На правах рукописи

Тарасова Елена Сергеевна

**Динамика механотерапевтического устройства для реабилитации локтевого сустава**

01.02.06 – Динамика, прочность машин, приборов и аппаратуры

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Курск – 2013

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Юго-Западный государственный университет», г. Курск

|  |  |
| --- | --- |
| Научный руководитель | доктор технических наук, профессор,  Заслуженный деятель наук РФ  **Яцун Сергей Федорович** |
| Официальные оппоненты | **Глазунов Виктор Аркадьевич**,  доктор технических наук, профессор, Институт машиноведения РАН им. А.А. Благонравова, заведующий лабораторией теории механизмов и структуры машин  **Корнеев Андрей Юрьевич**, кандидат технических наук, доцент, Госуниверситет – УНПК (г. Орел), доцент кафедры «Динамика и прочность машин» |
|  |  |
| Ведущая организация | Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Московский государственный технологический университет „СТАНКИН”» |

Защита состоится 26 июня 2013 года в 10:00 часов на заседании диссертационного совета Д 215.105.01 при Юго-Западном государственном университете по адресу: 305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94 (конференц-зал).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Юго-Западного государственного университета.

Автореферат разослан « » мая 2013 г.

|  |  |
| --- | --- |
| 01011001.JPGУченый секретарь  диссертационного совета  Д 215.105.01 | Лушников Борис Владимирович |

**ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

**Актуальность темы**. В последние годы ведущие страны мира активно работают в области создания реабилитационных систем для пациентов, перенесших инсульты, травмы или хирургические вмешательства, повлекшие за собой нарушения двигательных функций. Принцип действия такого рода устройств заключается в использовании механотерапии - метода лечебной физкультуры, основанного на выполнении дозированных движений (преимущественно для отдельных сегментов конечностей), осуществляемых с помощью механотерапевтических аппаратов, облегчающих движения или, наоборот, требующих дополнительных усилий для их выполнения. Механотерапия предназначается для избирательного воздействия на определённые функции двигательной системы человека.

Современные реабилитационные системы способны не просто действовать по жестко заданный программе, но и осуществлять контроль процесса реабилитации, непрерывно корректируя параметры движения и адаптируя их для конкретного пациента. При этом возникает необходимость изучения особенностей биомеханики движения с целью достижения максимальной эффективности устройств, а также математического описания их функционирования в составе сложной человеко-машинной системы. Общие вопросы теории механизмов получили развитие в работах Б.П. Тимофеева, И.И. Артоболевского, Н.Н. Попова, В.А. Глазунова и др. Механика движения человека исследовалась в работах Г. Хилла, К. Бэгшоу, В. М. Зациорского, В.Л. Уткина, Р.Б. Зальтера, А. Джонса и др. Дальнейшие исследования, посвященные изучению особенностей кинематики конечностей человека и их взаимодействию с реабилитационным устройством, представлены в работах П. Люма, Дж. Хука, Г. Мансура и других.

Однако при существующем разнообразии подобных реабилитационных устройств достаточно мало внимания уделяется математическому описанию динамики их функционирования в составе сложной человеко-машинной системы, что определяет актуальность выбранной темы исследования.

**Объектом исследования** является механотерапевтическое устройство для реабилитации локтевого сустава, движущееся совместно с рукой человека.

**Предметом исследования** в работе являются динамические процессы, происходящие в системе «реабилитационное устройство – рука человека» при движении.

**Цель работы** состоит в создании научных основ и инструментальных средств проектирования механотерапевтических устройств для реабилитации локтевого сустава, выявлении закономерностей движения, анализе динамических особенностей, определении конструктивных параметров и синтезе рациональных законов управления.

Для достижения поставленной цели в работе решаются следующие **задачи:**

1. Анализ возможностей применения механотерапевтических устройств в области реабилитации.
2. Анализ кинематики руки человека с учетом особенностей строения локтевого сустава.
3. Разработка математической модели динамики реабилитационного устройства, взаимодействующего с рукой пациента.
4. Исследование динамических особенностей системы «реабилитационное устройство – рука человека» с учетом действия сил, создаваемых мышцами.
5. Исследование динамики системы при условии упругой деформации локтевого сустава.
6. Создание программного комплекса для определения конструктивных параметров устройства и моделирования движения системы в различных режимах.
7. Разработка экспериментальной модели реабилитационного устройства и проведение экспериментальных исследований движения системы.

**Методы исследования**. Поставленные задачи решаются с применением методов теоретической и прикладной механики, теории робототехнических систем, вычислительной математики и систем управления.

**Научная новизна и положения, выносимые на защиту:**

1. Математическая модель динамики системы «реабилитационное устройство – рука человека», учитывающая кинематические особенности строения локтевого сустава, процессы, протекающие в электроприводах ограниченной мощности, а также нелинейный характер сил, создаваемых мышечной системой человека

2. Математическая модель динамики сгибания руки в локтевом суставе под действием реабилитационного устройства при условии упругой деформации локтевого сустава. на основании модели выявлены зависимости внутренних сил, возникающих в суставе, от геометрических параметров системы.

3. Динамические закономерности движения системы «реабилитационное устройство – рука человека» с учетом сил, создаваемых мышечной системой, в результате исследования которых предложен способ определения появления мышечной активности путем мониторинга токов, протекающих в обмотках электроприводов.

4. Научно обоснованная методика определения конструктивных параметров устройства и мощности электроприводов, а также синтеза законов управления реабилитационным устройством для реализации различных алгоритмов движения, предусмотренных программой реабилитации локтевого сустава.

**Достоверность результатов.** Основные научные результаты диссертации получены на основе фундаментальных положений и методов теоретической механики, теории колебаний, динамики машин, экспериментальных методов исследования. Теоретические результаты подтверждены экспериментальными данными и совпадают с результатами исследований других авторов.

**Практическая ценность.** Предложена методика проектирования, позволяющая определить конструктивные параметры реабилитационного устройства и мощность электроприводов, и синтезировать законы управления, которая найдет применение в учебном процессе для специалистов в области мехатроники и биомеханики. Разработан экспериментальный стенд, включающий прототип механотерапевтического устройства и программу для моделирования различных алгоритмов управления, который может найти применение в медицине для восстановления объема движения в локтевом суставе и исследования эффективности различных методик реабилитации.

**Апробация диссертации.** Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на Международной научно-технической конференции «управляемые вибрационные технологии и машины » (Курск – 2012), Всероссийской школе для молодежи «Мехатроника, робототехника. Современное состояние и тенденции развития» (Курск, 2012), IV Всероссийской научно-практической конференции «Современные наукоемкие инновационные технологии» (Самара, 2012 г.), Международной заочной научно-практической конференции «Технические науки – от теории к практике» (г. Новосибирск, 2013), Международной научно-практической конференции «Наука и образование» (Германия, 2012), семинаре Института машиноведения им. А.А. Благонравова РАН (Москва, 2013), семинарах кафедры теоретической механики и мехатроники ЮЗГУ (2011 – 2013 г).

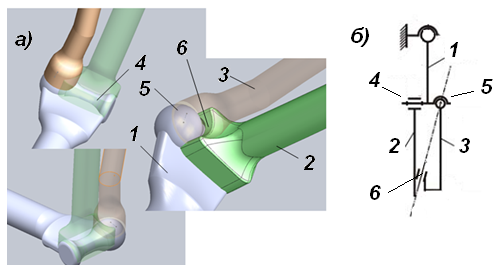
**Публикации.** Основные результаты выполненных исследований и разработок опубликованы в 9 печатных работах, из них 3 статьи – в рецензируемых научных изданиях и журналах.

**Структура и объем диссертации.** Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, библиографического списка из 98 наименований и приложения. Текст диссертации изложен на 162 страницах текста, содержит 127 рисунков.

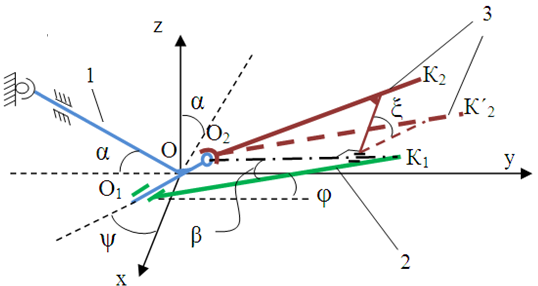
**ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

**Во введении** обосновывается актуальность темы исследования, сформулированы цель и задачи работы, дана общая характеристика диссертации, показана научная новизна и практическая значимость, приведены основные положения, выносимые на защиту.

**В первой главе** представлен обзор современных устройств, предназначенных для реабилитации локтевого сустава. Особый интерес заслуживают устройства, способные реализовывать сложные алгоритмы движения, так как они предоставляют широкий спектр методик реабилитации, наиболее эффективная из которых подбирается для каждого пациента индивидуально врачом-физиотерапевтом.

**Во второй главе** исследованы особенности строения и кинематики локтевого сустава. В локтевом суставе соединяются три кости: плечевая, локтевая и лучевая (рис.1). Соединение плеча с локтевой костью представляет собой вращательную пару с одной степенью свободы. Соединение с лучевой костью осуществляется посредством сферического шарнира. Кроме того, кости предплечья также образуют пару вращения, ось вращения которой направлена приблизительно вдоль прямой, соединяющей центр сферического шарнира и точку соединения локтевой кости с запястьем. Таким образом, локтевой сустав обеспечивает две степени свободы для предплечья: поворот относительно оси плечелоктевого сопряжения, то есть сгибание-разгибание руки, и ротацию вокруг продольной оси, то есть, используя медицинские термины, пронацию-супинацию, которая фактически является вращением лучевой кости вокруг локтевой.

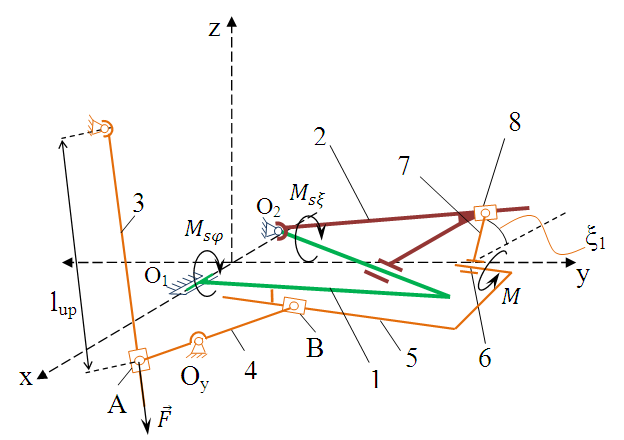
*Рис.1. Строение локтевого сустава: а) трехмерная модель; б) расчетная схема: 1 – плечевая кость; 2 – локтевая кость; 3 – лучевая кость; 4 – пара вращения плечелоктевого сустава; 5 –сферический шарнир плечелучевого сустава; 6 - пара вращения соединения локтевой и лучевой кости.*

Предложена расчетная схема (рис. 2) для моделирования движения предплечья.

*Рис. 2. Расчетная схема движения руки в локтевом суставе: 1 – плечевая кость; 2 – локтевая кость; 3 – лучевая кость (в двух положениях); 4 – линия прикрепления запястья (в двух положениях; ОО1 – расстояние между осями плечевой и локтевой кости; ОО2 – аналогичная величина для лучевой кости.*

Принимая, что ось вращения лучевой кости проходит через точки О2 и К1, составляя постоянный угол β с локтевой костью, был проведен кинематический анализ движения руки методом Денавита-Хартенберга и получены траектории движения точек запястья K1 и K2, а также рабочая область, которую необходимо будет обеспечивать реабилитационному устройству. Кроме того, в результате кинематического анализа было установлено, что изменение угла поворота плеча вокруг собственной оси незначительно и им можно пренебрегать.

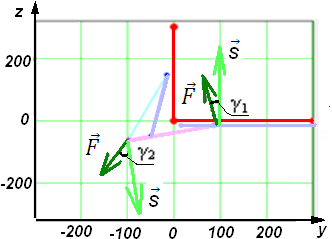
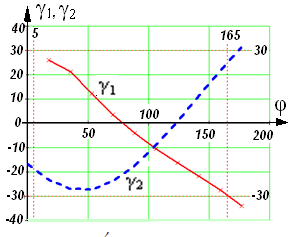
На основании полученных рабочих областей была предложена конструкция реабилитационного устройства и разработана математическая модель движения реабилитационного устройства совместно с рукой человека (см. рис. 3). На первом этапе исследования динамики устройства будем рассматривать систему без учета упругой деформации локтевого сустава. При моделировании приняты следующие допущения: кости представляют собой абсолютно твердые недеформируемые стержни, крепления манжет являются жесткими.

**

*Рис. 3. Расчетная схема: 1 – плечевая кость (неподвижная); 2 – локтевая кость; 3 – лучевая кость; 4 – качающаяся кулиса устройства; 5 – кривошип с неподвижной осью; 6 – направляющая; 7 – ось манжеты; 8 – манжета; φ – угол сгибания руки; ξ - угол ротации руки; ξ1 - угол ротации манжеты; lup – перемещение ползуна на кулисе 4.*

Устройство работает следующим образом: кулиса 3 шарнирно закрепляется на плече посредством манжеты (считаем ее неподвижной относительно начала координат). По кулисе перемещается ползун А, причем кулиса и ползун представляют собой передачу винт-гайка, что позволяет управлять перемещением ползуна lup. Ползун А соединен с одном из концов кривошипа 4, который вращается вокруг неподвижной оси Оу. На другом конце кривошипа закреплен ползун В, движущийся по направляющей 5, жестко связанной с локтевой костью посредством манжеты и составляющей с ней угол φ1. Таким образом, при изменении расстояния lup кривошип 4 поворачивается вокруг оси и посредством ползуна В вращает направляющую 5, а вместе с ней и локтевую кость, вокруг точки O1. Звено 6, жестко связанное с направляющей 5, представляет собой ось, расположенную параллельно направляющей 5 на заданном расстоянии от нее. На этой оси закреплена манжета запястья, которая может быть представлена в виде кривошипа 7 с ползуном 8. Ползун 8 связан с лучевой костью, и при повороте кривошипа на угол ξ1, лучевая кость поворачивается на угол ξ. Система движется под действием силы *F*, приложенной к ползуну, направленной по оси кулисы, и момента *M*, приложенного к манжете предплечья.

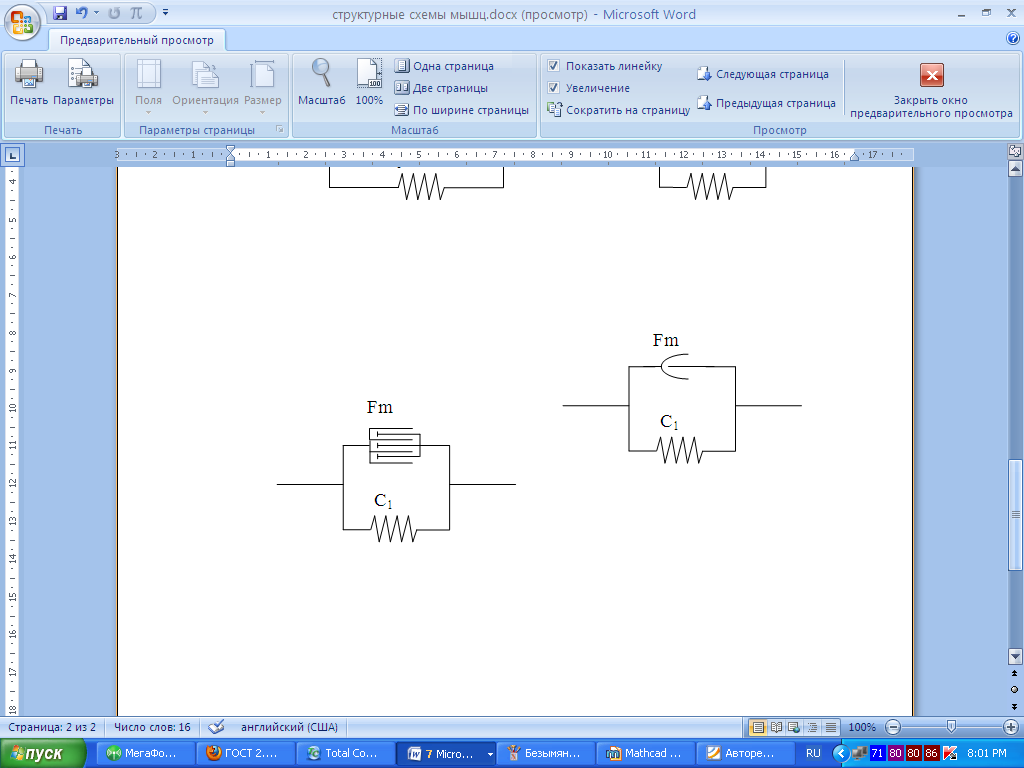
Проведен кинематический анализ движения системы «реабилитационное устройство – рука человека», в результате которого были выбраны геометрические параметры механизма, а также определены функции связи положений руки и устройства и . Одной из конструктивных особенностей механизма сгибания является зависимость углов давления γ1 и γ2 от угла φ (см. рис. 4). Зависимость углов давления от положения системы «рука – устройство» для угла сгибания представлена на рис. 5. По полученному графику видно, что во всем рабочем диапазоне устройство способно осуществлять движение руки (углы давления не превышают 30°), однако величина силы, которая будет сгибать руку, будет зависеть от положения механизма.



*Рис. 5. Зависимость углов давления γ1 и γ2 от угла сгибания φ*

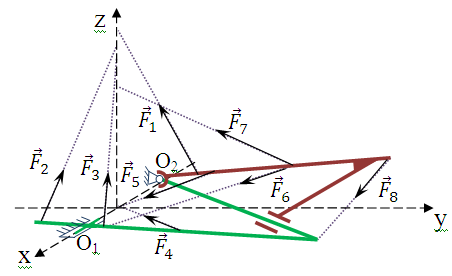
*Рис. 4. Одно из положений механизма и соответствующие углы давления γ1 и γ2*

Для составления уравнений динамики системы воспользуемся уравнением Лагранжа. Движение руки в локтевом суставе совместно с устройством может быть полностью описано с помощью двух обобщенных координат: φ – угол сгибания; ξ – угол ротации. Сила *F* и момент *M* (см. рис. 4) создаются при помощи двух двигателей постоянного тока, динамика каждого из электроприводов может быть описана с помощью уравнения моментов на валу двигателя и уравнения тока, протекающего в обмотках. Таким образом, получим еще 4 обобщенные координаты: токи и , а также углы поворота валов двигателей и .

При моделировании движения руки совместно с устройством необходимо учитывать также силы, создаваемые мышцами, так как именно на них и направлено действие устройства. Мышца – это орган тела человека, состоящий из ткани, способной сокращаться под влиянием нервных импульсов и обеспечивающий основные функции движения. Представим мышцу в виде двухкомпонентной модели (см. рис. 6), состоящей из упругого элемента Сl и сократительного элемента Fm, который, согласно Г. Хиллу, может быть описан гиперболическим уравнением

*Рис. 6. Двухкомпонентная модель мышцы*

, (1) где *p0* — максимальное напряжение, развиваемое мышцей, или максимальный груз, поддерживаемый мышцей без ее удлинения, *а* и *b* — константы.

В движении предплечья принимает участие восемь мышц. На рисунке 7 показаны силы *Fj*, создаваемые каждой их мышц. Принимая известными точки их закрепления, определим зависимость длины мышцы *Lj* от углов φ и ξ. Полученные зависимости войдут в выражение для потенциальной энергии системы, которая определяется растяжением мышц в процессе движения: , где – коэффициенты упругости, определяемые экспериментально, - длины соответствующих мышц.

*Рис. 7. Силы, создаваемые мышцами: 1 – двуглавая мышца плеча; 2 – трехглавая мышца плеча; 3 - – плечевая мышца; 4 – локтевая мышца; 5 – супинатор; 6 – круглый пронатор; 7 – плечелучевая мышца; 8 – квадратный пронатор*

Также необходимо учесть работу сократительных элементов мышц: , где - активные усилия, создаваемые каждой из мышц, – коэффициенты *a* и *b* для каждой из мышц согласно формуле (1).

Динамические уравнения системы с учетом свойств используемых электроприводов примут вид:

(2)

(3)

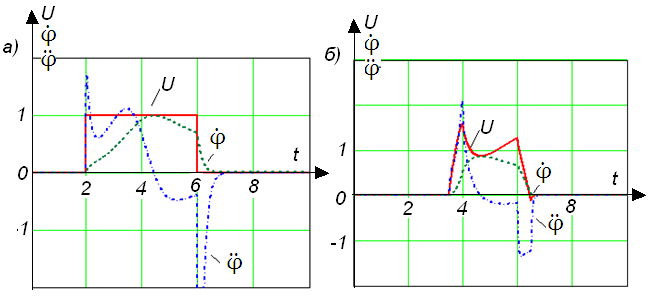
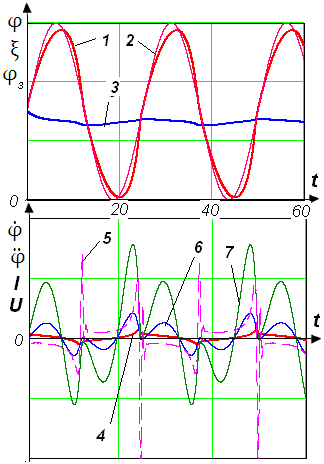
где – матрицы коэффициентов уравнений, определяемые геометрическими параметрами системы; , – коэффициенты вязкого сопротивления суставных тканей; – момент инерции вала двигателя; *,*  – электрическая и электромеханическая постоянные двигателя; *,*  – индуктивность и активное сопротивление обмотки двигателя; *,*  – передаточные отношения механизмов сгибания и вращения(1 – сгибание, 2 – ротация соответственно); *,*  – управляющие напряжения; *,*  – моменты, моделирующие естественные ограничения объема движения в суставе, заданные следующим образом:

(4)

(5)

Где *с1*φ*, с2*φ*,* – коэффициенты упругого сопротивления, φ*min*, , φ*max*, – максимально возможные углы поворота.

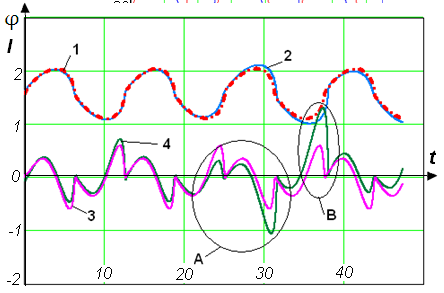
Движение системы описывается с помощью шести дифференциальных уравнений первого и второго порядка (1): первое и второе – уравнения динамики механической системы «рука – устройство», третье и пятое – уравнения токов в обмотках электродвигателей, четвертое и шестое – уравнения, связывающие токи двигателей 1 и 2 с моментом *М* и силой *F* соответственно, и двух уравнений связи (2) между углами поворота валов двигателей и и величинами и , определяющими положение механизма.

**В третьей главе** проведено моделирование движения системы при типовых входных воздействиях: с использованием кусочно-постоянного управляющего напряжения *U(t)* (рис. 8 а), а также при управлении по отклонению угла сгибания от заданного значения с учетом обратной связи по положению устройства *U*(Δφ) (рис. 8 б). По полученным графикам можно сделать вывод о том, что использование управлении по времени приводит к появлению пиковых ускорений (рис. 8 а), до 3м/с2 в пересчете на ускорение точек K1, K2 (см.рис.2), что недопустимо в процессе реабилитации. При управлении по положению удается снизить ускорение практически в 10 раз.

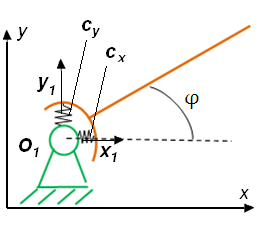
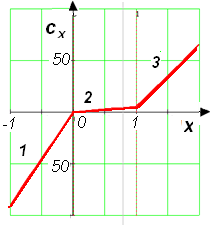
*Рис. 8. Временные характеристики управляющего напряжения, скорости и ускорения при: а) при управлении по времени; б) – при управлении по положению и ускорению*

Результаты моделирования при заданном гармоническом законе изменения угла сгибания с учетом работы регулятора представлены на рисунке 9. Нужно отметить, что при сгибании происходит изменение угла ротации (3) в пределах 5°, что объясняется тем, что мышцы, участвуют как в сгибании, так и в ротации руки одновременно. На графике можно выделить области, в которых наблюдаются значительные ускорения (5). Этот эффект обусловлен действием мышечных сил, для которых угол сгибания 90° является положением равновесия, а также разрывом управляющего напряжения (7) в этой точке.

*Рис. 9. Результаты моделирования при заданном синусоидальном законе изменения угла: 1 – угол сгибания; 2 – заданный угол; 3 – угол ротации; 4 – угловая скорость; 5 – угловое* *ускорение; 6 – ток в обмотке двигателя; 7 – управляющее напряжение*

Одна из задач моделирования динамики системы заключается в определении момента появления мышечной активности. Параметром, который необходимо контролировать для этого, является ток двигателей устройства. Пример работы системы с переменной нагрузкой представлен на рис. 11. Угол сгибания изменяется по заданному синусоидальному закону 1. В момент времени t = 20с происходит увеличение активной силы, создаваемой мышцами-сгибателями. По графику видно, что при практически одинаковых угловых перемещениях, обеспечиваемых регулятором (графики 1-2), управляющий ток на участке A уменьшается вследствие работы мышц-сгибателей, а на участке B увеличивается при движении в обоих направлениях (работают мышцы, совершающие как сгибание, так и разгибание руки, противодействующие движению), затем ток уменьшается в обоих направлениях (человек «помогает» работе устройства). Таким образом, мониторинг управляющих токов позволяет судить об эффективности процесса реабилитации, определяя состояние мышечной ткани и корректируя усилие, создаваемое приводами, согласно заданной программе.

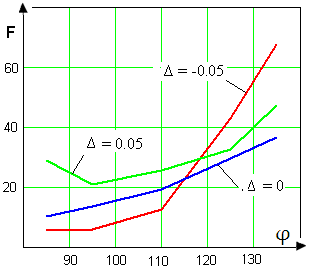
*Рис. 10. Результаты моделирования: 1 – угол сгибания без активных сил; 2 – угол сгибания с учетом мышечных усилий; 3 – управляющий ток без учета активных сил; 4 – ток в обмотке двигателя с учетом мышечных усилий.*

Проведено моделирование динамики системы с учетом деформации локтевого сустава в процессе движения (рис. 11) .При моделировании было принято, что сила упругости нелинейно зависит от величины деформации (рис.12). На первом участке величина силы упругости обусловлена упругой деформацией хрящевой ткани при сжатии, на втором – эластичностью суставной сумки в пределах допустимых перемещений, на третьем – упругой деформацией суставной сумки при растяжении, а также силой упругости связочного аппарата, удерживающего сустав. Уравнения динамики сгибания с учетом деформации сустава примут вид:

*Рис. 12. Сила упругости локтевого сустава*

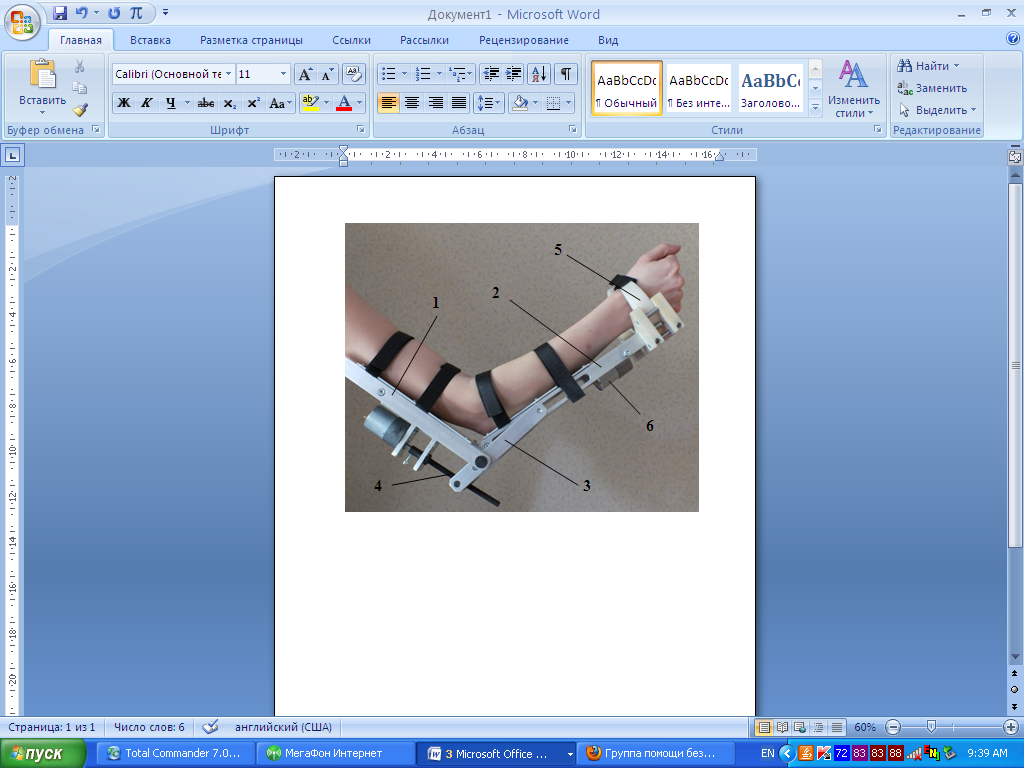
*Рис. 11. Модель сустава с учетом деформации*

(6)

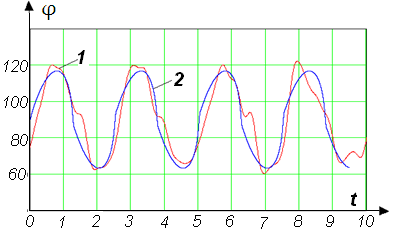
где, - обобщенные координаты, определяющие деформацию локтевого сустава, , – соответствующие коэффициенты упругости и демпфирования.

В результате моделирования было установлено, что при приближении к крайним положениям механизма сила упругости внутри сустава возрастает, как показано на рис. 13, и ее величина зависит от смещения осей Δ. Однако величина сил, возникающих в суставе, не превышает максимально допустимой, что позволяет использовать устройство при посттравматической реабилитации.

*Рис. 13. Семейство характеристик силы, деформирующей сустав*

**В четвертой главе** разработано экспериментальное реабилитационное устройство (рис. 14).Устройство работает следующим образом: планки устройства 1 закрепляются посредством манжет на плече, планки 2 – на предплечье пациента. Промежуточные планки 3 поворачиваются вокруг оси посредством передачи винт-гайка 4, в результате чего происходит сгибание руки, смещение осей компенсируется перемещением ползунов по пазам планок 2. Для ротации предплечья предназначена жесткая манжета 5, приводимая в движение двигателем 6 с использованием передачи трением. В конструкции винта и жесткой манжеты предусмотрены ограничители, препятствующие выходу механизма за пределы рабочего диапазона.

*Рис. 14. Экспериментальный стенд совместно с рукой человека*

****На рис 15 представлены совмещенные графики результатов теоретических и экспериментальных исследований при сгибании руки по гармоническому закону с амплитудой 15° и частотой 0,3 с-1, отличие значений составляет не более 10%. Объясняется это погрешностями измерений (для экспериментов использовался трехосевой акселерометр с последующим численным интегрированием полученных сигналов), а также задержками в цепях обратных связей при управлении экспериментальным стендом. Полученные результаты экспериментов подтверждают правильность предложенной математической модели. Это означает, что разработанный программный комплекс, моделирующий динамику системы «реабилитационное устройство – рука человека», может использоваться для проведения численных экспериментов по отработке различных программ реабилитации. Задавая различные характеристики мышц, а также варьируя законы управления, врачи могут исследовать различные методики реабилитации, подбирая оптимальные параметры для каждой их них.

*Рис. 15. Результаты экспериментальных (1) и теоретических (2) исследований сгибания руки*

**ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ И РЕЗУЛЬТАТЫ**

На основе проведенных исследований в диссертации получены следующие научные и практические результаты:

1. Выявлено перспективное направление создания механотерапевтических устройств для локтевого сустава, позволяющих реализовывать различные программы реабилитации.
2. На основании исследований закономерностей движения руки, обусловленных особенностями строения локтевого сустава, предложена схема устройства, позволяющая реализовывать оба возможных движения предплечья одновременно, проведен кинематический анализ движения системы «реабилитационное устройство – рука человека» и определены конструктивные параметры устройства.
3. Разработана математическая модель, описывающая динамику движения реабилитационного устройства совместно с рукой человека, учитывающая кинематические особенности строения локтевого сустава, процессы, протекающие в электроприводах ограниченной мощности, нелинейный характер сил, создаваемых мышечной системой человека.
4. В результате исследований динамической модели движения системы «реабилитационное устройство – рука человека» выявлена нелинейная зависимость сил, действующих на руку человека, от обобщенных координат системы. Установлены законы управляющего напряжения, позволяющие уменьшить ускорения, негативно влияющие на состояние пациента. Для определения мышечной активности предложено измерять величину управляющего тока, протекающего через обмотки электродвигателей.
5. Проведено исследование динамики системы с учетом внутренних деформаций в локтевом суставе, на основании которого установлено, что в рабочем диапазоне величина нагрузки на локтевой сустав не превышает допустимых значений.
6. Разработан программный комплекс для определения геометрических параметров устройства, а также изучения возможных способов управления, позволяющий исследовать различные алгоритмы работы устройства для подбора оптимальной методики реабилитации.
7. Создан экспериментальный стенд, с помощью которого проведены экспериментальные исследования, подтверждающие результаты, полученные теоретически.

**Основное содержание диссертации изложено в следующих работах:**

**Публикации в рецензируемых научных журналах и изданиях**

1. Яцун, С.Ф. Кинематический анализ движения руки в локтевом суставе при реабилитации методами механотерапии [Текст] / С.Ф. Яцун,

**Е.С. Тарасова** // Известия Самарского научного центра РАН. – 2011. – Т. 13, №4(4). – С. 1215 – 1220.

1. Яцун, С.Ф Особенности системы управления механотерапевтического устройства для реабилитации локтевого сустава [Текст] / С.Ф. Яцун, **Е.С. Тарасова** // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия Техника и технологии. – 2012. – № 2. Ч. 1. – С. 172– 179.
2. Яцун, С.Ф Исследование динамики движения манжеты реабилитационного устройства совместно с рукой человека [Текст] / С.Ф. Яцун, **Е.С. Тарасова** // Известия Юго-Западного государственного университета. – 2012. – № 1. – С. 35 – 41

**Другие публикации**

1. Яцун, С.Ф Механотерапевтическое устройство для реабилитации локтевого сустава [Текст] / С.Ф. Яцун, **Е.С. Тарасова** // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия Техника и технологии. –2012. – № 1. – С. 42 – 47.
2. Яцун С.Ф. Исследование движения системы «реабилитационное устройство – рука человека» в различных режимах работы[Текст] / С.Ф. Яцун, **Е.С. Тарасова**, О.Г. Чернышев // Труды VIII Международной конференции «Вибрационные машины и технологии»: сб. науч. тр., Юго-Зап. гос. ун-т. – Курск, Ч. 2, 2012. – С. 23 – 31.
3. Яцун, С.Ф Реабилитация локтевого сустава методами механотерапии[Текст] / С.Ф. Яцун, **Е.С. Тарасова** // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: Сборник материалов Всероссийской заочной научной конференции. – Саратов, 2011. – С. 134.
4. Яцун, С.Ф Особенности системы управления механотерапевтического устройства для реабилитации локтевого сустава [Текст] / С.Ф. Яцун, **Е.С. Тарасова** // Технические науки – от теории к практике: материалы XVII Международной заочной научно-практической конференции. – Новосибирск, 2013. – С. 109 – 119.
5. Яцун, С.Ф Моделирование работы мышц, участвующих в движении локтевого сустава / С.Ф. Яцун, **Е.С. Тарасова** // Научный обозреватель. – 2013. – №4 (28). – С. 81 – 84.
6. Tarasova E.S. Dynamic model of movement of person’s hand under the influence of external force [Text] / **E.S**. **Tarasova**, S.F. Yatsun // Science and Education: materials of the II International research and practice conference, – Munich, Germany, 2012. – P. 228 – 233.

Подписано в печать 20 мая 2013г. Формат 60x84 1/16.

Бумага офсетная. Печ. л. 1,0.

Тираж 130 экз. Заказ .

Юго-Западный государственный университет.

305040, Курск, ул. 50 лет Октября, 94.

Отпечатано в ЮЗГУ.