

На правах рукописи

**Язид Ясин Мхесен Абу Хания**

**МЕТОД И СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ  
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫМ ПРОТЕЗОМ РУКИ**

Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия  
медицинского назначения

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Санкт-Петербург – 2010

Работа выполнена в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете “ЛЭТИ” им. В.И.Ульянова (Ленина)

Научный руководитель –  
кандидат технических наук Буров Геннадий Николаевич

Официальные оппоненты:  
доктор технических наук, профессор Коротков Константин Георгиевич  
кандидат технических наук Кривохижина Оксана Владимировна

Ведущая организация – Санкт-Петербургский научно-практический центр медико-социальной экспертизы, протезирования и реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта (Центр)

Защита диссертации состоится “\_\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2010 г. в \_\_\_\_\_ часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета “ЛЭТИ” имени В. И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке университета.

Автореферат разослан “\_\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2010 г.

Ученый секретарь  
совета по защите докторских  
и кандидатских диссертаций

Болсунов К.Н.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы.** Создание технических средств для восстановления способности к ручной деятельности и самообслуживанию является сложной и во многом нерешенной проблемой. Сложность задачи заключается не только в том, что необходимо создавать легкие и прочные устройства с высоким уровнем миниатюризации отдельных частей, но, главным образом, в построении систем управления, которые могли бы обеспечить одновременное управление несколькими звеньями и учитывать динамически изменяющиеся биомеханические характеристики системы «пациент-протез»: двигательную активность пациента, изменение в широком диапазоне массы протеза с схватываемым и переносимым предметом, характер перемещений.

Протезы рук являются наиболее эффективным техническим средством реабилитации инвалидов при ампутационных и врожденных дефектах верхних конечностей. Активный протез руки изначально предназначен для выполнения сложных и нетиповых рабочих операций, связанных с жизнедеятельностью и самообслуживанием инвалида. Однако современные протезы, как правило, реализуют не более двух активных степеней подвижности. Управление движением при этом осуществляется поочередно в установочном режиме, поскольку общая доктрина управления ориентирована на преимущественное использование компенсаторных движений частей тела инвалида. Несмотря на трудности протезирования до определенной степени задача реабилитации инвалидов решается, но остается еще целый пласт неиспользованных возможностей.

Однако в большинстве случаев новые разработки направлены на усовершенствование отдельных элементов устройств и механизмов без посягательств на "классические" принципы построения и управления протезом руки. И это несмотря на то, что современная техника достигла значительных успехов в области создания средств механизации.

Трудности создания новых эффективных протезов верхних конечностей объясняются не только малым числом независимых источников управляющих сигналов при потере конечности или ее части. Значительное влияние на состояние проблемы оказывает стремление разработчиков к тотальной унификации основных модулей искусственной руки, несмотря на то, что возможны различные алгоритмы управления при различных уровнях ампутации верхней конечности и вообще другие принципы и методы управления.

Перечисленные проблемы составляют основу разработки компонентов методического, программно-алгоритмического и инструментального обеспечения системы управления интеллектуального протеза верхней конечности после вычленения плеча.

**Целью данной работы** является разработка метода и системы управления интеллектуальным протезом руки, обеспечивающих максимально возможное использование реабилитационного потенциала инвалида после вычленения плечевого сустава.

Интеллектуальность протеза заключается в самостоятельном выполнении системой управления части функций управления, в том числе, одновременного связного управления движением группы активных звеньев и снижения погрешности позиционирования концевой звена, привносимой динамическим взаимодействием в системе «пациент-протез», зависящей от двигательной активности пациента и массы схватываемого и переносимого предмета.

**Задачи исследования.** Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- выполнить анализ методов и средств протезирования верхних конечностей;
- разработать принципы построения интеллектуального протеза руки;
- разработать метод управления интеллектуальным протезом руки;
- разработать структуру системы управления интеллектуальным протезом руки;
- провести разработку макета системы управления интеллектуального протеза руки и его экспериментальное исследование.

**Объектом исследования** являются метод и система управления интеллектуального протеза руки.

**Предметом исследования** является методическое, программно-алгоритмическое и инструментальное обеспечение системы управления интеллектуального протеза верхней конечности после вычленения плеча.

**Методы исследования.** Исследование базируется на теории системного анализа, теории формирования реабилитационных биотехнических систем и методологии моделирования.

#### **Новые научные результаты.**

Автором получены следующие научные результаты:

- методический подход к формированию реабилитационной биотехнической системы интеллектуального протеза руки;
- метод управления интеллектуальным протезом руки после вычленения плеча, учитывающий двигательную активность пациента и изменяющуюся массу системы пациент-протез руки;
- принципы формирования реабилитационной биотехнической системы интеллектуального протеза руки после вычленения плеча;
- обобщенная структура системы управления интеллектуальным протезом руки, обеспечивающая коррекцию движения руки в зависимости от двигательной активности человека и массы системы пациент-протез руки;

- алгоритм управления интеллектуальным протезом руки после вычленения плеча;
- результаты исследования модели системы управления интеллектуального протеза руки.

**Практическую ценность работы составляют:**

1. Структура биотехнической системы интеллектуального протеза руки с адаптивным управлением;
2. Аналитические соотношения для оценки взаимодействий в системе «инвалид – протез руки после вычленения плеча»;
3. Программные средства для измерения, обработки и управления параметрами целенаправленного движения;
4. Результаты экспериментального исследования режимов адаптивного управления интеллектуальным протезом руки.

**Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Метод управления интеллектуальным протезом руки должен обеспечивать реализацию принципа обратной связи по положению исполнительных звеньев искусственной руки. При этом движения исполнительных звеньев должны выполняться одновременно подобно синергиям естественной конечности в двух – трёх активных шарнирах. При выполнении целенаправленных перемещений конечного звена (искусственной кисти) шарнирно-рычажной цепи исполнительного органа оператор-инвалид должен наблюдать только за движением кисти, а движения ориентирующих звеньев должны выполняться автоматически.
2. Система управления интеллектуальным протезом руки после вычленения плеча должна содержать электронный прибор коррекции положения исполнительного органа, подающий в автоматическом режиме команды управления наиболее нагруженному звену исполнительного органа, подобно естественной реакции на внешнее воздействие. Исполнительный орган должен быть зафиксирован на корпусе оператора-инвалида, а надплечье освобождено от весовой нагрузки исполнительных звеньев для выполнения функций управления.

**Апробация работы.** Основные результаты работы докладывались и обсуждались на следующих конференциях и семинарах: на ежегодных научно-технических конференциях профессорско-преподавательского состава:

- на ежегодных научно-технических конференциях профессорско-преподавательского состава Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ»;

- на 64-й Научно-технической конференции Санкт-Петербургского научно-технического общества радиотехники, электроники и связи имени А.С. Попова (НТОРЭС им. А. С. Попова), 2009 г.;

- на Международной конференции с элементами научной школы для молодежи «Биомедсистемы-2009»;

- на 65-й Научно-технической конференции Санкт-Петербургского научно-технического общества радиотехники, электроники и связи имени А.С. Попова (НТОРЭС им. А. С. Попова), 2010 г.;

- на IX Международном славянском конгрессе по электростимуляции и клинической электрофизиологии сердца «КАРДИОСТИМ», 2010 г.

**Публикации.** По теме диссертации опубликованы 8 научных работ, из них 2 статьи - в журналах ВАК РФ, 6 публикаций – в трудах международных и российских научно-технических конференций.

#### **Структура и объём работы.**

Диссертация состоит из введения, четырёх глав, заключения, списка литературы, включающего 71 наименований. Основная часть работы изложена на 173 страницах машинописного текста. Работа содержит 64 рисунка и 12 таблиц.

## **СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

**Во введении** обоснована актуальность темы диссертационной работы, сформулированы цели и задачи исследования, научная новизна и практическая значимость, приводится краткое содержание работы по главам.

**В первой главе** диссертации приводится информационный анализ по управляемым протезам верхних конечностей, освещаются вопросы создания современной модульной системы протезирования, методы съёма управляющих сигналов, принципы и методы управления, проблемы согласования протеза с человеком.

Область создания протезов верхних конечностей является одной из наиболее консервативных. Практически без изменений более ста лет эксплуатируются одни и те же методы управления (в первую очередь это относится к протезам наиболее массового применения – механическим протезам рук). Современные протезы собирают из взаимозаменяемых модулей. На формирование существующей системы оказало влияние множество факторов, в том числе, стремление получить дешёвые, но эффективные средства протезирования рук, а также потребность быстрого массового протезирования при травматических эпидемиях.

В настоящее время основными методами съёма управляющих сигналов являются использование остаточной подвижности сохранённых сегментов руки или механической и электрической активности сокращающихся сохранённых мышц руки. Во всех случаях управление активными звеньями выполняется поочерёдно, а их количество в большинстве протезов рук не пре-

вышает двух. Увеличение количества поочерёдно управляемых звеньев приводит к обременительной сосредоточенности оператора-инвалида.

Целесообразно оценивать используемые в протезировании системы управления, их качественные различия с точки зрения применения фундаментальных принципов управления, а именно, использования в них принципа разомкнутого управления или принципа обратной связи.

Все современные протезы рук за исключением механических протезов реализуют разомкнутый принцип управления. Механические протезы рук в режиме активного нагружения реализуют принцип управления с обратной связью и по положению и по усилию, что делает такой протез фактически оцувствлённым.

Как показывают исследования, способность оператора ощущать то, что он делает в рабочей зоне, повышает эффективность его работы примерно в 6 раз при значительном снижении физических и умственных усилий.

В последнее время активно ведутся исследования по использованию мышечных усилителей биоэлектрического сигнала. Метод требует специального хирургического вмешательства для выделения групп мышечных волокон и присоединения к ним нервных окончаний, которые ранее управляли мышцами крупных суставов руки. Для управления исполнительными приводами протеза с помощью накладных электродов снимают биоэлектрические сигналы. Фактически, предполагается формировать комплексное движение протеза руки на основе уже сложившегося в центрах головного мозга стереотипа движения естественной конечности. Данная система отличается не только сложностью хирургического вмешательства, сложностью технической реализации, но и сложностью обучения инвалида (инвалид достаточно быстро забывает прежние навыки, а при врождённом отсутствии руки он вообще не имел опыта управления конечностью). Принцип управления здесь остаётся разомкнутым, а проблема реализации обратной связи при биоэлектрическом методе управления не имеет принципиального решения.

Предпочтительным и наиболее реальным в настоящее время является не требующее хирургического вмешательства формирование системы одновременного управления движением звеньев многофункционального протеза руки с использованием копирующего метода и организацией обратной связи с органом управления по положению и усилию.

Предлагается использовать каналы позиционного управления по отклонению, где управление исполнительным устройством осуществляется по рассогласованию задающей и исполнительной осей, по величине функции отклонения  $\Delta x(t)$  регулируемой величины  $x_0(t)$  от предписанного значения  $x(t)$

$$\Delta x(t) = x_0(t) - x(t)$$

Данный принцип позволит в непрерывном режиме отслеживать положение задающих осей исполнительными устройствами.

**Во второй главе** рассмотрены особенности управления протезом руки, разработан метод съёма сигналов управления адаптивным протезом руки, предложена структура разрабатываемой биотехнической системы и разработана её математическая модель.

После вычленения плеча для управления протезом руки предлагается использовать движения надплечья. При позиционировании надплечья, соединённого с задающим органом, данный метод позволяет инвалиду-оператору обеспечить установку двухзвенного исполнительного устройства в любой точке плоской рабочей зоны (рис. 1) без зрительного контроля за движением отдельных звеньев, в данном случае плеча и предплечья, и без детализации движений в отдельных суставах.

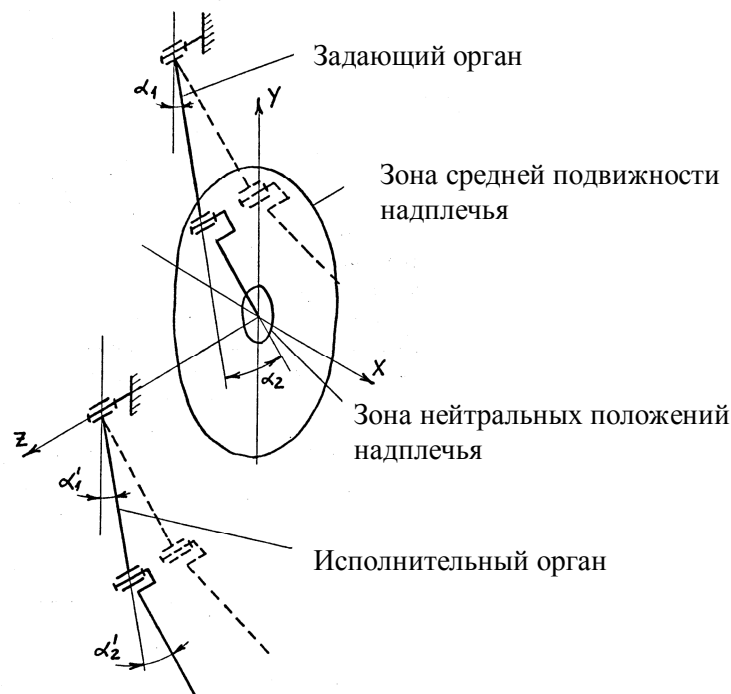


Рисунок 1 - Схема взаиморасположения задающего и исполнительного органов интеллектуального протеза руки при управлении связными движениями плеча и предплечья

Предложенный метод управления двумя степенями активной подвижности искусственной руки обеспечивает управление положением и скоростью движения звеньев без контроля значения величины их углового положения при перемещениях надплечья в зоне его средней подвижности.

Для реализации управления искусственной рукой может быть сформирована следующая система управления, представленная в виде функциональной схемы (рис. 2)



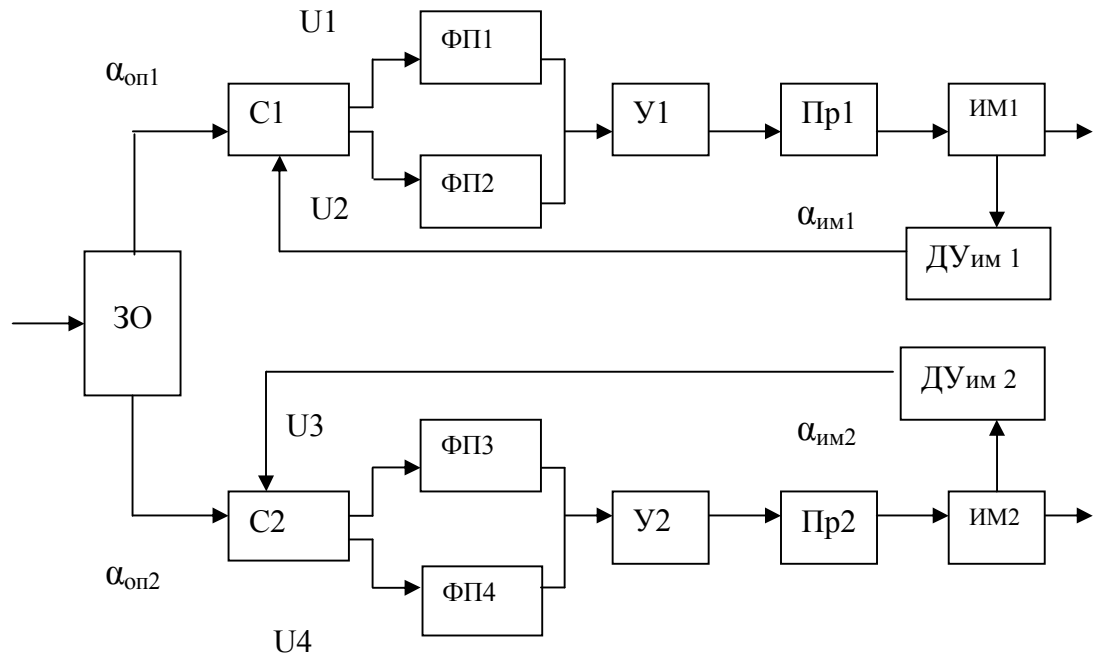


Рисунок 2 - Функциональная схема системы управления протезом руки

ЗО – задающий орган (контроллер микроэлектроприводов); С1, С2 – сумматоры; ФП1, ФП2, ФП3, ФП4 – функциональные преобразователи; У1, У2 – усилители мощности (источники постоянного напряжения); Пр1, Пр2 – микроэлектроприводы; ИМ1, ИМ2 – исполнительные механизмы; ДУ<sub>им1</sub>, ДУ<sub>им2</sub> – датчики угла исполнительных механизмов ( $\alpha_{им1}$ ,  $\alpha_{им2}$ ).

Протез руки как объект регулирования обладает спецификой, определяемой тем, что исполнительное и задающее устройства закреплены на самом операторе.

В процессе перемещения в рабочей зоне исполнительное устройство протеза руки через устройство крепления воздействует на корпус оператора - инвалида, который должен определенным образом реагировать на изменяющееся внешние воздействие. Поскольку время реакции оператора - инвалида равно латентному периоду  $t_{л} = 0,2$  сек, то очевидно, что в течение этого промежутка времени точка закрепления исполнительного устройства будет перемещаться в зависимости от законов движения его звеньев. Величина и интенсивность перемещения точки закрепления исполнительного устройства могут быть зарегистрированы с помощью акселерометрических датчиков.

Величина неконтролируемого перемещения точки подвеса исполнительного устройства зависит от массы его звеньев и от массы корпуса оператора-инвалида. При этом наибольшую погрешность вносит движение по оси Х, что позволяет упростить устройство и ограничиться компенсацией погрешности только по оси Х.

Блок компенсации погрешности (БКП) может быть представлен в виде следующей функциональной схемы на рис. 3. В состав БКП входит акселерометр (А), блок двойного интегрирования и определитель угла коррекции (X/R).

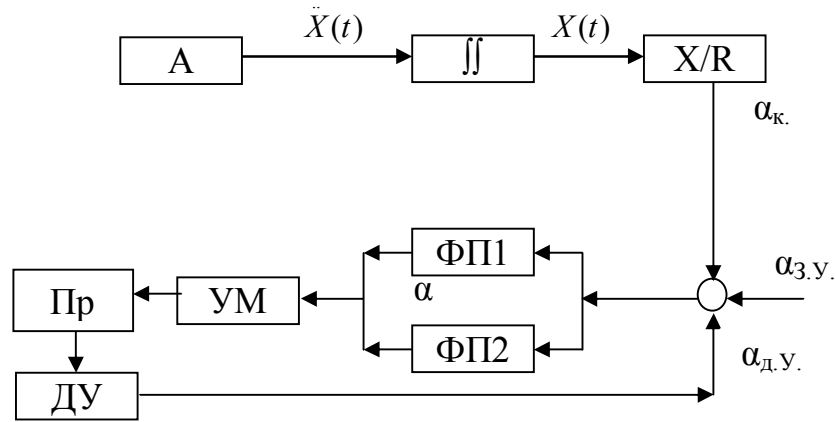


Рисунок 3 - Функциональная схема, подсистемы управления коррекцией ошибки перемещения.

Для оценки характера и величины перемещения точки подвеса исполнительного органа было выполнено построение математической модели с использованием основных уравнений динамики, уравнений Лагранжа второго рода, вида

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial T}{\partial q_i} = Q_i$$

где  $T$  - кинематическая энергия системы;  $Q_i$  - обобщенная сила (сумма моментов активных сил);  $q_i$  - обобщенная координата.

При управлении одним приводом (плеча) имеем два подвижных звена, что требует решения системы из двух дифференциальных уравнений следующего вида

$$\begin{aligned} m_1 r^2 \ddot{\phi} + m_1 r \ddot{x} \cos \phi + m_1 g r \sin \phi &= Q_{\phi} \\ (m_1 + m_2) \ddot{x} + m_1 r \ddot{\phi} \cos \phi - m_1 r \dot{\phi}^2 \sin \phi &= 0 \end{aligned}$$

Воспользовавшись допущениями, сделанными для малых отклонений от положения равновесия получаем решение следующего вида:

$$\frac{d}{dt} [(m_1 + m_2) \dot{x} + m_1 r \dot{\phi}] = 0$$

Искомой величиной является перемещение узла крепления протеза-руки, а именно точки подвеса исполнительного органа.

При управлении двумя приводами (плеча и предплечья) имеем три подвижных звена, что требует решения системы из трёх дифференциальных уравнений следующего вида:

$$\begin{aligned} & \frac{d}{dt} \left[ (m_1 r_1 + m_2 \ell_1) \frac{\pi}{2} \dot{x} - (m_1 r_1 + m_2 \ell_1) \dot{x} \varphi_1 + m_1 r_1^2 \dot{\varphi}_1 \right] - \\ & - m_2 r_2 \frac{\pi}{2} \varphi_2 + m_2 r_2 \dot{\varphi}_2 \varphi_1 + (m_1 + m_2) \frac{\ell_1}{r_1} g r_1 \varphi_1 = Q_{H1} \\ & \frac{d}{dt} \left[ m_2 r_2 \frac{\pi}{2} \dot{x} - m_2 r_2 \dot{x} \varphi_1 \right] + m_2 g r_2 \varphi_2 = Q_{H2} \\ & \frac{d}{dt} \left[ \begin{aligned} & (m_1 + m_2 + m_3) \dot{x} + (m_1 r_1 + m_2 \ell_1) \frac{\pi}{2} \dot{\varphi}_1 - (m_1 r_1 + m_2 \ell_2) \dot{\varphi}_1 \varphi_1 + \\ & + m_2 r_2 \frac{\pi}{2} \dot{\varphi}_2 - m_2 r_2 \dot{\varphi}_2 \varphi_1 \end{aligned} \right] = 0 \end{aligned}$$

Пользуясь решением системы уравнений для двух подвижных звеньев, после необходимых преобразований и упрощений получаем решение в виде следующего выражения:

$$x = - \frac{m_1 (r_1 \frac{\pi}{2} \varphi_1 - r_1 \frac{\varphi_2^2}{2}) + m_2 (\ell_2 \frac{\pi}{2} \varphi_1 \ell_1 \frac{\varphi_1^2}{2} + r_2 \frac{\pi}{2} \varphi_2 - r_2 \frac{\varphi_2^2}{2})}{m_1 + m_2 + m_3}$$

Исходя из представленных уравнений можно сделать следующий вывод: величина перемещения точки подвеса исполнительного органа протеза руки при связном движении двух звеньев зависит от пропорций масс оператора (звено 3) и звеньев 1 и 2 протеза-руки, а также от угловых скоростей подвижных звеньев исполнительного органа.

**Третья глава** диссертации посвящена формированию кинематики исполнительного органа, разработке алгоритма управления протезом руки после вычленения плеча, оценке моментов, действующих на объект регулирования, выбору приводных микроэлектродвигателей и оценке показателей приводов протеза.

Кинематика исполнительного органа формируется таким образом, чтобы воспроизвести основные степени подвижности естественной верхней конечности, а именно, движения трёх крупных суставов.

Задающий орган, фактически, представляет собой алгоритмический вычислитель движений, в данном случае, сгибания-разгибания плеча, предплечья и кисти, обеспечивая одновременное управление тремя крупными звеньями исполнительного органа. Масштаб копирования перемещений конечного звена (конца пальцев кисти) ориентировочно может быть равен 1:5 или 1:6, а масштаб углового копирования следует выбирать исходя из воз-

можного объёма необходимых движений, которые способен выполнять инвалид-оператор.

Общее представление о разрабатываемом комплексе устройств интеллектуального протеза руки после вычленения плеча даёт структура, приведённая на рис. 4.

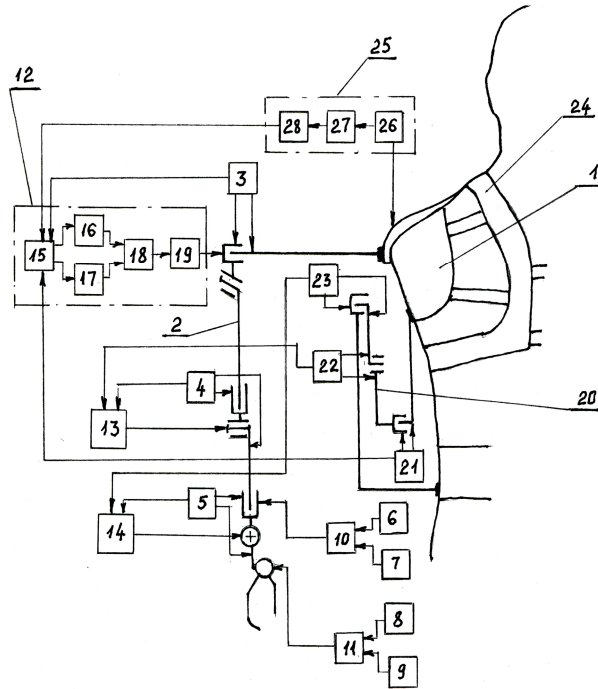


Рисунок 4 - Структура комплекса устройств многофункционального активного протеза руки с системой позиционного управления механизмами исполнительного органа.

Комплекс устройств многофункционального активного протеза руки содержит наплечник 1, закреплённый на надплечье оператора-инвалида; исполнительный орган 2, выполненный в виде трёхзвенной шарнирно-рычажной цепи (рис. 6) с тремя датчиками углов 3, 4, 5 одновременного связного движения; две пары датчиков независимого управления 6 - 7 и 8 - 9, а также системы 10, 11 независимого управления исполнительными механизмами ротации искусственной кисти и функцией схвата искусственной кисти. Комплекс содержит кроме того три системы управления 12, 13, 14 связным движением исполнительных механизмов сгибания-разгибания плеча, предплечья и искусственной кисти, каждая из которых содержит сумматор 15, два функциональных преобразователя 16, 17, усилитель мощности 18 и привод 19. Задающий орган 20 выполнен в виде плоского трёхзвенного кинематического аналога исполнительной цепи и содержит три датчика 21, 22, 23 управления связным движением. В состав комплекса входит жёсткое кре-

пление 24 исполнительного органа и закреплённый на нём блок 25 коррекции положения звена плеча, содержащий последовательно соединённые акселерометр 26, блок двойного интегрирования 27 и определитель угла коррекции 28, при этом определитель угла коррекции 28 соединён с сумматором 15 системы управления связным движением сгибания плеча. Жёсткое крепление 24 исполнительного органа зафиксировано на корпусе инвалида и выполнено таким образом, чтобы не препятствовать свободному перемещению надплечья с закреплённым на нём наплечником 1.

Система управления двухзвенным протезом руки работает следующим образом. В начале задающий орган формирует угол  $\alpha_{\text{п}}$  ( $\alpha_{\text{оп1}}$  и  $\alpha_{\text{оп2}}$ ) отклонения звеньев протеза, после чего рассчитанные углы  $\alpha_{\text{оп1}}$  и  $\alpha_{\text{оп2}}$  поступают на соответствующие функциональные преобразователи (ФП1, ФП2, ФП3, ФП4), усилители мощности (источники постоянного напряжения) У1, У2, микроэлектроприводы МПр1, МПр2, исполнительные механизмы ИМ1, ИМ2. С датчиков угла ДУ<sub>им1</sub>, ДУ<sub>им2</sub> исполнительных механизмов, значения измеренных углов  $\alpha_{\text{им1}}$  и  $\alpha_{\text{им2}}$  по каналу обратной связи поступают на сумматоры электронного блока управления приводами. Задающий орган в непрерывном режиме выдаёт информацию о новых заданиях на перемещения звеньев протеза руки.

Зная, что координата точки подвеса исполнительного органа по оси X и угол  $\varphi$  поворота плечевого звена изменяются во времени, можно сказать, что при измерении в латентный период  $t_{\text{л}}$  величины  $X_{\text{л}}$  можно определять величину угла коррекции  $\varphi_{\text{л}}$  и вводить ее в контур управления в качестве компенсации погрешности при управлении движением исполнительного механизма. На базе данного чувствительного элемента (акселерометра) формируется прибор компенсации погрешности неконтролируемой оператором-инвалидом. Сигнал от акселерометра, пропорциональный величине линейного ускорения, поступает в блок двойного интегрирования 27, который вырабатывает сигнал пропорциональный величине смещения точки подвеса. Далее сигнал подаётся в определитель угла коррекции 28, который вырабатывает сигнал пропорциональный величине угла, на который необходимо повернуть привод плеча, чтобы компенсировать отклонение концевой звена. Функция определителя угла коррекции ( $\omega$ ) может быть представлена формулой:

$$\omega = k \frac{x}{R},$$

где  $x$  – величина смещения точки подвеса исполнительного органа;  $R$  – расстояние от оси сгибания плеча до центра масс исполнительного органа;  $k$  – коэффициент пропорциональности.

В целом, управление системой приводов многофункционального активного протеза с обратной связью по положению может быть представлено следующей системой уравнений:

$$\Delta U_{\text{пл}} = U_{\text{з.о.пл.}} + U_{\text{акс.}} - U_{\text{и.о.пл.}}$$

$$\Delta U_{\text{пр}} = U_{\text{з.о.пр.}} - U_{\text{и.о.пр.}}$$

$$\Delta U_{\text{к}} = U_{\text{з.о.к.}} - U_{\text{и.о.к.}}$$

где  $\Delta U_{\text{пл.}}$ ,  $\Delta U_{\text{пр.}}$ ;  $\Delta U_{\text{к.}}$ —сигналы управления приводами сгибания-разгибания плеча, предплечья и кисти;  $U_{\text{з.о.пл.}}$ ,  $U_{\text{з.о.пр.}}$ ;  $U_{\text{з.о.к.}}$ —сигналы датчиков угла плеча, предплечья и кисти задающего органа;  $U_{\text{и.о.пл.}}$ ,  $U_{\text{и.о.пр.}}$ ;  $U_{\text{и.о.к.}}$ —сигналы датчиков угла предплечья и кисти исполнительного органа;  $U_{\text{акс.}}$ —сигнал блока коррекции .

Таким образом, в устройстве многофункционального активного протеза после вычленения плеча часть функций управления возлагается на автоматику. Управление тремя приводами сгибания-разгибания плеча, предплечья и кисти осуществляется посредством движений только одного надплечья, формирующего целеуказание исполнительному органу, а управление коррекцией погрешности выполняется блоком коррекции без участия оператора.

При разработке системы управления проводилась общая оценка характеристик моментов, действующих на объекты регулирования исполнительного органа, а также выбор приводных микроэлектродвигателей системы приводов протеза.

**В четвертой главе** рассмотрены вопросы разработки вычислительной математической модели и экспериментального исследования типового фрагмента системы управления интеллектуальным протезом руки. Представлены результаты моделирования и экспериментальных исследований.

Исследование математической модели проводилось с использованием программного комплекса моделирования объектов Matlab, предназначенного для решения прикладных задач в научных целях. Для проектирования и анализа механической системы исполнительного органа в виде двухзвенной шарнирно-рычажной кинематической цепи здесь был использован специальный физико-математический аппарат - раздел SimMechanics, который представляет собой пакет расширения системы Simulink для физического моделирования. Использованный пакет программ позволил представить исследованный механизм в виде совокупности звеньев и сопряжений.

Кроме того на модели имитации были отображены звенья подвижной системы, колеблющиеся по законам классической механики (физики твердого тела). Модель и результаты моделирования представлены на рис. 5.

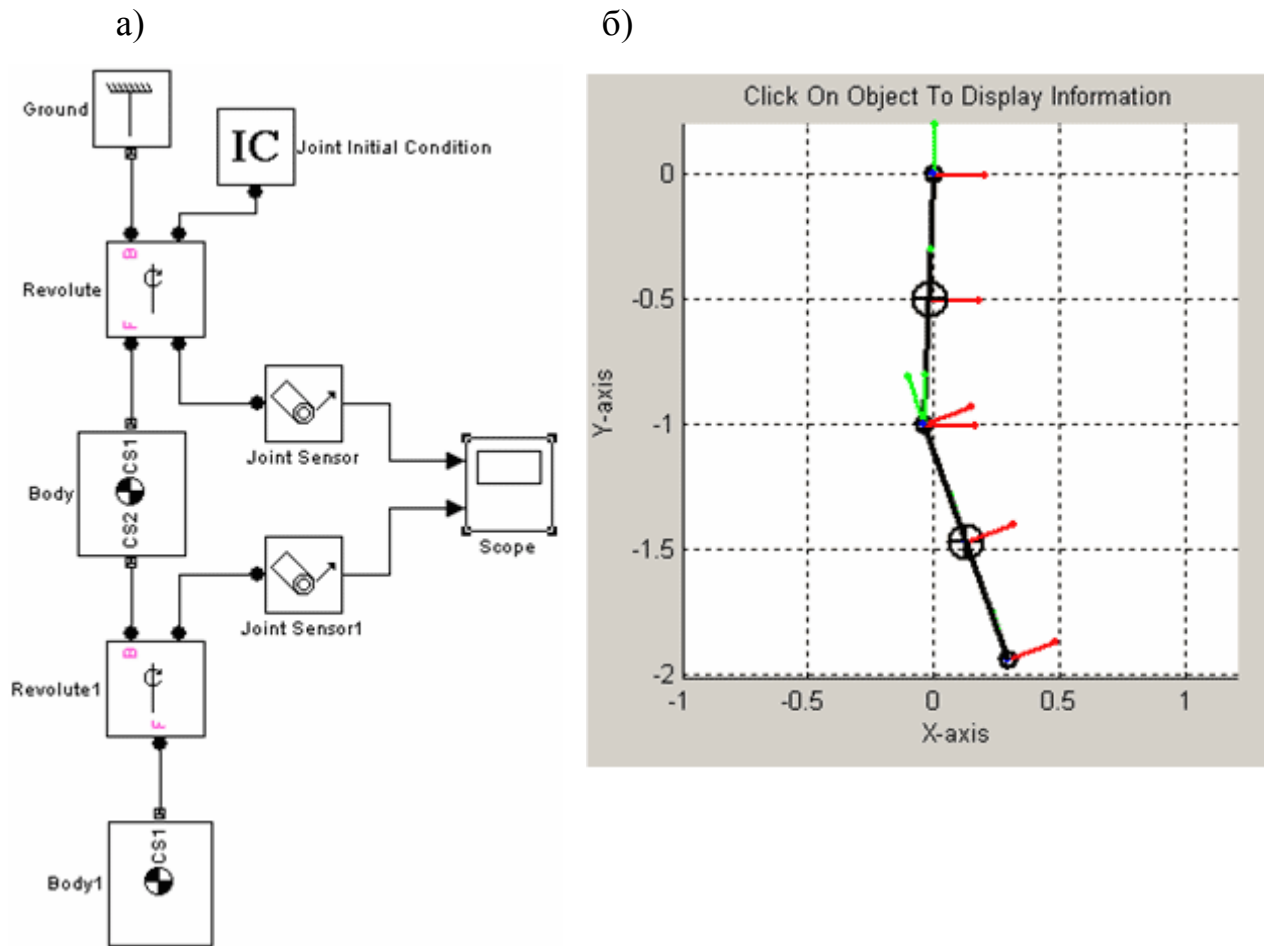


Рисунок 5 - Исследуемая модель двухзвенной шарнирно-рычажной цепи исполнительного органа протеза руки:

- а) Simulink-модель двухзвенного физического маятника
- б) Модель имитации движения

Для экспериментального исследования системы позиционного управления суставом протеза руки были разработаны испытательный стенд и натурный макет фрагмента исполнительного органа. Функциональная схема установки приведена на рисунке 6. Исследование проводилось с использованием программного продукта LabVIEW с применением инструмента Экспресс-Виртуальные Приборы (Экспресс-ВП) с использованием реального фрагмента исполнительного органа протеза руки, оснащённого малогабаритным автономным электроприводом с датчиком обратной связи.

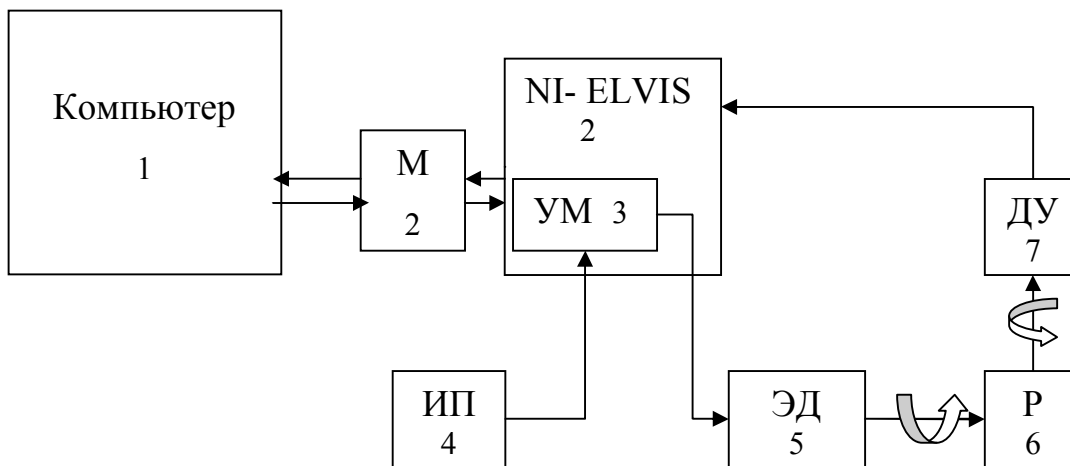


Рисунок 6 - Функциональная схема экспериментальной установки.

1 - ПЭВМ, используется для моделирования протеза руки в LabVIEW Matlab/Simulink/SimMechanics и LabVIEW; 2 - Комплекс NI ELVIS с модулем сопряжения М; 3 - Усилитель мощности; 4 - Источник двуполярного стабилизированного напряжения питания; 5 - Электродвигатель ДПР 42; 6 – Редуктор; 7 - Потенциметрический датчик угла поворота исполнительного механизма.

Практическое функционирование экспериментального устройства на основе принципа управления с обратной связью по положению исполнительного звена показывает, что оператор может свободно выполнять основные установочные движения без предварительной тренировки и корректировать положение исполнительного звена. При этом в многофункциональном исполнительном органе все звенья будут находиться в постоянной готовности к работе без предварительных переключений.

При практическом функционировании системы установлено, что компенсация погрешности успешно выполняется в заданном диапазоне перемещений исполнительного звена. Результаты экспериментальных исследований, проведённые на стенде подтвердили целесообразность и возможность реализации метода управления

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

В процессе выполнения диссертационного исследования были получены следующие результаты.

1. Проведен анализ построения управляемых протезов верхних конечностей, позволивший решить ряд медико-технических задач и определение необхо-



димого принципа управления - с обратной связью по положению исполнительных звеньев.

2. Разработан метод управления интеллектуальным протезом руки после вычленения плеча, обеспечивающий одновременное движение нескольких звеньев (манипулирование) и установку концевого звена исполнительного устройства в любой точке плоской рабочей зоны без зрительного контроля за движением отдельных звеньев, в данном случае плеча и предплечья, и без детализации движений в отдельных суставах.

3. Впервые разработан метод снижения погрешности позиционирования концевого звена, привносимой динамическим взаимодействием в системе «пациент-протез», зависящей от двигательной активности пациента и массы схватываемого и переносимого предмета.

4. Была разработана математическая модель исполнительного органа, основанная на применении уравнений Лагранжа второго рода и модель двухзвеного протеза с использованием программного продукта Matlab, полученные результаты моделирования свидетельствуют о правильности теоретической разработки.

5. Были рассмотрены характерные особенности моментов нагружения, действующие в системе механизмов исполнительного органа и выполнено исследование энергетических параметров приводов многофункционального активного протеза руки

6. Был создан комплексный исследовательский стенд для проверки динамических характеристик системы управления одного звена протеза на базе использования программного продукта LABVIEW и натурной экспериментальной модели исполнительного устройства. Результаты экспериментальных исследований подтвердили правильность теоретических разработок.

## СПИСОК НАУЧНЫХ РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК России:

1. Язид Ясин Абу Ханиех<sup>1</sup>. Оценка закономерностей воздействия исполнительного устройства протеза руки на оператора-инвалида [Текст] / Язид Ясин Абу Ханиех., Г. Н. Буров // Биомедицинская Радиоэлектроника. Вып. № 11, 2009. - С 4-8.

2. Я.Я. Абу Ханиех<sup>2</sup>. Адаптивный протез руки: съём сигналов управления [Текст] / Я. Я. Абу Ханиех., Г. Н. Буров // Биомедицинская Радиоэлектроника. Вып. № 4, 2010. - С 20-24.

## Другие статьи и материалы конференций:

3. Я. Я. Абу Ханиех. Методы управления и интеллектуальный протез руки [Текст] / Я. Я. Абу Ханиех., Г. Н. Буров // Труды 64 научно-техн. конференции НТОРЭС им. А.С. Попова. СПб ГЭТУ, Санкт-Петербург. 2009. С. 228-229.

4. Я. Я. Абу Ханиех. проблемы управления протезом руки [Текст] / Я. Я. Абу Ханиех., Г. Н. Буров // Труды Международной конференции с элементами научной школы для молодежи «Биомедсистемы-2009». С. 3.

5. Я. Я. Абу Ханиех. «Методика выбора электропривода протеза руки » [Текст] / Я. Я. Абу Ханиех. // IX Международном славянском конгрессе по электростимуляции и клинической электрофизиологии сердца «КАРДИО-СТИМ», 2010. С.588.

6. Я. Я. Абу Ханиех. «Адаптивная система управления протезом руки » [Текст] / Я. Я. Абу Ханиех., Г. Н. Буров // IX Международном славянском конгрессе по электростимуляции и клинической электрофизиологии сердца «КАРДИОСТИМ», 2010. С.589.

7. Я. Я. Абу Ханиех. У вопросу компенсации неконтролируемой погрешности при управлении многофункциональным протезом руки [Текст] / Я.Я. Абу Ханиех., Г. Н. Буров // Труды 65 научно-техн. конференции НТОРЭС им. А.С. Попова. СПб ГЭТУ, Санкт-Петербург. 2010. С.312-313.

8. Я. Я. Абу Ханиех. Обеспечение свойств адаптивности в протезах рук [Текст] / Я. Я. Абу Ханиех., Г. Н. Буров // Труды 65 научно-техн. конференции НТОРЭС им. А.С. Попова. СПб ГЭТУ, Санкт-Петербург. 2010. С.313-314.

1-Имя Язид Ясин Абу Ханиех<sup>1</sup> читать в редакции Язид Ясин Мхесен Абу Хания

2- Имя Я.Я. Абу Ханиех<sup>2</sup> читать в редакции Язид Ясин Мхесен Абу Хания

