях, рекомендуемых ВАК, 13 – в сборниках материалов конференций, 1 патент на полезную модель.

**Структура и объем диссертации.** Диссертация состоит из введения, четырех глав основного текста, основных результатов и выводов, списка литературы из 91 наименования, содержит 64 рисунков, 15 таблиц. Общий объем диссертационной работы составляет 172 страницы.

### СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность темы диссертации, дается характеристика работы, формулируется цель и задачи исследования, приводятся основные положения и результаты, отмечается их научная новизна, практическая значимость, приводится краткое содержание работы по главам.

**В первой главе** диссертации приводится обзор методов, алгоритмов и технических средств, применяемых в информационно-измерительных системах управления протезами. Осуществлена классификация протезов конечностей.

Среди всех ИИСУП можно выделить наиболее перспективные – это ИИСУБП, в том числе на основе распознающих систем (РС) и информационно-измерительные системы управления нейроуправляемыми протезами с имплантируемыми электродами. Основными значимыми параметрами ЭМГ сигнала как источника управляющей информации для ИИСУБП являются амплитудные и частотные.

Значение амплитуды ЭМГ сигнала может лежать в пределах 20 мкВ до 2–3 мВ и очень вариабельно для каждого человека и мышцы. Частотный диапазон ЭМГ сигнала целесообразно ограничивать в полосе от 10 до 400 Гц. При этом необходимо удалить из ЭМГ сигнала компоненту сетевой помехи 50 Гц.

Из множества известных методов выделения основных информативных параметров ЭМГ сигнала, применяемых в ИИСУБП, наибольшее распространение на практике получили методы выделения усредненного значения (оглабающей) ЭМГ сигнала. В качестве потенциально более эффективного метода обработки ЭМГ сигнала можно отметить вейвлет преобразование, хорошо зарекомендовавшее себя при анализе нестационарных сигналов, которым и является ЭМГ сигнал.

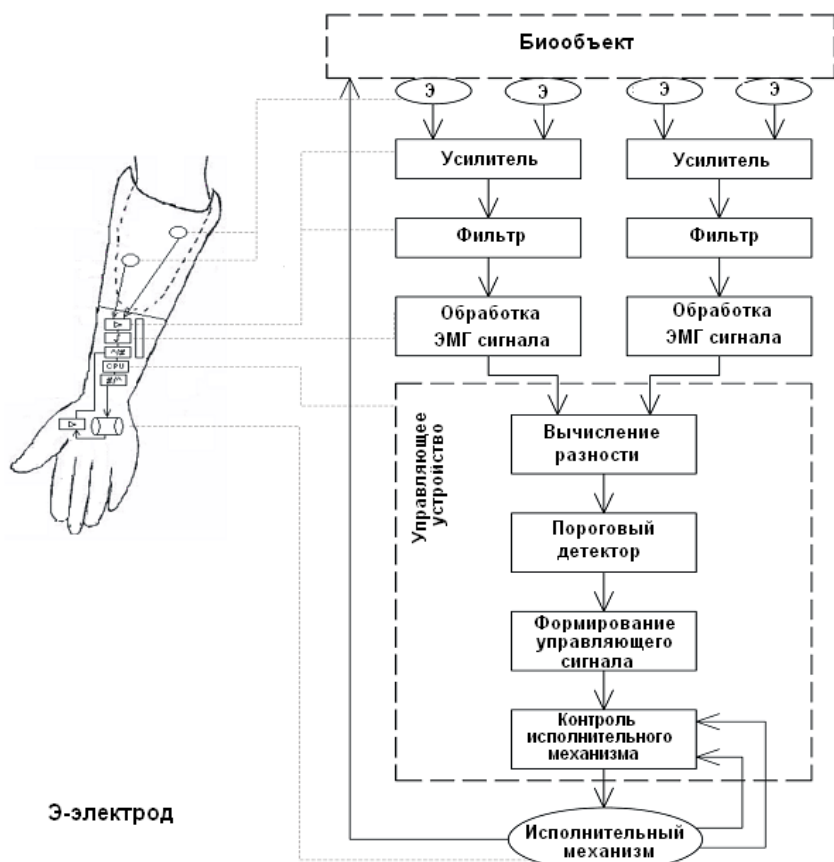


Рис. 1. Обобщенная структурная схема ИИСУБП

В результате проведенного анализа публикаций была сформирована типовая структурная схема ИИСУБП (рис. 1), определены основные преимущества и недостатки различных структур ИИСУБП, а так же сделан вывод о целесообразности выделения в отдельный класс ИИСУБП на основе РС как наиболее перспективные с точки зрения технической реализации и увеличения общей эффективности протеза.

К основным классам технических средств, используемых в ИИСУБП, следует отнести: электроды; УБП и электрические фильтры; управляющее устройство; АЦП; исполнительные механизмы, источники питания, преобразователи положения и др.

Выявлены некоторые общие закономерности, выявленные при анализе полученных экспериментальных данных.

- 1) Величина ЭМГ сигнала увеличивается с увеличением площади электрода и межэлектродного расстояния.
- 2) Уровень перекрестных помех увеличивается с увеличением площади электрода и межэлектродного расстояния.
- 3) На небольших отрезках времени (10-30 минут) форма электрода не оказывает существенного влияния на стабильность регистрации ЭМГ сигнала.

В результате анализа полученных данных можно сделать вывод о том, что в ИИСУБП целесообразно применять активные электроды размером квадратные формы размером 5x5 мм с межэлектродным расстоянием 10 мм.

В результате проведенных исследований была предложена структурная схема устройства, обеспечивающего значительное подавление синфазного сигнала на биообъекте (рис. 9). Она отличается следующими характеристиками: высокий общий коэффициент усиления ( $K_{об} \leq 1500$ ); подавление постоянной составляющей сигнала благодаря наличию интегральной составляющей в выходном сигнале; более плавное и точное регулирование процесса подавления синфазного сигнала.

Недостатком предложенной схемы является недостаточное подавление импульсных синфазных помех, значительное энергопотребление и увеличенные массо-габаритные показатели.

Анализ различных вариантов построения устройств подавления синфазного сигнала показал, что схему на основе ПИ-регулятора (рис. 8) целесообразно применять в стационарных диагностических приборах. В портативных системах с небольшим количеством каналов, какими и являются большинство ИИСУБП, целесообразно применять схему на основе интегратора без обратной связи по постоянному току.

Данная схема отличается следующими особенностями.

- 1) Внесение минимальных искажений в низкочастотную область спектра благодаря отсутствию конденсаторов во входных цепях УБП.
- 2) Коэффициент ослабления синфазного сигнала не менее 120 дБ, что не хуже, чем у аналогов. Благодаря высокому значению КОСС увеличивается помехозащищенность и стабильность регистрации ЭМГ сигнала, и, как следствие, увеличивается общая надежность и стабильность работы системы.



С целью определения конструкции активного электрода, адаптированной к применению в ИИСУБП, были проведены экспериментальные исследования.

Результаты исследований и характеристики исследуемых конструкций активных электродов приведены на рисунках 6 и 7.

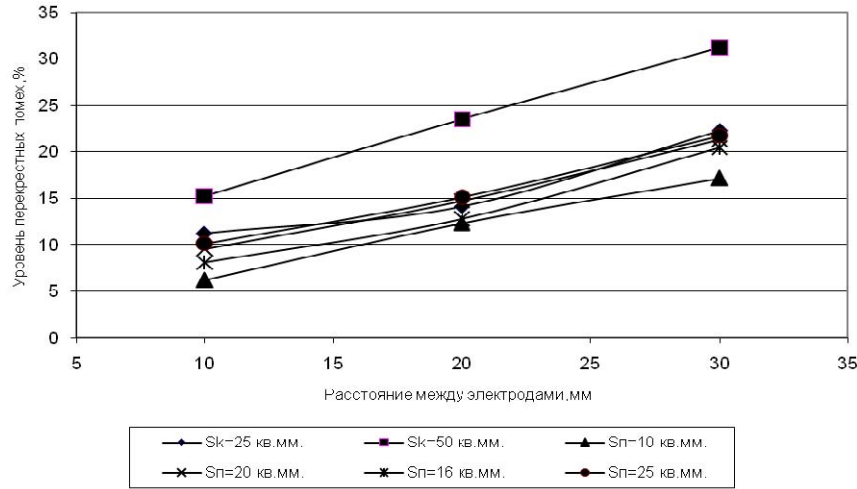


Рис. 6. Зависимость уровня перекрестных помех от расстояния между электродами

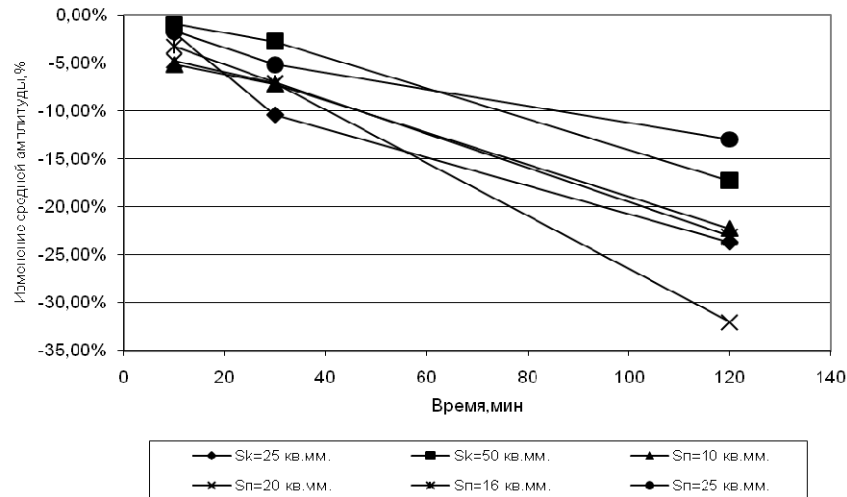


Рис. 7. Зависимость изменения амплитуды ЭМГ сигнала от времени

Были классифицированы технические средства (микроэлектроды, усилители, АЦП, передатчики данных и энергии, управляющее устройство), применяемые в ИИСУБП, сформированы основные требования к их техническим характеристикам и определен круг проблем, на решение которых следует обратить внимание. В результате выполненного анализа принципов построения известных ИИСУБП, а так же методов и технических средств, применяемых в них, был сформирован круг подлежащих решению в рамках данной работы задач.

**Вторая глава** посвящена исследованиям математических моделей ИИСУБП и процесса генерации ЭМГ сигнала. Каждый ЭМГ сигнал математически можно представить в виде суперпозиции потенциалов действия отдельных двигательных единиц (ПДОДЕ). Известно уравнение, описывающее процесс генерации отдельной серии ПДОДЕ.

Для разработки полноценной модели процесса генерации ЭМГ сигнала необходимо учитывать ряд существенных параметров (расстояние от электрода до отдельной двигательной единицы (ДЕ), толщину подкожного жира, тип и проводимость тканей, расположенных между ДЕ и электродом). Предложенная математическая модель генерации ЭМГ сигнала отличается тем, что учитывает влияние всех основных значимых для построения ИИСУБП факторов на процесс генерации ЭМГ сигнала. Модель описывается уравнением:

$$E_i(t, ЦНС) = \frac{S}{k_{пж} \rho_{жс} l_{пж}} \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} \left[ m_i \cdot k_{li} \cdot \left( \frac{k_i S}{(\rho_{жс} l_{жс} + \rho_k l_{ki} + \rho_m l_{mi})} \right) \cdot \int_0^t h_{ПДОВ}(t - \tau) x(\tau) d\tau \right] \cdot f(i, j), \quad (1)$$

где  $E_i(t, ЦНС)$  – ЭМГ сигнал, регистрируемый на поверхности кожи в точке  $i$ ,  $k_{пж}$  – коэффициент пропорциональности,  $\rho_{жс}$ ,  $l_{пж}$ ,  $\rho_k$ ,  $l_{ki}$ ,  $\rho_m$ ,  $l_{mi}$  – удельные сопротивления и общие длины жировой, костной и мышечной тканей,  $S$  – площадь электрода,  $k$  – количество мышц, оказывающих влияние на ЭМГ – сигнал,  $n_j$  – количество ДЕ в мышце  $M_j$ ,  $m$  – количество мышечных волокон в ДЕ,  $k_{li}$  – коэффициент, учитывающий общую «компактность» расположения мышечных волокон в ДЕ,  $h_{ПДОВ}(t)$  – импульсная характеристика, характеризующая форму волны ПДОВ,  $f(i, j)$  – функция, определяющая принадлежность ДЕ<sub>*i*</sub> мышце  $M_j$ .

Анализ полученной математической модели показывает, что для надежного выделения ЭМГ сигнала на фоне шумов различного происхождения минимальное значение амплитуды ЭМГ сигнала должно быть  $U_{min}=10,1$  мкВ.

Для оценки правильности и адекватности предложенной модели были проведены исследования с использованием методов численного моделирования (с применением программных пакетов Delphi, MathCAD и др.), результаты которых приведены ниже.

1. Основные характеристики ЭМГ сигнала, сгенерированного с помощью предложенной математической модели, соответствуют известным экспериментальным данным (средняя амплитуда – 449,61 и 461,91 мкВ для электродов площадью 10 кв. мм и 20 кв.мм соответственно, максимальное отклоненное моделируемого сигнала от фактического – 24,38 мкВ, максимальная усредненная относительная погрешность моделирования – 5,14%).

2. Результаты анализа степени влияния на характеристики моделируемого ЭМГ сигнала величины толщины слоя подкожного жира в целом соответствуют известным экспериментальным данным (смещение частотного диапазона ЭМГ сигнала в сторону высоких частот с уменьшением толщины слоя подкожного жира, уменьшение амплитуды до 13,61 мкВ при толщине слоя жира 20 мм).

3. Результаты анализа степени влияния на характеристики моделируемого ЭМГ сигнала средней величины расстояния от слоя подкожного жира до слоя моделируемой мышцы показывают, что ЭМГ сигнал от мышц, расположенных на расстоянии более 20- 25 мм от поверхности кожи фактически полностью поглощается тканями организма, что соответствует известному из практического опыта факту большой сложности регистрации на поверхности кожи ЭМГ сигналов от глубоко лежащих мышц. На рис. 2 представлена зависимость средней амплитуды моделируемого ЭМГ сигнала от глубины залегания мышцы.

4. Анализ полученных при численном моделировании результатов позволяет сделать вывод о том, что при увеличении площади электрода и межэлектродного расстояния происходит увеличение значений как средней амплитуды ЭМГ сигнала, так и процента перекрестных помех. На рис. 3 приведены графики зависимостей средней амплитуды и уровня перекрестных помех моделируемого ЭМГ сигнала от расстояния между электродами.

Анализ математической модели генерации ЭМГ сигнала показывает, что ЭМГ сигналы, генерируемые глубоко лежащими мышцами, зарегистрировать на поверхности практически невозможно. Правомерно сделать вывод о принципиальной невозможности получения информативных ЭМГ сигналов от большинства мышц с помощью поверхностных электродов.

раз и уменьшить энергопотребление. Предложен способ получения информации о виде и интенсивности желаемого движения по регистрируемым нейроимпульсам и реализующая его структурная схема ИИСУНП, отличающаяся тем, что по регистрируемой активности мотонейронов вычисляются общие уровни активности основных, функционально значимых мышц конечности, что позволяет существенно упростить способы управления исполнительными механизмами.

**Четвертая глава** посвящена разработке и исследованию специальных конструкций электродов и УБП, предназначенных для применения в ИИСУБП.

Было предложено устройство для фиксации электродов (рис. 5), обладающее следующими достоинствами:

1) активные электроды могут легко и быстро устанавливаться и извлекаться благодаря особой конструкции эластичного рукава 2, это обеспечивает быстроту установки и снятия всего протеза в целом;

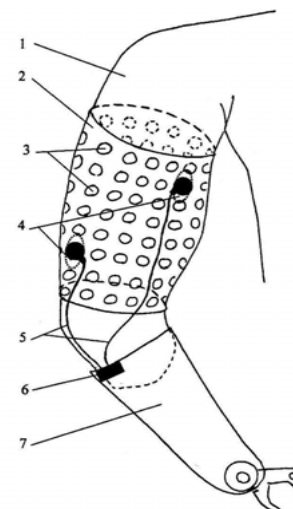


Рис. 5. Устройство крепления активных электродов:

1 – здоровая часть конечности инвалида, 2 – приспособление для крепления электродов на коже (эластичный перфорированный рукав), 3 – отверстия в эластичном рукаве, 4 – активные электроды, 5 – жгуты электрических проводов, 6 – электрический разъем протеза, 7 – протез руки.

2) благодаря множественной перфорации в эластичном рукаве 2 есть возможность подбирать наилучшее расположение датчиков, располагая их в местах, обеспечивающих высокий уровень сигнала и избирательность к сокращению определенных групп мышц;

3) гладкие выпуклые электроды активных датчиков 4 не раздражают и не травмируют кожу, и в то же время, они надежно прижаты;

4) простота изготовления и использования.

та настройки системы усиления. Предложена функциональная схема устройства, реализующего этот метод, отличающаяся простотой и универсальностью практической реализации.

В результате анализа известных ИИСУБП сделан вывод о целесообразности применения в ИИСУБП в качестве системы распознавания искусственной нейронной сети (ИНС), что позволяет увеличить количество определяемых движений до 3–6 видов, при этом точность распознавания составляет более 87%.

Определена основная трудность практической реализации ИИСУБП с предложенной структурой, заключающаяся в значительной чувствительности методов выделения из ЭМГ сигналов информативных параметров и методов распознавания типа движения по его биоэлектрическому образу к уровню интенсивности желаемого движения. Предлагается для решения данной проблемы применять такие методы формирования вектора входных параметров для РС, которые нечувствительны к различию в степени интенсивности движения.

Осуществлена экспериментальная оценка эффективности применения различных способов выделения информативных параметров из ЭМГ сигналов для определения вида движения. Сделан вывод о целесообразности применения метода преобразования Фурье на коротких интервалах для формирования вектора входных параметров для РС. Классы движений, сформированные при помощи данного метода, обладают следующими преимуществами по сравнению с методом выделения среднеквадратичного значения ЭМГ сигнала и методом вычисления времени превышения ЭМГ сигнала заданного порога: располагаются более компактно в пространстве признаков (на 59,20 и 46,52%); располагаются на большем расстоянии друг от друга (на 11,3 и 9,11%) .

Был проведен анализ особенностей практической реализации управляющих блоков ИИСУБП предложенной структуры на платформе ПЛИС ProASIC-plus фирмы Actel с помощью моделирования в среде разработки LIBERO IDE. Сделаны выводы о том, что предложенная структура ИИСУБП может быть реализована с применением современных технических средств с приемлемым временем реакции (не более 300 мс) и резервом по аппаратным средствам порядка 40%.

Предложена структурная схема ИИСУНП, отличающаяся тем, что предварительная обработка управляющих сигналов осуществляется в имплантируемых компонентах, что позволяет снизить объем передаваемых данных в 8–10



Рис. 2. Зависимость средней амплитуды моделируемого ЭМГ сигнала от глубины залегания мышцы

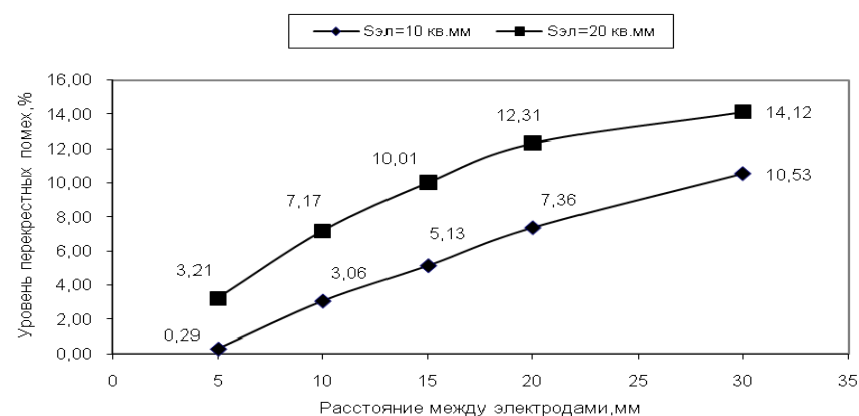


Рис. 3. Зависимости средней амплитуды и уровня перекрестных помех моделируемого ЭМГ сигнала от расстояния между электродами

Это приводит к тому, что в традиционных ИИСУБП наблюдается значительный дефицит входной информации. Одним из способов решения проблемы дефицита входных сигналов в ИИСУБП является способ, который заключается в том, чтобы использовать в качестве входных сигналов не только ЭМГ сигналы, но и различные корреляционные зависимости между ЭМГ сигналами,

имеющие место быть при выполнении однотипных движений. Одним из эффективных методов анализа и обработки таких зависимостей могут быть различные способы и алгоритмы распознавания образов.

Предлагаемая общая математическая модель ИИСУБП, построенная на предположении, о том, что ИИСУБП реализует алгоритм распознавания типа движения по зарегистрированным ЭМГ сигналам, а величина регулирующего воздействия на исполнительный механизм (ИМ) зависит как от заданного значения интенсивности, так и от текущего значения интенсивности реализуемого ИМ движения. Модель описывается уравнением:

$$Z_i = f_i''(f'(f_1(E_1, \dots, E_j, \bar{K}_1), \dots, f_n(E_1, \dots, E_j, \bar{K}_n)), l_1, \dots, l_m, f''[f'(f_1(E_1, \dots, E_j, \bar{K}_1), \dots, f_n(E_1, \dots, E_j, \bar{K}_n)), f_1(E_1, \dots, E_j, \bar{K}_1), \dots, f_n(E_1, \dots, E_j, \bar{K}_n)] Ut, w_1, \dots, w_z), \quad (2)$$

где  $Z_i$  – регулирующее воздействие на  $i$ -й ИМ,  $f_n$  – функция выделения  $n$ -го признака,  $k_j$  – текущее положение  $m$ -го звена искусственной конечности,  $f'$  – функция определения вида движения,  $f''$  – функция, определяющая требуемую интенсивность движения,  $f'''$  – функция, характеризующая общие зависимости величины регулирующего воздействия от аргументов,  $l_m$  – текущее положение  $m$ -го звена искусственной конечности,  $w_z$  – текущее показание  $z$ -го датчика развиваемого усилия,  $Ut$  – текущее значение интенсивности движения,  $\bar{K}$  – вектор дополнительных параметров (аргументов) для функций выделения признаков.

Из модели видно, что основными значимыми для построения ИИСУБП функциями, прежде всего, являются следующие:

- функции формирования входного вектора признаков из регистрируемых ЭМГ сигналов;
- функция определения вида движения;
- функция, определяющая требуемую интенсивность движения по входным ЭМГ сигналам.

**В третьей главе** рассматриваются принципы построения ИИСУБП и методов обработки сигналов, применяемых в них.

На основании анализа обобщенной математической модели ИИСУБП (2) предложена общая структурная схема ИИСУБП, реализующая принцип интеграции методов распознавания образов и методов пропорционального управления требуемыми параметрами движения протеза, отличающаяся возможностью

ми реализации большого количества движений (до 6) и плавного регулирования их интенсивности (рис. 4). Так же предложена адаптированная для практической реализации структурная схема такой ИИСУБП, отличающаяся тем, что позволяет снизить требования к техническим средствам, требуемым для ее реализации благодаря значительному уменьшению объема необходимых вычислений без значимого уменьшения ее эффективности.

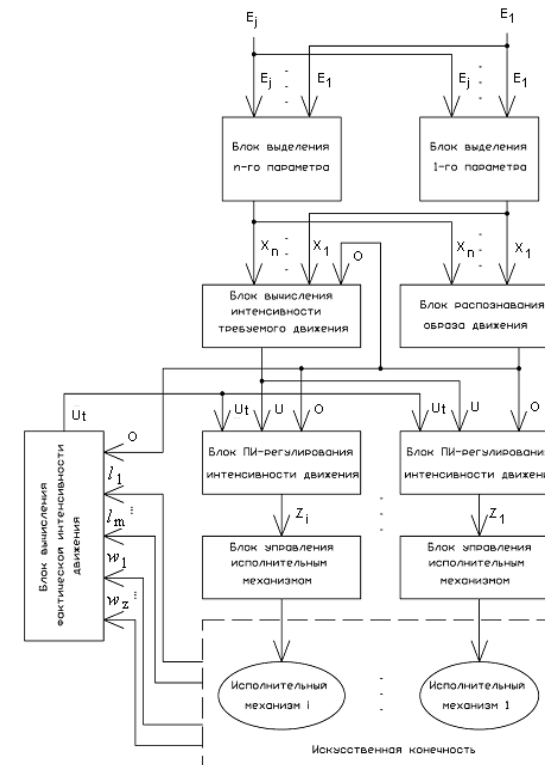


Рис. 4. Структурная схема ИИСУБП на основе РС с PI-регулированием интенсивности движения каждого ИМ

На основании сравнительного анализа сделан вывод о целесообразности использования метода определения требуемой интенсивности движения по времени превышения значения ЭМГ сигнала заранее заданного порога. Данный метод обладает рядом преимуществ: большой динамический диапазон ( $K_d$  – до 38,5); большая помехоустойчивость; простота технической реализации; просто-