

На правах рукописи



Бонилья Венегас Феликс Владимир

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ СИСТЕМЫ ФОРМИРОВАНИЯ СИГНАЛОВ  
УПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ ПРИВодОВ УСТРОЙСТВ ЗАМЕЩЕНИЯ УТРАЧЕННЫХ  
ФУНКЦИЙ НА ОСНОВЕ ПОВЕРХНОСТНЫХ МИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ**

Специальность: 05.11.17 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание учёной степени  
кандидата технических наук

Ростов-на-Дону

2018

Работа выполнена на кафедре «Робототехника и мехатроника» ФГБОУ ВО «Донской государственный технический университет» (ДГТУ)

Научный руководитель: Лукьянов Евгений Анатольевич,  
кандидат технических наук, доцент,  
заведующий кафедрой «Робототехника и  
мехатроника» ФГБОУ ВО «ДГТУ»

Официальные оппоненты: Филист Сергей Алексеевич  
доктор технических наук,  
ФГБОУ ВО «Юго-Западный  
государственный университет»,  
г. Курск

Алексамян Грайр Каренович  
кандидат технических наук,  
ФГБОУ ВО «Южно-Российский  
государственный политехнический  
университет имени М.И. Платова»,  
г. Новочеркасск

Ведущая организация: ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский  
государственный электротехнический  
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова  
(Ленина), г. Санкт-Петербург

Защита состоится «\_\_» \_\_\_\_\_ 2018 г. в \_\_\_\_\_ на заседании диссертационного совета Д212.208.23 в Южном федеральном университете по адресу: Ростовская обл., г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, Е-306.

С диссертацией можно ознакомиться в Зональной библиотеке Южного федерального университета по адресу: г Ростов-на-Дону, ул. Пушкинская, 148 и на сайте <http://hub.sfedu.ru/diss/>

Отзыв на автореферат в 2-х экз., заверенный печатью организации и оформленный согласно «Положению о порядке присуждения ученых степеней» (п. 28), с указанием ФИО (полностью) лица, представившего отзыв, почтовым адресом, наименованием организации, его должности в этой организации, телефона и адреса электронной почты, просим направлять в ЮФУ по адресу: 347922, Россия, Ростовская область, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, корпус "Е", лаб. 112, ученому секретарю совета Д212.208.23 Исаевой А.С.

Автореферат разослан «\_\_» \_\_\_\_\_ 2018 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета, к.т.н.

Исаева А.С.

## ВВЕДЕНИЕ

**Актуальность работы.** Несмотря на развитие производственных отношений и средств производства, норм и правил выполнения работ в настоящее время количество случаев потери человеком конечности или ее части к сожалению не уменьшается. В развитых странах, в среднем, на 1 миллион жителей выполняется 280–300 операций по ампутации конечностей. В Европе этот показатель составляет 250 операций на миллион жителей, в Японии — 210, а в России — 500. Более чем у половины пациентов после ампутации конечности наблюдаются депрессивные состояния, качество их жизни снижается из-за недостаточности функциональных возможностей средств протезирования.

В настоящее время в мире разрабатываются и уже началось применение разнообразных решений для протезов и ортезов, разработка вспомогательных роботов, предназначенных для восстановления или реабилитации двигательных функций человека. Во многих таких устройствах, являющихся «активными» биотехническими системами (БТС) имеющими приводы, осуществляется управление на основе биоэлектрических сигналов. Однако, используемые в большинстве таких устройств амплитудно-частотные параметры этих сигналов, позволяют реализовать лишь простейшие стратегии возможного управления и, следовательно, функциональные возможности управления протезами будут существенно ограничены. Основной проблемой создания БТС управления движениями является отсутствие надежных методов обработки биоэлектрических сигналов (электромиографических сигналов), выделения информативных параметров и распознавания на их основе событий—наличие/отсутствие движения конечности, а так же определения целевых показателей движения - перемещения и скорости перемещения конечности.

Устройства, использующие электромиографические (ЭМГ) сигналы для управления, могут быть разделены на два класса, в зависимости от способа формирования входного сигнала для системы управления. В первом случае используются имплантируемые микроэлектроды, что позволяет непосредственно регистрировать сигналы, передаваемые нервными окончаниями к мышцам, и на их основе формировать управления для исполнительных приводов протеза. При этом возникают необходимость хирургического вмешательства и высокая стоимость протеза и протезирования. Во втором случае получение сигнала, несущего информацию о движении, выполняется с помощью накожных электродов, в этом случае может быть обеспечена доступность решений по протезированию. Однако, получаемые с помощью внешних электродов, сигналы являются сильно зашумленными, их информативность значительно ниже получаемых с помощью имплантируемых электродов. Известные решения по управлению протезами на основе биоэлектрических сигналов получаемых накожными электродами не обеспечивают точность исполнения движений,

которую можно было бы считать приемлемой. Основными причинами этого являются вариабельность параметров биоэлектрических сигналов мышечной активности, их не стационарность, зависимость от тренированности и состояния организма и других факторов.

Таким образом, можно утверждать, что создание систем, формирующих сигналы управления для исполнительных приводов электромеханических устройств на основе поверхностных электромиографических сигналов является актуальной задачей.

**Цель работы.** Разработка и исследование системы формирования сигналов управления для приводов устройств замещения утраченных функций на основе поверхностных электромиографических сигналов, обеспечивающей управление приводами исполнительных устройств замещения утраченных функций по скорости и положению.

**Задачи:**

1. Экспериментальное исследование влияния параметров движения руки на пЭМГ сигнал. Разработка методов и способов качественного и количественного анализа пЭМГ сигналов с учетом их зашумленности для определения параметров движения руки.
2. Разработка метода комплексной обработки пЭМГ сигналов, обеспечивающего получение информативных признаков для распознавания мышечной активности и параметров движения руки человека.
3. Разработка метода фильтрации шумов в пЭМГ сигнале, не ухудшающих информативных признаков, получаемых для распознавания мышечной активности и параметров движения.
4. Разработка экспертной системы на базе искусственных нейронных сетей (ИНС) для распознавания движений и оценки параметров движений на основе пЭМГ сигналов.
5. Разработка математической модели, описывающей силомоментные и упруго-диссипативные свойства группы мышц бицепс/трицепс, для учета динамики движения руки конкретного человека при формировании управлений для исполнительного привода.
6. Разработка структуры биотехнической системы формирования сигналов управления на основе пЭМГ сигналов для исполнительных приводов устройств замещения утраченных функций.
7. Экспериментальные исследования эффективности работы системы обработки пЭМГ сигналов и формирования управлений.

**Методы исследования.** Для решения поставленных задач, использовались основные положения теории сигналов, теоретические и экспериментальные исследования с применением методов математического моделирования, статистического, спектрального и вейвлет анализа пЭМГ сигналов, методов распознавания образов на базе искусственных нейронных сетей.

**Научная новизна работы.** Разработан метод построения системы обработки пЭМГ сигналов, распознавания движений и формирования управлений для исполнительных приводов замещения утраченных функций, с использованием ИНС.

Предложен способ формирования входного вектора ИНС распознавания движений на основе комплексной обработки электромиографического сигнала с использованием статистического, спектрального анализа и вейвлет-преобразований.

Предложен эффективный способ фильтрации аддитивных помех, разработанный для пЭМГ сигнала, использующий вейвлет-преобразования и сохраняющий информативность сигнала достаточной, для решения задач распознавания и оценки параметров движения руки человека.

Предложен способ оценки упруго-диссипативных параметров мышц конкретного человека и определения параметров модели Хилла на этапе подготовки обучающей выборки с целью их последующего использования при управлении движением устройства замещения утраченных функций, что позволяет реализовать динамику движения протеза аналогичной динамике движения здоровой руки.

**Практическая значимость работы.** Разработан алгоритм оконной фильтрации аддитивных помех, интегрированный в алгоритм обработки пЭМГ сигнала и реализованный в базисе вейвлет преобразований.

Предложена структура экспертной системы в составе системы обработки пЭМГ сигналов и формирования сигналов управления, обеспечивающая решение задач распознавания движений верхней конечности и оценку их параметров.

Разработан метод надежного распознавания наличия/отсутствия движения руки и оценки параметров движений верхней конечности на основе ИНС, использующий пЭМГ сигнала только бицепса

Созданы функциональная и структурная схемы перспективных программно-аппаратных решений систем формирования управлений для исполнительных приводов замещения утраченных функций на основе пЭМГ сигналов, которые могут быть использованы в медицинских целях для создания протезов, диагностики состояния опорно-двигательного аппарата пациентов и спортсменов а так же для создания биоуправляемых устройств и систем.

Разработан и апробирован макет программно-аппаратного комплекса системы обработки и анализа биопотенциалов мышечной активности, осуществляющий обработку пЭМГ сигналов и формирование управлений для исполнительного привода в реальном масштабе времени.

Практическая ценность работы заключается в том, что на основе теоретических и практических результатов, полученных в диссертационной работе, предложенных методов и способов, реализованных на этапе разработки экспертной системы могут проектироваться и

создаваться иные биотехнические системы для восстановления или замещения утраченных функций человека, использующие обработку биоэлектрических сигналов с целью формирования управлений для исполнительных приводов.

**Достоверность и обоснованность** сформулированных в диссертации выводов и результатов обеспечена корректным использованием современных программно-аппаратных средств при проведении экспериментальных исследований и анализе полученных результатов, согласованностью параметров движения руки человека, совершаемых в экспериментальных условиях и этих же параметров, полученных разработанной системой формирования сигналов управления для исполнительных приводов замещения утраченных функций, а также результатами численных экспериментов на основе реальных данных.

Обоснованность выводов и решений, полученных автором в работе, подтверждается так же повторяемостью результатов и достижимостью требуемой функциональности созданных и действующих устройств, использующих биоэлектрические сигналы. В частности, разработаны и проходят лабораторные исследования экзоскелет с управлением приводами руки для человека, страдающего болезнью Паркинсона, а так же робот, помогающий человеку без рук принимать пищу, управляемый на основе пЭМГ сигналов человека. Разработки созданы автором и эксплуатируются в технологическом университете города Кито, Эквадор.

**Наиболее существенные научные результаты, полученные лично автором и выносимые на защиту.**

1. Результаты анализа сигналов мышечной активности при выполнении типовых движений руки, выполненного в базисе статистических и спектральных параметров пЭМГ сигнала.

2. Алгоритм фильтрации помех и шумов из пЭМГ сигнала на основе вейвлет-преобразований, реализованный программно и встроенный в алгоритм определения параметров пЭМГ сигнала.

3. Способ определения информативных параметров пЭМГ сигнала для решения задач распознавания движений верхней конечности и оценки их параметров.

4. Математическая модель движения верхней конечности человека, учитывающая антропометрические характеристики и упруго-диссипативные свойства мышц конкретного человека.

5. Алгоритм функционирования системы обработки пЭМГ сигналов и формирования сигналов управления для приводной подсистемы, которое характеризуется работой в реальном масштабе времени, с запаздыванием не более 200 мс.

**Реализация результатов работы.** Результатами диссертационной работы являются программно-аппаратные решения, алгоритмы и методики, обеспечивающие построение биотехнической системы обработки биоэлектрических сигналов и формирования сигналов

управления, предназначенной для биоэлектрического управления исполнительными механизмами в БТС восстановления или замещения утраченных функций.

Созданный аппаратно-программный комплекс используется в учебном процессе при изучении студентами дисциплины «Компьютерное управление роботами и робототехническими системами» в Донском государственном техническом университете и в технологическом университете города Кито, Эквадор.

**Апробация работы.** Основные положения диссертационной работы обсуждались и получили одобрение на первой научно-технической конференции по мехатронике «Технологического Университета города Кито» (Кито – Эквадор. 2013), на конференциях профессорско-преподавательского состава сотрудников и обучающихся ФГБОУ ВПО «Донской государственной технической университет» (ДГТУ) в 2012, 2014 и 2015 году.

**Публикации.** Результаты диссертационной работы отражены в 9-ми печатных работах, из них 3 – в рецензируемых научных журналах и изданиях.

**Структура и объём работы.** Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы из 93 наименований. Текст изложен на 171 страницах и включает 53 рисунок, 11 таблиц. Приложения на 32 страницах.

## **ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

**Во введении** обоснована актуальность темы исследования, сформулированы цель и задачи работы, ее научная новизна и теоретическая и практическая значимость, и изложены основные положения, выносимые на защиту.

**В первой главе** приведены результаты информационного поиска и выполнен анализ работ известных отечественных и зарубежных исследователей, методов и способов получения, обработки и применения биоэлектрических сигналов для решения некоторых медицинских задач и задач управления. Особое внимание уделено биотехническим системам, управляемым с помощью биоэлектрических сигналов. На примерах отечественных и зарубежных решений показана перспективность биоэлектрического управления мехатронными устройствами, в том числе, биоуправляемыми протезами.

Выполнен анализ известных решений систем медицинского назначения, в том числе использующих биоуправление - протезы, ортезы, вспомогательные роботы. Установлено, что существующие решения по получению, обработке пЭМГ сигнала и формирования на его основе сигналов управления обладают рядом недостатков. Особенность ЭМГ-сигнала заключается в том, что он является сложным недетерминированным сигналом, его величина мала и имеет существенную составляющую, обусловленную помехами и шумами. Вследствие этого, в сигнале, получаемом в процессе регистрации ЭМГ, присутствуют аддитивные и мультипликативные помехи. Проанализированы известные способы удаления помех и шумов, с целью получения качественного информативного сигнала для анализа и

формирования управления. Отмечено, что в качестве потенциально эффективного метода для обработки и анализа ЭМГ сигнала может быть использовано вейвлет преобразование.

**Во второй главе** показано, что поверхностный электромиографический сигнал является сложным сигналом, регистрация которого сопровождается шумами и помехами различной природы, которые существенно затрудняют его анализ. Для экспериментальных исследований был спроектирован и изготовлен экспериментальный стенд, обеспечивающий регистрацию пЭМГ сигнала, и измерения параметров движения руки. Стенд фактически может рассматриваться как биотехническая система эргатического типа для исследования движений руки, включающая пассивный экзоскелет и аппаратно-программный комплекс регистрации и обработки ЭМГ сигнала.

Биотехническая система обеспечивает фиксацию в определенном положении плечевого и локтевого суставов, что и позволяет записывать кинематические параметры движения предплечья и пЭМГ сигнал бицепса во время совершения движений «сгибание-разгибание» руки.

Сигналы пЭМГ записывались с помощью поверхностных Ag/AgCl электродов, которые крепились на поверхности бицепса по линии мышечных волокон на расстоянии 2 см друг от друга. Место установки электродов обрабатывалось в соответствии с рекомендациями по получению и записи электромиограмм. Сигнал пЭМГ усиливался и подвергался предварительной фильтрации активными полосовыми пропускающими фильтрами Баттерворта с частотами среза 6.5 и 250 Гц.

Сигнал пЭМГ и датчика углового перемещения предплечья оцифровывались с частотой 1 КГц. Дальнейшая обработка сигналов выполнялась разработанным автором программным обеспечением в среде Matlab - SimuLink.

На основании выполненных экспериментов составлена схема формирования ЭМГ сигнала (рисунок 1) с учетом действующих помех и шумов, характерных для промышленных и бытовых условий.

Экспериментально зарегистрированы шумы и помехи от таких источников, как линии сетевого питания 50 Гц, а так же аддитивная помеха от сигналов сокращения сердечной мышцы (ЭКГ) испытуемого и ЭМГ сигналов скелетных мышц.



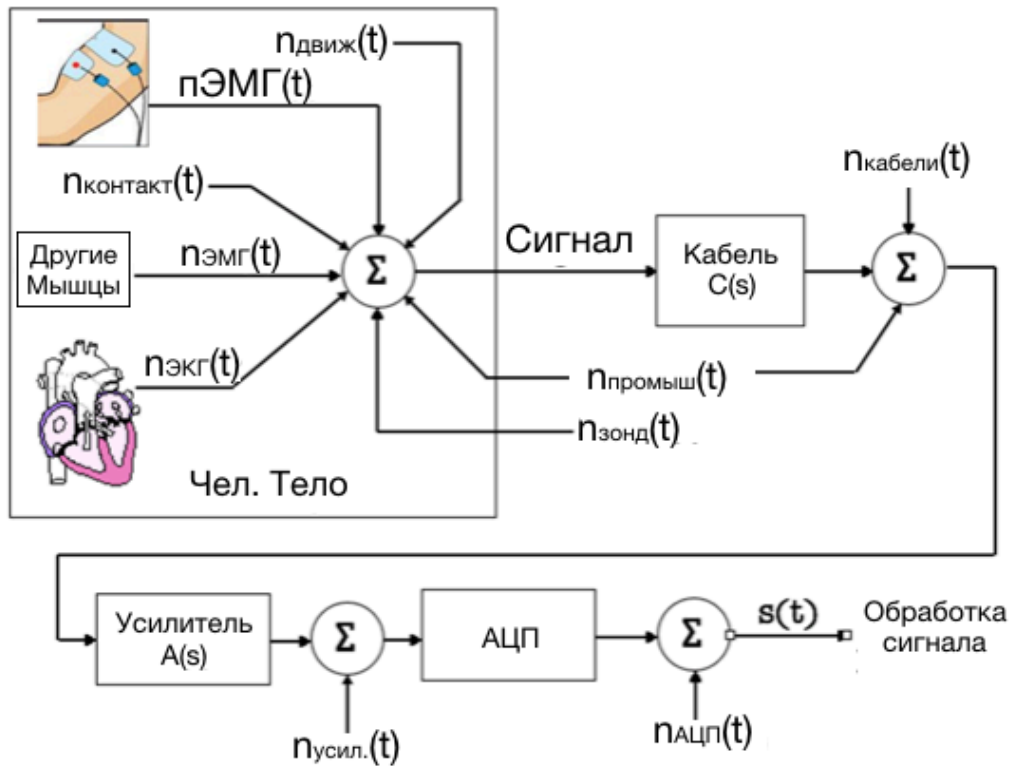


Рисунок 1- Схема влияния шумов на пЭМГ сигнал: :  $n_{\text{двиг}}$  – помеха, вызванная ЭМГ мышцами приводящими корпус в движение.; ;  $n_{\text{ЭМГ}}$ - шумы от скелетных мышц;  $n_{\text{ЭКГ}}$ - шум от сердечных (ЭКГ) мышц

Для полученных сигналов выполнен амплитудно-частотный анализ и показано (рисунок 2), что наибольшие искажения в сигнал пЭМГ бицепса вносят сетевая помеха, сигналы ЭМГ скелетных мышц и сигнал ЭКГ.

Поскольку характер сигналов, составляющих помехи является недетерминированным, обусловлен техногенными и физиологическими причинами, «классические» методы фильтрации оказываются неэффективными. Для разработки эффективных оригинальных способов фильтрации необходим «эталонный» пЭМГ сигнал. В качестве такого сигнала был использован сигнал из международной базы данных Physionet Examples of Electromyograms Recordemg-healthy. Для фильтрации в режиме псевдореального времени с использованием вейвлет преобразования в среде Simulink + DSP Toolbox был разработан цифровой вейвлет фильтр.

Фильтр был реализован на основе базового вейвлета *Bior 3.5* 6-го уровня разложения с применением мягкого метода порогового подавления шума в сигнале пЭМГ, что позволяет существенно уменьшить уровень шумов и помех, и сохранить информативность пЭМГ сигнала при движении предплечья. Особенность фильтра на основе вейвлета *Bior 3.5* заключается в том, что групповая задержка сигнала при фильтрации низкочастотных и высокочастотных составляющих одинакова и составляет 5.5 отчетов.

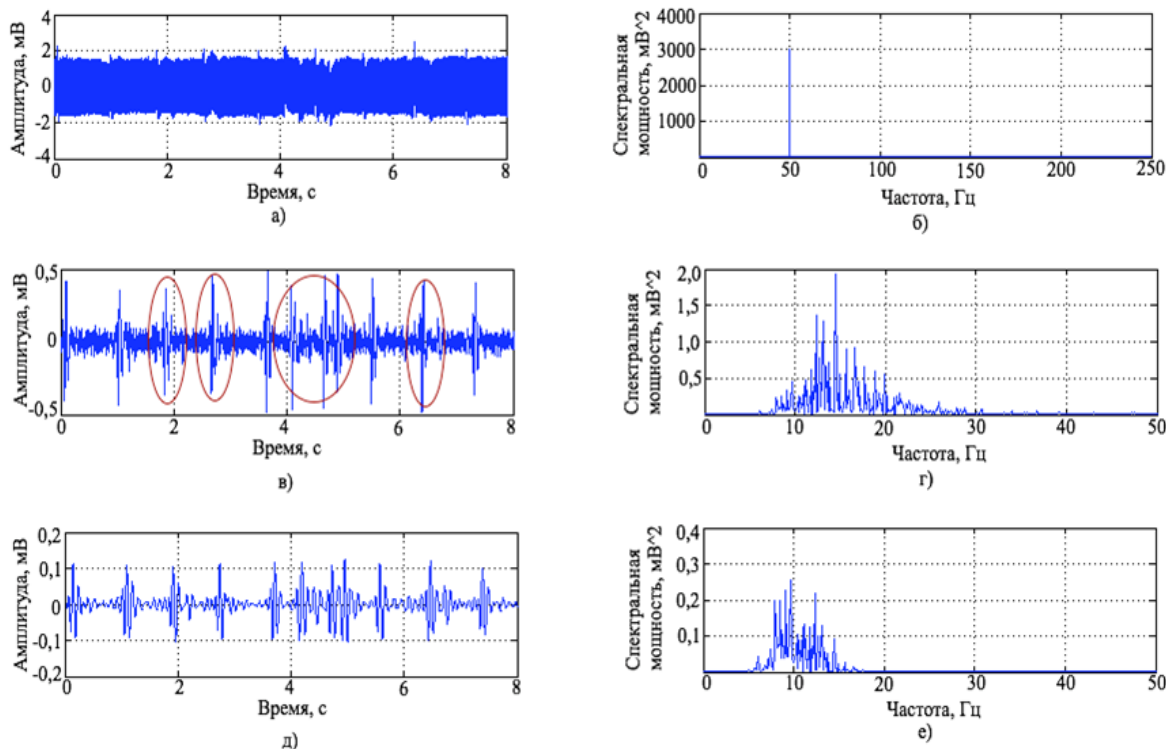


Рисунок 2- Шумы и помехи, регистрируемые электродами, установленными на бицепсе руки: а- суммарный сигнал с помехами от линий сетевого питания 50 Гц; ЭКГ, ЭМГ скелетных мышц при поворотах туловища вокруг своей оси; б-спектральная мощность суммарного сигнала; в – шумы, наведенные ЭМГ скелетных мышц при поворотах туловища, и биопотенциалов сердца ; г- спектр мощности шумов, состоящих их ЭМГ, ЭКГ; д и е – помеха, наводимая ЭКГ, и ее спектр мощности

На рисунке 3 приведены результаты фильтрации, выполнявшейся в режиме псевдо-реального времени. Фильтрация существенно снизила шумы, присутствующие в исходном сигнале, а отфильтрованный сигнал обладает достаточной информативностью для решения задач данного исследования, что подтверждено в 3 главе экспериментально.

Анализ пЭМГ сигналов, как во временной, так и в частотной области выполнялся с использованием скользящих окон. Размер окна выбирался таким, чтобы было возможно на основе анализа имеющихся «в окне» данных принимать решения о фазе выполняемого движения и его кинематических параметрах. Величина окна была определена экспериментально и составила 128 миллисекунд. В частотной области выполнялся спектральный анализ сигналов ЭМГ методом быстрого преобразования Фурье.

Рассмотрено влияние кинематических параметров движения (угловое перемещение, скорость предплечья) на пЭМГ сигнал двуглавой мышцы плеча и исследованы зависимости частотных и амплитудных показателей пЭМГ сигналов от параметров движения. На основе выполненных экспериментальных исследований установлено, что, используя для анализа лишь частотные и амплитудные характеристики сигнала, наличие движения может быть определено с большой временной задержкой (более 0.5 сек.) при невысокой надежности распознавания.

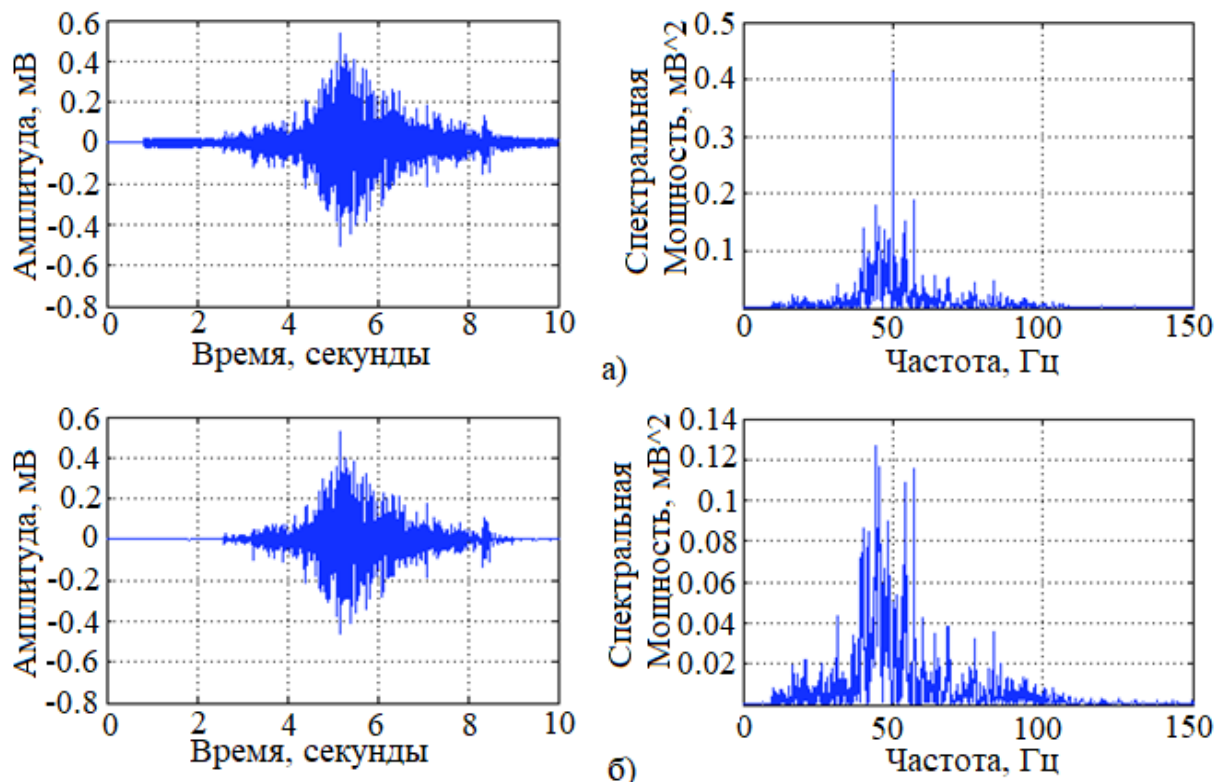


Рисунок 3- Результат вейвлет фильтрации на основе мягкого порогового метода подавления шума а) исходный пЭМГ сигнал и его спектр б) отфильтрованный сигнал и его спектр

С целью повышения надежности распознавания движений были проведены исследования и разработана методика синтеза экспертной системы определения фаз и характеристик движения руки на базе искусственной нейронной сети. На основе корреляционного анализа определены параметры входного вектора ИНС для определения фаз движения предплечья. Значения показателей входного вектора ИНС вычислялись в текущем окне (ширина окна 0.128 сек.). В качестве входных рассматривались 24 параметра, формируемых на основе частотных и спектральных характеристик ЭМГ сигнала.

Входной вектор для ИНС сформирован из наиболее информативных показателей пЭМГ сигнала и включает в себя *IEMG* - интегральный параметр, *var* - дисперсия, *MFL* - максимальная фрактальная длина сигнала, *ZC* - число пересечений сигналом нулевой линии, *TTP* - полная мощность сигнала, *MNF* - средняя частота сигнала. Проведённый анализ скатерграмм показал, что может быть найдена поверхность разделения этих показателей пЭМГ сигнала бицепса при сгибании – разгибании локтевого сустава. Следовательно, возможно построение экспертной системы, различающей эти два класса движения.

**В третьей главе** определяются информативные параметры пЭМГ сигнала, обосновывается формирование входного вектора для ИНС экспертной системы определения параметров движения предплечья. Для определенного набора входных значений выполнен синтез структуры ИНС, обеспечивающей количественную оценку кинематических

параметров движения предплечья. В качестве ИНС использованы многослойные нейронные сети с прямым распространением сигналов и алгоритмом обратного распространения ошибки. Применение вышеуказанных ИНС обусловлено нелинейностью и нестационарностью связей между параметрами движения руки человека и сигналами электрической активности мышц, измеряемых посредством электродов.

Для распознавания фаз движения предплечья и оценки кинематических параметров были спроектированы три нейронные сети, каждая из которых содержала входной слой, скрытый слой нейронов, и выходной слой. Первая ИНС предназначена для формирования оценки наличия движения предплечья (выходной сигнал равный 1 – есть движение, 0 – нет движения). Вторая и третья ИНС предназначены для оценки углового перемещения предплечья и его скорости соответственно.

С целью определения вектора входных значений для каждой из сетей было выполнено сравнение результатов обучения нескольких вариантов каждой из сетей для различных показателей пЭМГ сигнала на входе сети. Наилучший вариант ИНС выбирался по результатам сравнения среднеквадратических ошибок (СКО) распознавания параметров движения. Формирование входного вектора выполнялось из следующих характеристик и оценок пЭМГ сигнала - *MNF, TTP, ZC, MFL, VAR, IEMG*.

Задачи распознавания фаз и параметров движения формулировались следующим образом. Для первой сети – определить наличие/отсутствие движения предплечья, для второй сети – оценить угол поворота предплечья, для третьей сети – определить скорость движения. При распознавании наличия / отсутствия движения наименьшей ошибкой обладает ИНС с входным вектором из параметров *MNF, TTP*.

Для определения структуры ИНС оценки угла и скорости перемещения предплечья был проведен анализ изменения показателей отдельных вейвлет - компонентов (детали и аппроксимации) во время движения предплечья. Наиболее информативными компонентами вейвлет разложения оказались коэффициенты детализаций D5 и D6, и аппроксимации A6. На рисунке 4 показаны изменения составляющих вейвлет разложения пЭМГ сигнала бицепса, и угловое перемещение во время движения предплечья.

Исходный пЭМГ сигнал для удаления шумов подвергался вейвлет-фильтрации с параллельным определением коэффициентов детализации и аппроксимации, используемых во входных векторах нейронных сетей. Для сигнала после фильтрации рассчитывались определенные статистические показатели, которые совместно со значениями D5, D6 и A6 составляли входной вектор для нейронных сетей распознавания угла и скорости перемещения предплечья. На рисунке 4 проиллюстрированы следующие фазы движения: 0 – состояние покоя до начала движения и после движения; 1, 3 – фазы сгибания разгибания предплечья; 2 – пауза.

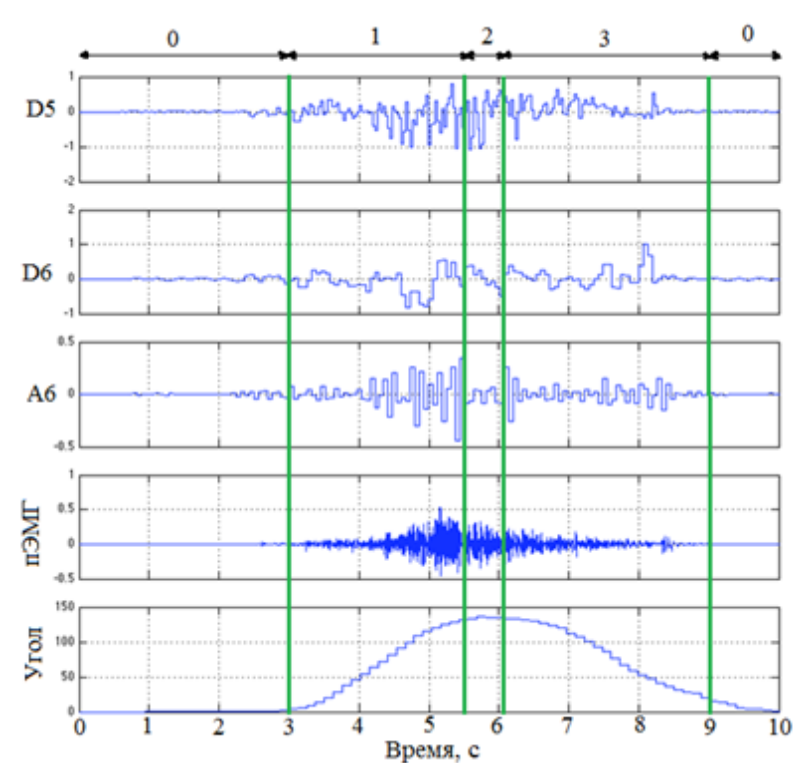


Рисунок 4 - Вейвлет разложения ЭМГ сигнала, и фазы движения предплечья.

Входной вектор ИНС как для оценки углового перемещения, так и для оценки угловой скорости состоит из показателей ЭМГ сигнала *MNF*, *TTP*, *ZC*, *MFL*, *VAR*, *IEMG*, а также показателей *MNF*, *TTP*, *VAR*, *IEMG*, вычисленных для информативных составляющих вейвлет разложения ЭМГ сигнала. Скрытый слой нейронной сети содержал 20 нейронов. На выходе нейронных сетей формировались оценочные значения углового перемещения и угловой скорости предплечья. После обучения, нейронные сети обеспечили значительно лучшее распознавание по сравнению с предыдущим вариантом (без использования элементов D5, D6 и A6 вейвлет разложения). Ошибки оценки углового перемещения не превышали 5%, ошибки оценки скорости – не более 10%.

**В четвертой главе** решалась задача разработки системы формирования управляющих сигналов (С-ФУС) для приводов БТС «инвалид-протез». Определены требования к программно-аппаратной реализации системы, разработаны её функциональная и структурная схемы.

Важными факторами при работе биотехнической системы формирования сигналов управления протезом являются время, затрачиваемое микропроцессором на вычислительные операции, ошибка при оценке угла перемещения и скорости, а так же запаздывание при формировании сигналов управления. В данной работе клинический максимум допустимой временной задержки протеза принят не превышающим 200 мс. Основные параметры системы формирования сигналов управления приняты следующими - ошибка распознавания угла не должна превышать 5%, ошибка оценки скорости не должно быть больше чем 10%. При

больших значениях качество использования протеза не может считаться комфортным и удобным. Структурная схема биотехнической системы обработки и анализа пЭМГ сигналов приведена на рисунке 5.

Зарегистрированные с помощью поверхностных электродов ЭМГ сигналы, после усиления и предварительной обработки преобразуются в цифровую форму. Далее выполняется вейвлет разложение и фильтрация. В этом блоке вычисляется уровень «фоновых» шумов (во время отсутствия движения руки), необходимый для осуществления «мягкого метода» порогового подавления шумов на этапе вейвлет разложения/свертки сигнала.

После подавления шумов и помех, сигнал поступает в блок вычисления показателей пЭМГ сигнала и формирования входных векторов для экспертных систем распознавания движения и оценивания его показателей. Следующий блок содержит три нейронные сети – НС1 для определения наличия/отсутствия движения предплечья, НС2 – для оценки углового перемещения, НС3 – для оценки скорости движения руки.

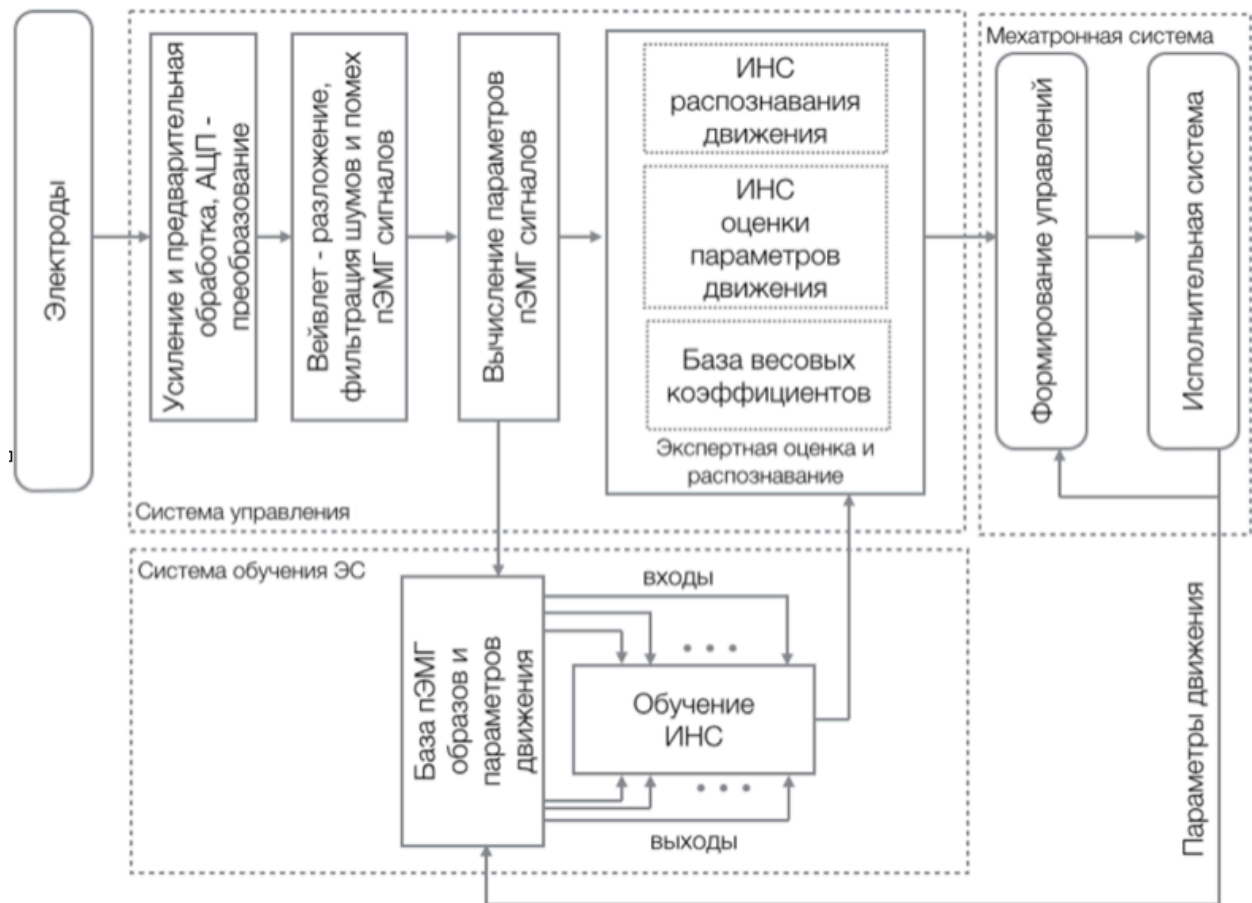


Рисунок 5. Схема обработки пЭМГ сигналов и формирования сигналов управления в БТС «инвалид-протез»

Параметры нейронных сетей определяются на этапе обучения и сохраняются в памяти микроконтроллера, на базе которого могут быть реализованы нейронные сети.

На основе разработанной структурной схемы и математических описаний

функциональных блоков была построена имитационная модель (Matlab –Simulink), которая использована для выполнения параметрического синтеза С-ФУС для приводов замещения утраченных функций и создания его программного обеспечения. Модель содержит аналоговый усилитель биоэлектрических сигналов, построенный на базе четырех операционных и одного инструментального усилителей, а так же два микроконтроллера, на которых реализуется цифровая обработка. Программно-аппаратные решения комплекса биоэлектрического управления обеспечивает возможность формирования экспериментальной базы пЭМГ сигналов и их последующего использования для идентификации динамических параметров персональной математической модели мышечной группы (бицепс/трицепс) конкретного человека.

Для определения эффективности функционирования разработанной системы при вариации параметров движения предплечья была проведена экспериментальная проверка работы С-ФУС. При этом решался ряд задач: выполнение настройки С-ФУС под оператора (получение обучающих выборок и обучение ИНС устройства формирования управлений); проведение эксперимента для определения ошибок оценки углового перемещения предплечья и его скорости, формируемых С-ФУС; определение запаздывания сигналов оценки углового перемещения и скорости перемещения предплечья.

При проведении экспериментов в систему формирования управлений поступали пЭМГ сигнал и сигнал электронного гироскопа с целью измерения реальных углов и скорости движения предплечья, для последующего определения ошибок и запаздывания. Оператор выполнял сгибание и разгибание руки с различными угловыми перемещениями в пределах от 0 до 150 градусов с разными скоростями. Полученные при этих экспериментах данные (пЭМГ-сигналы, угловые перемещения и скорости предплечья) использовались для обучения искусственных нейронных сетей ИНС1, ИНС2, ИНС3 на ПК в среде Matlab - Simulink. Синаптические коэффициенты нейронных сетей полученные в процессе обучения были загружены в С-ФУС, реализованную программно-аппаратно, в соответствии с разработанной структурной схемой системы (рисунок 5). Программное обеспечение, выполняющее всю необходимую обработку входных сигналов, было так же загружено через последовательный порт в процессоры С-ФУС.

Результаты измерения запаздывания С-ФУС при оценки угла и скорость перемещения предплечья показаны на рисунках 6 и 7.



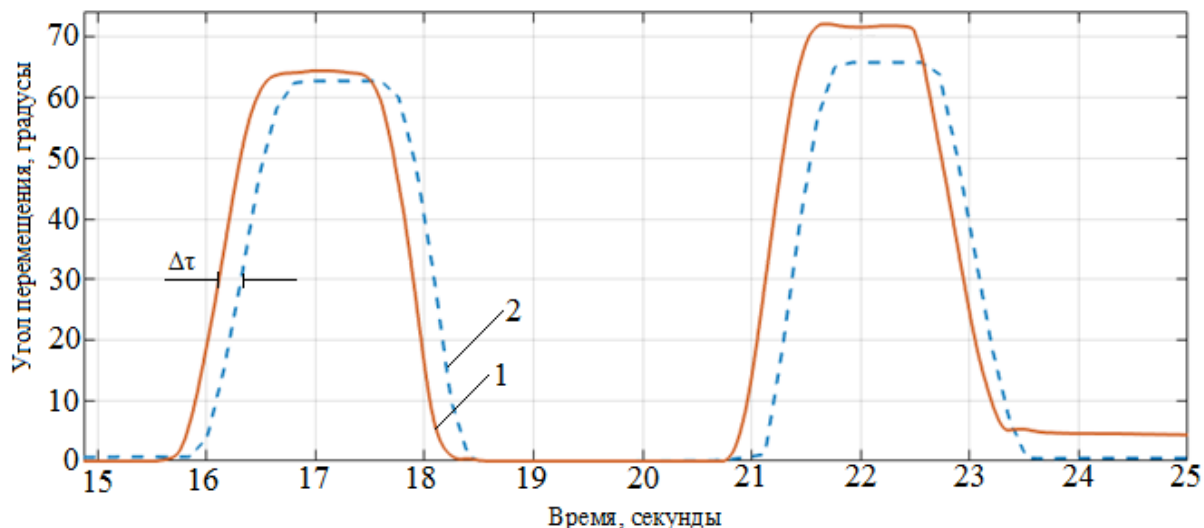


Рисунок 6- Оценка угла сгибания и разгибания предплечья: 1) реальный угол, измеренный непосредственно гироскопом; 2) выход ИНС 2 с оценкой углового перемещения;  $\Delta\tau$  - запаздывание сигналов, формируемых С-ФУС.

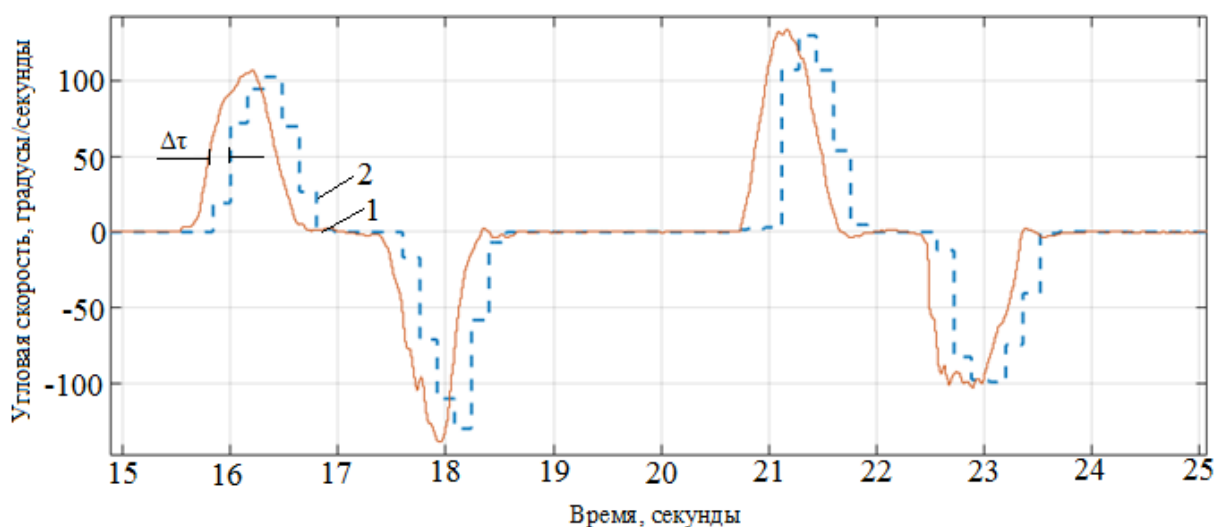


Рисунок 7- Оценка угловой скорости сгибания и разгибания предплечья: 1) реальная скорость движения локтевого сустава, полученная посредством гироскопа; 2) выход из ИНС3 с оценкой угловой скорости;  $\Delta\tau$  - запаздывание сигналов, формируемых С-ФУС.

Запаздывание обусловлено применением методики «оконной» обработки сигналов в алгоритмах, реализованных в С-ФУС. Определенная задержка привнесена так же работой нейронных сетей. Величина запаздывания,  $\Delta\tau$  как для оценки скорости, так и для оценки угла перемещения предплечья составляет 160 миллисекунд.

Для определения значений ошибки С-ФУС при оценке угла и скорости перемещения выполнялось «совмещение» сигналов скорости и угла, полученных с помощью датчика и сформированных С-ФУС. Считая запаздывание сигналов величиной постоянной и равной 160 миллисекундам, СКО оценки угла не превышала 4.8 градусов, а СКО оценки скорости 9.7 град./сек.

Для оценки ошибок С-ФУС при наличии груза в руке оператора, перемещаемого во



время движения предплечья, были проведены несколько серий экспериментов. Величина нагрузки составляла 1, 2.5 и 5 кг. Скорость перемещения предплечья не варьировалась и находилась в диапазоне от 100 до 110 градусов в секунду. Угловое перемещение предплечья так же не изменялось и составляло 70 – 75 градусов. СКО оценок угла перемещения составляли 3.6, 4.9 и 6.7 град. для нагрузок 1, 2 и 5 кг. а СКО оценок скорости 6.4, 10.1 и 12.3 градусов в секунду.

**В заключении** сформулированы научные и практические результаты, полученные в результате исследования.

## **ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ**

Предложена методика построения и разработана система обработки пЭМГ сигналов, распознавания движений и формирования управлений для исполнительных приводов замещения утраченных функций с использованием ИНС.

Было проведено экспериментальное исследование влияния кинематических параметров движения на электромиографический сигнал. Выявлены информационные признаки для синтеза экспертной системы, обеспечивающей распознавание наличия движения и оценку параметров движения предплечья.

Разработан метод комплексной обработки пЭМГ сигналов, обеспечивающий получение информативных параметров для распознавания мышечной активности и параметров движения руки человека.

Предложен эффективный способ фильтрации аддитивных помех, разработанный для пЭМГ сигнала, использующий вейвлет-преобразования и сохраняющий информативность сигнала достаточной, для решения задач распознавания и оценки параметров движения руки человека.

Предложен способ формирования входного вектора ИНС распознавания движений на основе комплексной обработки электромиографического сигнала с использованием статистического, спектрального анализа и вейвлет-преобразований.

Разработана экспертная система на базе искусственных нейронных сетей, выполняющая распознавание наличия движений и оценку параметров движений на основе пЭМГ сигналов.

Предложен способ оценки упруго-диссипативных параметров мышц конкретного человека и определения параметров модели Хилла на этапе подготовки обучающей выборки с целью их последующего использования при управлении движением устройства замещения утраченных функций, что позволяет реализовать динамику движения протеза аналогичной динамике движения здоровой руки.

Предложена структура системы формирования сигналов управления для

исполнительных приводов устройств замещения утраченных функций на базе электромиографических сигналов, которая обеспечивает надежность распознавания и адекватность выполнения необходимых функций БТС «инвалид-протез».

Проведены экспериментальные исследования эффективности работы системы обработки пЭМГ сигналов и формирования управлений.

**В приложениях** представлены результаты корреляционного анализа параметров пЭМГ сигнала при движениях руки, программное обеспечение разработанное в процессе исследований, обучающие выборки для ИНС, результаты работы системы формирования управляющих сигналов для исполнительных приводов на основе поверхностных электромиографических, акты внедрения, и список условных обозначений в работе.

## **СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ**

### **Публикации в рецензируемых научных журналах и изданиях**

1. Бонилья, Ф.В. Влияние кинематических параметров движения локтя на электромиографический сигнал двуглавой мышцы плеча / В. Ф. Бонилья [и др.]// Вестник Дон. гос. техн. ун-та. - 2014. - Т. 14, № 4 (79). - С. 133-141.
2. Бонилья, Ф.В. Удаление шумов и помех из электромиографического сигнала с помощью вейвлет-преобразования / В. Ф. Бонилья [и др.]// Известия Юго-Западного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2014. - № 4. - С. 96-107.
3. Бонилья, Ф.В. Definition of the Elbow Movement Parameters by Means of the Analysis of the Biceps Surface Electromyographic Signals/ В. Ф. Бонилья [и др.]// International Conference on Information Systems and Computer Science (INCISCOS - IEEE Explorer), Quito, Ecuador, 2017, pp. 141-145. Режим доступа: [https://ieeexplore.ieee.org/document/8328098/?tp=&arnumber=8328098&punumber%3D8326585%26filter%3DAND\(p\\_IS\\_Number:8327694\)%26pageNumber%3D2](https://ieeexplore.ieee.org/document/8328098/?tp=&arnumber=8328098&punumber%3D8326585%26filter%3DAND(p_IS_Number:8327694)%26pageNumber%3D2).

### **Публикации в других изданиях**

4. Бонилья, Ф.В. Идентификация кинематических параметров движения локтя с помощью технологий искусственных нейронных сетей / Ф. Бонилья [и др.]// Вестник Дон. гос. техн. ун-та. - 2015. - Т. 15, № 1 (80). - С. 39-47.
5. Бонилья, Ф.В. Математическое моделирование динамики движения верхней конечности / Ф. В. Бонилья [и др.]// Современные проблемы науки и образования [Электронный ресурс]: электрон. науч. журн. - 2015. - № 1. - Режим доступа: <http://www.science-education.ru>. - Загл. с экрана. - № гос. регистрации 0421200037.

6. Бонилья, Ф.В Анализ сигнала ЭМГ двуглавой мышцы плеча в среде LabVIEW / В. Ф. Бонилья [и др.]// Инновации, экология и ресурсосберегающие технологии (ИнЭРТ-2014): тр. XI Междунар. науч.-техн. форума [Электронный ресурс] / ДГТУ. - Ростов н/Д, 2014. - С. 1394-1401. - 1 электрон. опт. диск (CD-ROM). - Загл. с этикетки диска. - № гос. регистрации 0321403677 от 11.02.2015.
7. Литвин, А. В. Вейвлет анализ ЭМГ сигнала средствами LabVIEW с целью удаления шумов и помех / А. В. Литвин, В. Ф. Бонилья, Е. А. Лукьянов// Международный союз ученых "Наука. Технологии. Производство". - 2015. - № 1 (5). - С. 31-35.
8. Бонилья, Ф.В. Study of noise and interference of surface electromyography signal and wavelet denoising/ В. Ф. Бонилья [и др.]// Национальная ассоциация ученых (НАУ). - 2015. - № 2 (7), ч. 3. - С. 32-36.
9. Бонилья, Ф.В. Wavelet denoising EMG signal using LabVIEW/ В. Ф. Бонилья [и др.]//[Электронный ресурс]: Режим доступа: <http://econf.rae.ru/pdf/2015/05/4555.pdf>. - Загл. с экрана.

#### **Личный вклад автора в работах, опубликованных в соавторстве**

Разработка биотехнической системы для записи и анализа пЭМГ сигналов бицепса во время совершения движений «сгибание-разгибание», и установлении зависимости частотных и амплитудных параметров пЭМГ сигналов от параметров движения [1]; разработка схемы формирования пЭМГ сигнала с учетом действующих помех и шумов от различных источников, характерных для промышленных и бытовых условий, и способа удаления помех и шумов на основе вейвлет – преобразований [2,7]; создание способа определения кинематических параметров сгибания – разгибания руки с помощью искусственных нейронных сетей, и способа формирования векторов признаков для нейронной сети с помощью методов спектрального и статистического анализов [3]; разработка динамической модели движения предплечья на основе уравнений Лагранжа, манипуляционных роботов с учетом линейной биомеханической модели мышцы Хилла, и проведение имитационного моделирования в среде Matlab [4]; разработка алгоритма статистического и спектрального анализа пЭМГ сигналов [5] и способ вейвлет - фильтрации в среде LabView [6,8]; и разработка системы формирования сигналов управления приводам протеза верхней конечности на основе пЭМГ сигналов [9].