

*На правах рукописи*

ПАТРИНА Татьяна Александровна

**СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ  
ПРИ ДИАГНОСТИКЕ И ЛЕЧЕНИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО  
АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА**

Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия  
медицинского назначения

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

Санкт-Петербург – 2012

Работа выполнена на кафедре прикладной математики и инженерной графики Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ)

**Научный  
руководитель:**

**Кормилицын Олег Павлович**  
кандидат технических наук, профессор  
Санкт-Петербургского государственного  
электротехнического университета «ЛЭТИ»  
им. В. И. Ульянова (Ленина),  
заслуженный работник высшей школы  
Российской Федерации

**Официальные  
оппоненты:**

**Дмитревич Геннадий Данилович**  
доктор технических наук, профессор  
кафедры систем автоматизированного  
проектирования Санкт-Петербургского  
государственного электротехнического  
университета «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

**Буров Геннадий Николаевич**  
кандидат технических наук, доцент,  
зам. генерального директора, директор института  
протезирования и технических средств  
реабилитации ФГБУ СПб НЦЭПР  
им. Г.А. Альбрехта ФМБА России

**Ведущая  
организация:**

Санкт-Петербургский государственный  
политехнический университет

Защита диссертации состоится « 20 » июня 2012 г. в \_\_\_ часов на заседании диссертационного совета Д212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. проф. Попова, 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ).

Автореферат разослан « \_\_\_ » мая 2012 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета



Садыкова Е. В.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность проблемы.** Возросшая интенсивность жизни, катастрофы, огнестрельные ранения, дорожно-транспортные происшествия, спортивные травмы, естественное изнашивание костных тканей, часто приводят к различному роду заболеваний и патологий опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека. Лечение травм и патологий зачастую сводится к установке имплантатов, аппаратов внешней и внутренней фиксации, искусственных суставов. При этом важно учитывать, что внедрение в тело человека различных посторонних конструкций приводит к перераспределению нагрузки внутри костной ткани и способствует изменению ее внутренней структуры.

Изучение внутреннего строения костных тканей, исследование механических свойств биологических и композитных материалов, выявление закономерностей движения и деформирования биологических тканей под воздействием внешних сил открывает важные перспективы для разработки и отработки эффективных способов лечения различных заболеваний ОДА человека.

В настоящее время в институтах травматологии и ортопедии, в медицинских лабораториях с инженерным уклоном многих стран активно ведутся экспериментальные и клинико-биомеханические исследования динамического нагружения биологических тканей и допустимых деформаций регенерата костной ткани при сращивании переломов костей. В России накоплена обширная база научных исследований в этой области.

В последние годы для изучения этих вопросов применяют методы компьютерного моделирования, которые дают больше возможностей в проведении многостороннего биомеханического анализа костных тканей. В отличие от них, экспериментальные исследования на трупном материале не учитывают физиологических процессов костных тканей, характерных для живого организма. Компьютерное моделирование позволяет построить твердотельные модели костей ОДА и назначить им физические и биомеханические свойства, соответствующие реальным костным тканям.

В настоящее время в данной области сделано немало исследований и разработок с применением компьютерной техники. Но они имеют преимущественно узконаправленный, проблемно-ориентированный характер, требуют от оператора знания предлагаемых программных продуктов. Биомеханический анализ моделей костной ткани с системой фиксации или эндопротезом, которые в результате будут входить в состав биотехнической системы для контроля, коррекции патологических деформаций костной ткани, функционального эндопротезирования суставов ОДА человека, в различных физических областях делает задачу трудно решаемой и практически невыполнимой из-за отсутствия отлаженных методик. Кроме того, для этого

требуются значительные временные ресурсы, вычислительные мощности и изучение различных программных продуктов.

Поэтому представляется целесообразной разработка системы поддержки принятия решений (СППР), основанной на технологиях построения виртуальных твердотельных моделей костных тканей ОДА по снимкам компьютерной томограммы пациента. Система позволит создавать модели биотехнической системы путем установки спроектированных фиксаторов или эндопротезов в различные места компьютерных моделей костной ткани. Для упрощения и повышения точности процесса моделирования необходимо обеспечить пользователя базой знаний по медицине и контекстной справкой по выполнению операций в СППР. Для сохранения и управления полученными моделями требуется организовать базу данных.

На основе особенностей физиологии ОДА в норме и при патологии, а также биомеханики процесса деятельности человека с разной интенсивностью при конкретных видах работ, автоматизированная система позволит выполнить расчет параметров напряженно-деформированного состояния костной ткани, провести анализ полученных результатов. Точность расчетов зависит от степени соответствия виртуальных моделей реальным костным тканям, системам фиксации, эндопротезам и правильности принятия решения пользователем по набору критериев, предлагаемых СППР.

Многокритериальность задач моделирования биотехнической системы требует непосредственного участия медиков и инженеров-проектировщиков, поэтому интерфейс программного комплекса должен быть организован для пользователей различного рода деятельности и уровня подготовки.

В настоящее время не существует действующих аналогичных систем поддержки принятия решений, поэтому ее создание является актуальной задачей, решение которой имеет большое теоретическое и практическое значение в медицине.

**Целью диссертационной работы** является разработка системы поддержки принятия решения врачом-травматологом для выполнения биомеханического обоснования урегулирования биологических процессов, поиска эффективных методов диагностики и лечения ОДА человека.

**Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:**

- 1) разработать методическое обеспечение СППР, позволяющее строить компьютерные модели костных тканей, мышечной массы в соответствии с пороговыми значениями по снимкам компьютерной томограммы пациента и проводить сравнительный анализ параметров напряженно-деформированного состояния этих моделей при различных функциональных нагрузках в различных физических областях;

2) разработать математическую модель напряженно-деформационного состояния костной ткани и биотехнической системы на основе метода конечных элементов, учитывающую анизотропию и гетерогенность биомеханических свойств костной ткани, а также воздействия со стороны мышечной массы и давления кровяного потока, костей ОДА на поверхность модели кости;

3) отобрать критерии принятия решения при выборе метода лечения ОДА при различных уровнях функциональных нагрузок, учитывающие индивидуальное анатомическое строение костной ткани и ее прочностные характеристики;

4) разработать структуру системы и подсистем принятия решения, обеспечивающую необходимыми возможностями в выполнении биомеханического обоснования рационального комплекса лечебных мероприятий заболеваний ОДА;

5) разработать алгоритмическое обеспечение СППР, имеющее итерационный характер для поиска наилучшего решения поставленных задач;

6) разработать информационное обеспечение СППР, включающее базу данных моделей костных тканей для многократного использования и научно-техническую базу, базу знаний для помощи врачу в принятии решения;

7) разработать программное обеспечение на основе математического, алгоритмического, методического, информационного обеспечений СППР;

8) провести экспериментальные исследования прочностных характеристик костной ткани, позволяющие оценить адекватность компьютерного моделирования.

**Объектом исследования** является система поддержки принятия решения врачом-травматологом при диагностике и лечении заболеваний ОДА человека.

**Предметом исследования** являются методическое, математическое, алгоритмическое, программное и информационное обеспечения СППР.

**Методы исследования.** При решении поставленных задач в работе использованы методы системного, модульного и объектно-ориентированного программирования, аналитические и численные методы решения задач механики, методы компьютерного и математического моделирования, теория реляционных баз данных, теория биотехнических систем.

#### **Новые научные результаты:**

1) методика исследования напряженно-деформированного состояния костных тканей в норме и при патологии в различных физических областях, позволяющая получать компьютерные модели биологических объектов в соответствии с пороговыми значениями по снимкам компьютерной томограммы пациента и проводить биомеханический анализ полученных моделей по отобраным критериям принятия решения;

2) математическая модель напряженно-деформационного состояния костной ткани и биотехнической системы на основе метода конечных элементов, учитывающая анизотропию и гетерогенность биомеханических свойств костной ткани, а также воздействия со стороны мышечной массы, костей ОДА и давления кровяного потока на поверхность кости;

3) структура системы, организующая взаимодействие проблемно-ориентированных подсистем, ядра системы, базы данных моделей, базы знаний с оператором посредством пользовательского интерфейса;

4) алгоритм функционирования системы с организацией итерационных циклов, позволяющий построить компьютерные модели костной ткани или биотехнической системы с наименьшими значениями параметров напряженно-деформированного состояния;

5) реляционная база данных для структурированного сохранения и многократного использования построенных компьютерных моделей костной ткани и биотехнической системы с целью нахождения наилучшего решения.

**Практическую ценность работы** составляют:

1) компьютерные модели напряженно-деформированного состояния костной ткани в норме и при патологии на основе снимков компьютерной томограммы пациента с учетом ее физических характеристик, анизотропии биомеханических свойств, позволяющие рассчитывать предельные нагрузки костной ткани и биотехнической системы, допустимые деформации регенерата костной ткани при сращивании переломов костей;

2) сравнительный анализ полученных параметров напряженно-деформированного состояния моделей биотехнической системы в различных физических областях по отобранным критериям принятия решения, дающий возможность врачу-травматологу выполнить биомеханическое обоснование урегулирования биологических процессов, поиска эффективного метода лечения заболевания с целью сокращения времени реабилитации пациента и уменьшения риска повторного оперирования;

3) результаты экспериментальных исследований прочностных характеристик костной ткани, позволяющие оценить адекватность компьютерного моделирования.

**Положения, выносимые на защиту:**

1) для выполнения биомеханического обоснования выбора рационального метода диагностики и лечения ОДА получена новая методика исследования напряженно-деформированного состояния костных тканей в норме и при патологии в различных физических областях, позволяющая получать компьютерные модели биологических объектов по снимкам компьютерной томограммы пациента и проводить биомеханический анализ этих моделей по отобранным критериям принятия решения;

2) для исследования состояния костных тканей предложено использовать математическую модель напряженно-деформационного состояния костной ткани и биотехнической системы на основе метода конечных элементов, учитывающая анизотропию и гетерогенность биомеханических свойств костной ткани, а также распределенного воздействия на поверхность костной ткани со стороны мышечной массы, костей ОДА и кровяного потока;

3) для организации работы врача-травматолога в СППР предложена структура системы, обеспечивающая взаимодействие оператора с проблемно-ориентированных подсистемами, ядром системы, базой данных моделей костных тканей и биотехнической системы, базой знаний посредством пользовательского интерфейса;

4) для поиска эффективного комплекса лечебных мероприятий разработан алгоритм функционирования системы на основе предложенной методики, носящий итерационный характер и нацеленный на поиск наилучшего решения поставленной задачи.

**Реализация результатов работы.** Система поддержки принятия решения при диагностике и лечении ОДА внедрена в работу Тверской государственной медицинской академии (ТГМА), в учебный процесс кафедры автоматизации технологических процессов Тверского государственного технического университета, в учебный процесс кафедры прикладной механики и инженерной графики Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета (ЛЭТИ).

Представленные расчеты были экспериментально подтверждены испытаниями на реальных костях при подобных нагрузках на кафедре травматологии и ортопедии ТГМА.

**Области применения результатов.** Медицина, травматология, спортивная медицина, эргономика. В результате компьютерного моделирования напряженно-деформированного состояния биотехнических систем подготовлены биомеханические рекомендации по выбору эффективного метода лечения заболеваний тазобедренного сустава.

**Апробация работы.** Основные научные и практические результаты работы положения докладывались и обсуждались на 11 национальных и международных научных и научно-технических конференциях. Это: II-я Международная дистанционная научная конференция и конкурс проектов «Инновации в медицине» (Курск, 2009); X-я Международная научно-техническая конференция «Компьютерное моделирование 2009» (СПб, 2009); VIII-я Международная научно-техническая конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ' 2008 (Владимир, 2008); XI-я Международная конференция по мягким вычислениям и измерениям «SCM'2008», (СПб, 2008); конференция «Современные компьютерные

технологии в биомеханике и медицине» (СПб, 2009); ежегодные научно-технические конференции профессорско-преподавательского состава СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (№ 61, 62, 63, 64, 65) (2008-2012); научные семинары кафедры Прикладной механики и инженерной графики СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (2008-2012).

Проект «Автоматизированная система контроля процесса остеосинтеза на основе набора программных блоков» был отмечен организаторами выставки Петербургской технической ярмарки Ленэкспо как инновационный проект 2010 г.

#### **Основные результаты работы получены в рамках:**

1. конкурсного отбора на предоставление субсидий молодым ученым, молодым кандидатам наук вузов и академических институтов, расположенных на территории Санкт-Петербурга (2011) с темой проекта «Система исследования и контроля биомеханических параметров костных тканей в норме и патологии»;

2. конкурса на лучшие инновационные проекты в сфере науки и высшего образования Санкт-Петербурга (2009) в номинации «Лучшая научно-инновационная идея» с проектом «Разработка автоматизированной системы индивидуального контроля процесса остеосинтеза на основе набора специализированных программных блоков»;

3. конкурса инновационных проектов «Инновации в медицине» (2009) в номинации «За перспективность проекта» с работой «Формирование индивидуальной программы контроля процесса остеосинтеза на основе набора специализированных программных блоков»;

4. конкурса научных достижений студентов и аспирантов СПбГЭТУ «ЛЭТИ» 2009 г.;

5. гранта Санкт-Петербурга для студентов и аспирантов, молодых ученых, молодых кандидатов (2009) с темой проекта «Исследование и разработка автоматизированной системы выбора и анализа состояния остеосинтеза с адаптивной параметризацией математических моделей»;

6. конкурса научных достижений студентов и аспирантов СПбГЭТУ «ЛЭТИ» 2008 г.

**Публикации.** По теме диссертационной работы опубликовано 11 научных работ, из них 2 статьи в периодических изданиях, 3 статьи в журналах, рекомендованных ВАК, 6 докладов на международных и национальных научно-технических конференциях.

**Структура и объем работы.** Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав с выводами по каждой из них, заключения, трех приложений и библиографического списка. Работа содержит 167 страниц машинописного текста, в том числе 142 страниц основного текста, включая 46 рисунков, 12 таблиц и библиографический список из 72 наименований.



## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Введение** содержит обоснование актуальности темы диссертации, цели и задачи работы, а также описание научной новизны, практической ценности, основные положения, выносимые на защиту, информацию о реализации результатов, апробации работы, краткое ее содержание.

**Глава первая** содержит данные обзора и анализа анатомического строения костей ОДА, которые, в свою очередь, определяют их геометрические, физические и механические свойства. Для выбора системы фиксации или эндопротеза, которые в результате будут входить в состав биотехнической системы для контроля, коррекции патологических деформаций костной ткани, функционального эндопротезирования суставов ОДА человека (БТС), рассмотрены возможные оперативные вмешательства на костях конечностей и суставах. Модели БТС находятся во взаимосвязи и взаимодействии, поэтому геометрические характеристики, физические, биомеханические свойства костной ткани находятся в прямой зависимости от выбранной стратегии фиксации отломков кости. Для реализации компьютерного моделирования требуется задействовать несколько программных продуктов, которые выполняют построение виртуальных твердотельных моделей по снимкам компьютерной томограммы (КТ), автоматизацию инженерных расчетов, обеспечат хранение полученных результатов и управление ими для дальнейшего использования. С этой целью в первой главе был сделан аналитический обзор известных программных систем, применяемых для решения похожих задач.

Приводятся данные об известных разработках и программных продуктах, направленных на изучение динамического нагружения и допустимых деформаций биологических тканей. Отмечаются их достоинства и недостатки в решении данных многофакторных задач.

На основе обзора и анализа путей совершенствования биомеханического анализа костных тканей в норме и при патологии определены и сформулированы задачи исследований для выполнения биомеханического обоснования поиска эффективного метода диагностики и лечения заболеваний ОДА человека.

**Вторая глава** посвящена разработке программного, методического, алгоритмического обеспечений СППР. Представлены общая структура, структура ядра системы и его функции, структура подсистем. Рассматривается разработанная методика исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) костной ткани в норме и при патологии для достижения поставленной цели системы, а затем, приведена ее реализация в виде алгоритма работы пользователя в СППР.

В состав ядра системы входят управляющая и обслуживающая подсистемы. Посредством пользовательского интерфейса пользователь взаимодействует с СППР через управляющую подсистему. Далее, поступающие команды передаются в обслуживающую подсистему, а результат операций представляется в виде текстовой или аудиовизуальной информации.

Обслуживающая подсистема является основной в осуществлении координации работы ядра СППР. В ее функции входит управление процессами моделирования, мониторинг и извещение пользователя о текущем этапе моделирования, запуск необходимых проблемно-ориентированных подсистем на каждом этапе, организация диалога пользователя с базой данных (БД) для сохранения результатов работы и базой знаний для помощи пользователю построения компьютерных моделей.

Программная реализация структуры СППР осуществлена с использованием специализированных пакетов в качестве программных блоков, связанных общим пользовательским интерфейсом.

В состав структуры СППР включены Materialise Mimics – система построения геометрических 3D моделей на базе снимков КТ; Catia, SolidWorks – системы автоматизированного проектирования, моделирования и конструирования (САД-системы); Ansys Multiphysics – система автоматизации инженерных расчетов (САЕ-система); Microsoft Access – система управления базами данных (СУБД). Автоматический вызов необходимых операций программных блоков, пользовательский интерфейс СППР реализованы на языке программирования C++ Builder. При разработке структуры СППР заложена возможность ее расширения для решения новых инженерных задач.

Разработанная методика определения параметров НДС моделей костных тканей и БТС на основе снимков КТ пациента, которая помогает добиться достаточно точных результатов расчета, изучить распределение напряжений и деформаций в костной ткани в норме и при патологии при различных внешних воздействиях, отработать рациональное построение БТС. В ее основу положена задача упрощения технологии, снижения сложности и стоимости получения компьютерных моделей костей ОДА с сохранением точности расчета НДС построенных моделей.

Алгоритм работы пользователя в СППР представлен на рисунке 1. Основные этапы решения поставленных задач согласно разработанной методике:

1. Получение твердотельных моделей объектов исследования. Для этого задействован пакет Mimics с базой сконструированных моделей систем фиксации и информационной базой свойств материалов. В автоматическом или ручном режиме врач выполняет избирательную сегментацию слоев костной и мышечной тканей по пороговым значениям уровней яркости в заданном промежутке с достаточной степенью точности. По полученным



поверхности с использованием инструментов Catia; 2) по снимкам КТ в пакете Mimics, с повторением процедур избирательной сегментации биологических объектов и получением для них твердотельных моделей. Второй способ является более точным и лучше отражает индивидуальные особенности строения кости.

3. Для задания в расчетах анизотропии биомеханических свойств слоев костной ткани средствами второго блока СППР пользователь выполняет разбиение кости на сегменты секущей плоскостью. Далее вырезает в моделях объем костной ткани для планирования остеотомии или резекции.

4. Выбор физической области в программном блоке Ansys для выполнения биомеханического анализа полученных моделей: анализ прочности, тепловой анализ, анализ динамики жидкостей и газов, электромагнитный анализ. Тем самым не тратится время на передачу промежуточных данных между физическими областями и сохраняется точность моделирования.

Для получения биомеханической оценки состояния главных суставов нижних конечностей пользователем выполняется нахождение биомеханической оси с помощью набора геометрических операций: нахождение центра тяжести сечения созданным макросом системы, затем, соединение линией полученных точек тяжести. Также клиническим ориентиром к остеотомии при анализе геометрических характеристик моделей костной ткани является нахождение отклонения биомеханической оси от ядра сечений диафизарных костей (костно-мозговой канал сечения диафиза).

5. Задание свойств материалов в модуле Ansys Engineering Data. Значения величин свойств материалов берутся из базы знаний, накопленной на основе литературных источников и научно-экспериментальных исследований. Для назначения ориентации анизотропии в пространстве по усмотрению оператора системы создаются локальные системы координат для каждой составляющей модели в сборке.

6. Построение конечно-элементной сети по заданным параметрам пользователя. Необходимо добиться высокого качества сети, проводя каждый раз анализ качества разбиения встроенным инструментом Ansys Structural.

7. Задание контактных условий, которые зависят от свойств материалов моделей. Затем, определение граничных условий (ограничений). Число граничных условий для моделей должно быть достаточным.

8. Назначение величин давления на костную ткань, которое обусловлено действием мышц, костей ОДА, силой тяжести, воздействием окружающей среды. Для этой операции врач использует функции, в том числе первого блока СППР, где по снимкам КТ выполняет 3D моделирование мышечной ткани, затем измерение площади сечения мышц и их ориентирование в

пространстве. В СППР предоставляется возможность учета гидростатического давления потока крови на поверхность костных тканей через параметры: скорость потока и плотность крови. Сила тяжести кости ОДА вычисляется пользователем предложенным методом сегментирования тела человека.

9. Задание прочностных критериев принятия решения согласно свойствам материалов моделей БТС. Далее, врач выбирает параметры НДС для расчета.

10. Рассчитанные величины просматриваются по усмотрению пользователя в виде графика, диаграммы, таблицы, 3D изображений для всей модели, отдельных ее сегментов, слоев, в интересующих областях.

Предложенный алгоритм позволяет легко перемещаться из одного программного блока в другой, вносить изменения в компьютерные модели, пропуская некоторые выполненные шаги. Таким образом, врач может провести виртуальную операцию многократно до получения наилучших результатов.

**В третьей главе** рассматриваются вопросы создания математического и информационного обеспечения СППР. Приводится математическое описание получения геометрических и расчетных моделей костных тканей, необходимых для достижения поставленных целей. Для насыщения разрабатываемой системы выполнено проектирование БД, информационного обеспечения СППР в виде базы знаний и научно-технической базы.

В основу диссертационной работы был положен принцип биомеханического анализа на базе метода конечных элементов, позволяющий проводить исследование НДС костных тканей. Рассчитанные значения напряжений и перемещений находятся в прямой зависимости от геометрических характеристик моделей оцениваемых объектов, свойств их материалов и приложенных к ним нагрузок.

Для проведения геометрического анализа полученных моделей приведен математический подход к нахождению центров тяжести сечений, площади фигур различной формы, массы частей тела человека.

При создании расчетной модели анизотропия и гетерогенность механических свойств костной ткани задается с использованием теории нелинейно-упругого и упругопластического тела. В связи с большой размерностью решаемой задачи, что затрудняет ее решение, связь между тензором напряжений  $\sigma_{kl}$  и тензором деформации  $\varepsilon_{ij}$  в процессе нагружения была представлена в виде тензорного ряда линейно-упругой деформации:  $\varepsilon_{ij} = a_{ijkl} \sigma_{kl}$  ( $i, j, k, l = 1, 2, 3$ ), где  $a_{ijkl}$  – тензоры податливости 4-го ранга.

Важной характеристикой НДС костной ткани является удельная энергия деформации, которая показывает количество энергии, потраченной на деформацию единицы объема исследуемого участка кости при заданном напряжении. При одноосном растяжении вдоль осей симметрии  $x_i$  она

вычисляется как  $U_i = 0,5a_{iii}\sigma_i^2$ , в случае деформации при сдвиге в плоскостях  $x_i - x_j$  ( $i, j = 1, 2, 3; i \neq j$ ), она находится по следующей формуле:  $U_{ij} = 2a_{ijj}\sigma_{ij}^2$ .

Тензорный ряд линейно-упругой деформации может быть представлен в матричном виде при деформации растяжения (сжатия) и кручения:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} a_{1111} & a_{1122} & a_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ a_{2211} & a_{2222} & a_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ a_{3311} & a_{3322} & a_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & a_{2323} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & a_{1313} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & a_{1212} \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix},$$

где  $\varepsilon_{ij}$  ( $i, j = 1, 2, 3; i = j$ ) – деформация при растяжении (сжатии),  $\gamma_{ij}$  ( $i, j = 1, 2, 3; i \neq j$ ) – деформация при сдвиге.

По условиям симметрии матрицы податливости:  $a_{1122} \approx a_{2211}$ ,  $a_{1133} \approx a_{3311}$ ,  $a_{2233} \approx a_{3322}$ . По значениям компонент тензора податливости вычисляются постоянные материала  $E_i = (a_{iii})^{-1}$  ( $i = 1, 2, 3$ ) и коэффициенты поперечной деформации  $\mu_{ij} = -a_{jii} / a_{iii}$  ( $i, j = 1, 2, 3; i \neq j$ ), характеризующие упругие свойства костной ткани.

При создании расчетных моделей костных тканей и БТС требуется задание внешних воздействий на поверхность этих моделей, поэтому приведено математическое описание разложения векторов воздействий по ортам координатных осей.

Скелет человека состоит из соединенных подвижных костей, находящихся в непосредственном соприкосновении. Соответственно, две соединенные кости ОДА представляют собой кинематическую пару, а скелет человека – кинематическую цепь. Для построения расчетной модели отмечаются возможные вращения костей вокруг осей глобальной системы координат.

Костная ткань является хрупким материалом, для ее разрушения при сжатии требуется напряжение большее, чем при растяжении. Поэтому главные нормальные напряжения по продольному направлению кости не должны превышать растягивающего предельного разрушающего напряжения:  $\sigma_1 \leq \sigma_t$ . Используя теорию прочности Мора-Кулона, сравнивают главные нормальные напряжения продольного  $\sigma_1$  и поперечного  $\sigma_3$  направлений кости с пределом прочности при сжатии  $\sigma_c$  и растяжении  $\sigma_t$ , учитывая коэффициент запаса.

Для прочностного анализа моделей БТС применяют критерий пластического течения. Максимальное сдвиговое напряжение, найденное по формуле:  $\tau_{\max} = (\sigma_1 - \sigma_3) / 2$ , сравнивается с пределом текучести материалов.

При расчете эквивалентных напряжений  $\sigma_m$  учитываются одновременно нормальные и касательные напряжения:

$$\sigma_m = \sqrt{0,5 \left[ (\sigma_{11} - \sigma_{22}) + (\sigma_{22} - \sigma_{33}) + (\sigma_{33} - \sigma_{11}) + 6(\sigma_{23}^2 + \sigma_{13}^2 + \sigma_{12}^2) \right]}.$$

Затем значения  $\sigma_m$  сравнивают с пределом текучести костной ткани  $\sigma_y$  и пределом усталостной прочности металлов  $\sigma_p$ .

Перечисленные теории прочности относятся к числу отобранных критериев принятия решения в поставленных задачах СППР.

Для оптимизации работы пользователя в системе в третьей главе определены требования к созданию реляционной БД и выполнено ее проектирование. Сохранение данных о моделях происходит в четырех взаимосвязанных таблицах: «Пациент», «Адрес», «Диагноз», «Фиксатор».

Для информационного обеспечения СППР определены физические области научных материалов: биомеханика, физиология, хирургия, анатомия, травматология и т.д. Предложены аудиовизуальные и текстовые материалы в качестве технической справки СППР.

**В четвертой главе** рассматривается описание программной реализации ядра системы и ее структуры, пользовательского интерфейса, алгоритма взаимодействия программных блоков, реализации математического и информационного обеспечения, базы данных сохранения моделей.

В результате практического применения СППР предложены биотехнические рекомендации по выбору эффективного метода лечения ОДА. Исходными данными были снимки КТ костей тазобедренного, плечевого суставов 62-ух пациентов одной возрастной группы. Снимки предоставлены Тверской государственной медицинской академией.

В четвертой главе диссертационной работы приведено два примера практического применения СППР. Первый пример – расчет характеристик НДС модели тазовой кости пациента №1 на восьми фазах походки человека при разных значениях воздействия прикрепленных мышц к костной ткани. Второй пример – биомеханическое обоснование рационального способа размещения эндопротеза в костной ткани бедренной кости для двух разных материалов: титан ВТ1-00 и сталь коррозионно-стойкая 30×13. Определялись допустимые нагрузки на проблемные зоны костной ткани.

В результате биомеханического анализа тазовой кости, было выявлено, что опасной для пациента № 1 является третья фаза походки, так как

рассчитанные эквивалентные напряжения на этой фазе сравнительно больше, чем на других. При планировании операции нужно учитывать данный фактор.

Проведен сравнительный анализ параметров НДС бедренной кости с учетом индивидуального анатомического строения костной ткани. Выполнен биомеханический анализ результатов расчета для двух случаев установки эндопротеза. В случае использования титана, рассчитанные напряжения и деформации незначительно меньше значений, полученных для стали по всему объему кости. Поэтому установка эндопротеза из титана более рациональна.

Были изучены зависимости распределения величин НДС от мест приложения и направления внешних воздействий на поверхность бедренной кости. Выявлено, что под углом  $45^\circ$  при перпендикулярном нагружении к продольной оси кости действуют максимальные сдвиговые напряжения, образуя клиновидную форму (рисунок 2). С увеличением действующей силы, повышается вероятность появления микротрещин и разрушения кости.

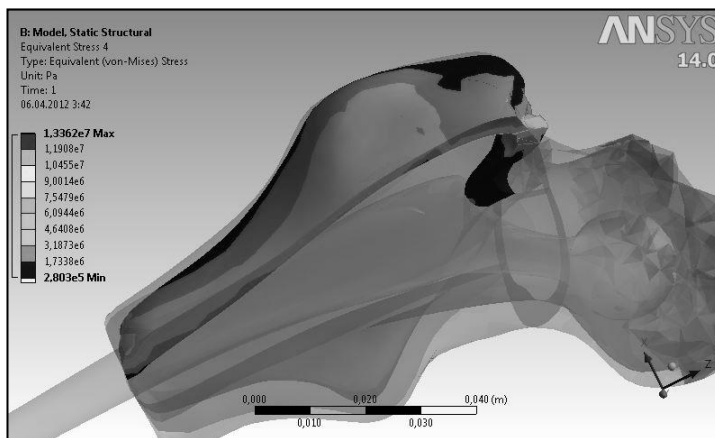


Рисунок 2 – Распределение значений эквивалентных напряжений в 3-ем сегменте компактного слоя костной ткани при сжатии

Полученные расчеты отклоняются на 1-5% от результатов, приведенных в научной литературе, а также проведенных экспериментальных исследований на костях при похожих нагрузках, что говорит об их достоверности.

В системе организована БД моделей костных тканей и БТС. Возможен их отбор по параметрам: возраст человека, пол, раса, возрастная группа, диагноз, материал фиксатора, назначение фиксатора. Этап предварительного анализа схожих моделей сокращает время решения поставленных задач, позволяет использовать накопленный опыт.

В СППР присутствует сквозное обращение к подготовленной базе знаний, которая насчитывает около 120 наименований различного рода источников информации: научных литературных источников, статей, ссылок на интернет-



ресурсы, научных словарей. Техническая поддержка включает ситуационные подсказки при работе с СППР, видеоуроки, текстовые файлы методических указаний – в общей сложности 80 наименований различного рода материала.

### **Основные результаты работы:**

1) предложена методика выполнения биомеханического обоснования выбора рационального метода диагностики и лечения ОДА, начиная с импорта снимков компьютерной томограммы в систему и заканчивая проведением сравнительного анализа параметров НДС моделей костных тканей и БТС;

2) разработана математическая модель напряженно-деформированного костной ткани и биотехнической системы на основе метода конечных элементов, учитывающая анизотропию и гетерогенность биомеханических свойств костной ткани, а также воздействия со стороны мышечной массы и давления кровяного потока на поверхность кости;

3) отобраны критерии принятия решения при выборе методов лечения заболеваний ОДА с учетом индивидуального анатомического строения и прочностных характеристик костных тканей;

4) построена структура СППР, позволяющая организовать взаимодействие пользователя, программного ядра и проблемно-ориентированных подсистем;

5) разработано алгоритмическое обеспечение, имеющее итерационный характер для поиска наилучшего решения поставленной задачи;

6) создано программное обеспечение, инвариантное по отношению к используемым проблемно-ориентированным подсистемам, создан пользовательский интерфейс системы;

7) разработано информационное обеспечение СППР, включающее базу данных моделей биологических объектов для многократного использования и базу знаний, научно-техническую базу для помощи врачу в принятии решения;

8) проведены экспериментальные исследования прочностных параметров костной ткани, подтверждающие адекватность компьютерных моделей.

### **Публикации по теме диссертации:**

#### **Публикации в журналах, входящих в перечень ВАК:**

1. Патрина Т. А., Аносов А. В. Система поддержки принятия решения при диагностике и лечении опорно-двигательного аппарата человека / Т. А. Патрина // Математическая биология и биоинформатика (электронное научное издание). 2012. Т. 7, № 1. С. 257-265.

2. Патрина Т. А. Автоматизированная система исследования и контроля биомеханических параметров костных тканей в норме и патологии / Т. А. Патрина // Математическая биология и биоинформатика (электронное научное издание). 2011. Т. 6, № 1. С. 71-78.

3. Патрина Т. А. Автоматизированная система исследования и контроля биомеханических параметров костных тканей и имплантантов на основе набора

специализированных программных блоков / Т. А. Патрина // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2011. № 5. С. 101-108.

**Публикации в других изданиях:**

4. Patrina T. A., Kormilicyn O. P. Automated System for the Research and the Control of Biomechanical Parameters of Bone Tissues without Pathology and with it on the Set of Software Blocks / Т. А. Патрина, О. Р. Кормилецын // Proceedings of the IEEE North West Russia Section. SPb., 2011. Vol. 4. P. 87-89.

5. Патрина Т. А. Формирование индивидуальной программы контроля процесса остеосинтеза на основе набора специализированных программных блоков / Т. А. Патрина // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2009. №4. С. 47-51.

6. Патрина Т. А. Инновация в изучении индивидуального остеосинтеза с помощью автоматизированного построения биотехнической системы / Т. А. Патрина // Сборник статей II-й Международной дистанционной научной конференции и конкурса проектов «Инновации в медицине», г. Курск, ноябрь 2009 г. Курск, 2009, С. 141-144.

7. Патрина Т. А. Автоматизация проектирования и исследования биотехнической системы индивидуального остеосинтеза / Т. А. Патрина // Сборник докладов X-й Международной научно-технической конференции «Компьютерное моделирование 2009», г. Санкт-Петербург, 23-24 июня 2009 г. СПб., 2009. С. 144-146.

8. Патрина Т. А., Марков М. В. Построение автоматизированной биотехнической системы остеосинтеза с учетом индивидуальных особенностей человека / Т. А. Патрина, М. В. Марков // Сборник трудов VIII-й Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ'2008. г. Владимир – Суздаль, 2-4 июля 2008 г. Владимир, 2008. Т. 1. С. 270-273.

9. Патрина Т. А. Моделирование биотехнической системы остеосинтеза с использованием компьютерной технологии конструирования моделей / Т. А. Патрина // Сборник докладов XI Международной конференции по мягким вычислениям и измерениям «SCM'2008», г. Санкт-Петербург, 23-25 июня 2008 г. СПб., 2008. Т. 2. С. 148-150.

10. Патрина Т. А. Построение автоматизированной биотехнической системы индивидуального остеосинтеза с использованием компьютерной технологии конструирования моделей / Т. А. Патрина // Сборник докладов конференции «Современные компьютерные технологии в биомеханике и медицине», г. Санкт-Петербург, 7 апреля 2009 г. СПб., 2009. С. 31-32.

11. Патрина Т. А. Автоматизированная система информационной поддержки и принятия решения при диагностике и лечении опорно-двигательного аппарата человека / Т. А. Патрина // Сборник трудов 65-й научно-технической конференции профессорско-преподавательского состава СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург, 24 января-4 февраля 2012 г. СПб., 2012. С. 227-230.

Подписано в печать: 28.04.2012  
Формат: 60x84 1/16 Печать цифровая  
Тираж: 100 экз. Отпечатано:  
Типография ООО "АльфаДом"  
197372, Санкт-Петербург, ул. Ильюшина, д. 2  
Тел.: +7(812) 309-29-59, [print@deen.ru](mailto:print@deen.ru), [deenprint.ru](http://deenprint.ru)

