

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
АМУРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
(ФГБОУ ВО «АмГУ»)

Институт компьютерных и инженерных наук
Кафедра информационных и управляющих систем
Направление подготовки / специальность 09.04.04 Программная инженерия
Направленность (профиль) / специализация Управление разработкой
программного обеспечения

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ
Зав. кафедрой
_____ А.В. Бушманов
«__» _____ 2024 г.

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

на тему: Модели и алгоритмы системы компьютерного проектирования фиксирующих устройств в биомеханике

Исполнитель студент группы 2105-ом	_____	Ли Мин
	(подпись, дата)	
Руководитель доцент, канд. техн. наук	_____	А.В. Бушманов
	(подпись, дата)	
Руководитель научного содержания программы магистратуры профессор, доктор техн. наук	_____	И.Е. Ерёмин
	(подпись, дата)	
Нормоконтроль доцент, канд. техн. наук	_____	Т.А. Галаган
	(подпись, дата)	
Рецензент доцент, канд. физ.-мат. наук	_____	Д.В. Фомин
	(подпись, дата)	

Благовещенск 2024

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
АМУРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
(ФГБОУ ВО «АмГУ»)

Институт компьютерных и инженерных наук
Кафедра информационных и управляющих систем

УТВЕРЖДАЮ
Зав. кафедрой
_____ А.В. Бушманов
« _____ » _____ 2024 г.

ЗАДАНИЕ

К магистерской диссертации студента группы 2105-ом

Ли Мин

1. Тема магистерской диссертации: Модели и алгоритмы системы компьютерного проектирования фиксирующих устройств в биомеханике

(Утверждено приказом от 06.03.2024 № 632-уч)

2. Срок сдачи студентом законченной работы (проекта): 10.06.2024

3. Исходные данные к магистерской диссертации: Предметная область, отчеты по практической подготовке, фиксирующие устройства.

4. Содержание магистерской диссертации: анализ предметной области проводимого исследования, алгоритмическое и программное обеспечение решения поставленной задачи, разработка и реализация программного продукта

5. Перечень материалов приложения: (наличие чертежей, таблиц, графиков, схем, программных продуктов, иллюстративного материала и т.п.)

6. Рецензент магистерской диссертации: Д.В. Фомин, доцент, канд. техн. наук

7. Дата выдачи задания 30.01.2024

Руководитель выпускной квалификационной работы: Бушманов Александр Вениаминович, доцент, канд. техн. наук

(фамилия, имя, отчество, должность, уч. степень, уч. звание)

Задание принял к исполнению (дата): _____

(Подпись студента)

РЕФЕРАТ

Магистерская диссертация содержит 48 страницы, 10 рисунков, 1 таблицу, 23 источников.

ТАЗОВОЕ КОЛЬЦО ЧЕЛОВЕКА, ТРЕХМЕРНАЯ МОДЕЛЬ, СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ, КИНЕМАТИКА И ДИНАМИКА ДВИЖЕНИЯ, ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ, ПОЛЬЗОВАТЕЛЬСКИЙ ИНТЕРФЕЙС

Целью работы является создание разработка и исследование модели макета тазового кольца человека, с имитацией различных повреждений. Разработанная компьютерная модель тазового кольца может использоваться в различных ситуациях для исследования прочности и возможности использования при лечении переломов.

В данной работе представлен подход к автоматизированному проектированию для разработки трехмерных моделей фиксирующих устройств, используемых в биомеханике. Моделирование основано на решении задач кинематики и динамики, которые обеспечивают необходимые координаты для модели в соответствии с угловыми конфигурациями, заданными пользователем, и желаемыми координатами цели. Для облегчения взаимодействия с моделью руки было разработано пользовательское приложение.

Задачи работы:

- изучение основ автоматизированного проектирования;
- изучение методов моделирования, ориентированных на человека;
- определение основных принципов биомеханики и иммобилизации тела;
- анализ существующих методов и технологий моделирования фиксирующих устройств;
- разработка авторских методов проектирования фиксирующих

устройств;

- экспериментальное определение жесткости фиксирующего устройства;
- проектирование медицинских имплантатов;
- биомеханические решения для ортопедической хирургии.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	7
1 Базовые знания предметной области	8
1.1 Основные понятия и определения автоматизированного проектирования	8
1.2 Введение в биомеханику фиксирующих устройств	8
1.3 Важность компьютерного моделирования фиксирующих устройств	9
1.4 Этап имитационного моделирования, ориентированного на человека	10
1.5 Основные принципы биомеханики и иммобилизации тела	12
1.6 Существующие методы и технологии моделирования фиксирующих устройств	13
1.7 Применение моделей и алгоритмов в биомеханике	20
1.8 Методы проектирования взаимодействия человека и компьютера	21
2 Авторский подход к решению проблемы	24
2.1 Основные принципы проектирования фиксирующих устройств	24
2.2 Примеры применения фиксирующих устройств	25
2.3 Оптимальные методы проектирования фиксирующих устройств	26
3 Математические модели, методы и алгоритмы исследования жесткости фиксирующего устройства	29
3.1. Метод определения жесткости устройства фиксации стержня	29
3.2 Экспериментальное определение показателей жесткости фиксирующего устройства.	36
4 Практическое применение устройств автоматизированного проектирования	38
4.1 Проектирование медицинских имплантатов	38
4.2 Биомеханические решения для ортопедической хирургии	40
4.3 Иммобилизация в спортивной медицине: разработка специальных устройств	41
Заключение	44

ВВЕДЕНИЕ

Биомеханика – перспективное и развивающееся научное направление, решающее множество теоретических и прикладных проблем, объектом изучения которого является строение живых организмов. Этот термин часто ассоциируется с устройствами, используемыми в качестве имплантатов в организме человека. Во всем мире решаются настоящие биомеханические проблемы, и люди делают удивительные открытия.

В данном случае речь идет о конструкции фиксирующих устройств.

Термин «фиксирующее устройство» относится к типу устройства, используемому для иммобилизации определенной ткани или частей кости. Например, фиксация позвонков или коленных суставов. Существуют готовые фиксирующие устройства с аналогичным функционалом, целью исследования является имитационное моделирование фиксирующего устройства.

В этой работе выделены цели, задачи и объекты имитационного моделирования.

Целью магистерской диссертации является исследование и разработка моделей и алгоритмов фиксирующих устройств в биомеханике.

Цели диссертации:

- исследовать предметную область;
- определить требования к разработке моделей и алгоритмов;
- провести функциональный анализ;
- разработать необходимые модели и алгоритмы.

1 БАЗОВЫЕ ЗНАНИЯ ПРЕДМЕТНОЙ ОБЛАСТИ

1.1 Основные понятия и определения автоматизированного проектирования

Одним из основных понятий является система – иерархически организованное целое, состоящее из различных функций и соответствующих им управленческих действий, используемых для принятия и реализации решений. Системы делятся на элементы и структуры. Элементы обычно понимаются как объекты, которые представляют ограничения членства в массе системы; подструктуры – это относительно стабильные, упорядоченные способы соединения элементов, придающие их взаимодействиям общий характер.

Далее нам следует рассмотреть концепции моделей и симуляций.

Модель является заменой реального объекта, используемого для ее изучения.

Процесс моделирования – это процесс формализации перехода от реальной области к виртуальной (модели), последующего изучения модели (самого моделирования) и, наконец, интерпретации результатов как обратного перехода от виртуальной области к реальной. Этот путь заменяет непосредственное изучение объектов в реальной местности, т.е. лобовое или интуитивное решение проблемы. Таким образом, в простейшем случае методы моделирования включают три этапа: формализация, само моделирование и интерпретация.

1.2 Введение в биомеханику фиксирующих устройств

Биомеханика – это междисциплинарная область науки, которая сочетает в себе принципы биологии, медицины и механики для изучения и понимания структуры, функций и поведения биологических систем. Биомеханика позволяет анализировать воздействие механических факторов на организм и создавать решения для сохранения и улучшения его функциональных свойств.

Фиксирующее устройство в контексте биомеханики – это инновационное техническое устройство, используемое для фиксации и стабилизации частей тела в целях лечения, реабилитации и повышения общего жизненного тонуса пациента. Фиксирующие устройства играют жизненно важную роль в таких медицинских применениях, как хирургия, травматология и ортопедия.

В этой исследовательской работе мы фокусируемся на разработке имитационных моделей и алгоритмов компьютерного проектирования фиксирующих устройств. Это отражает текущую потребность в более точных и индивидуальных решениях для улучшения качества жизни пациентов и оптимизации процесса разработки таких устройств.

В ходе работы мы проведем обширный анализ предметной области, определим требования к разрабатываемым моделям и алгоритмам, а также разработаем соответствующие модели и инновационные алгоритмы. Наши исследования имеют стратегическое значение, поскольку они способствуют развитию медицинских и спортивных технологий и улучшают качество жизни людей.

1.3 Важность компьютерного моделирования фиксирующих устройств

Компьютерное моделирование приспособлений имеет большое практическое значение в области биомеханики и медицинской техники, особенно в следующих ключевых аспектах.

Персонализация и точность: системы компьютерного моделирования могут учитывать уникальную анатомию каждого пациента. Это гарантирует максимальную персонализацию приспособления, тем самым значительно повышая его эффективность и комфорт пациента. Например, фиксирующее устройство, разработанное с учетом параметров анатомии пациента, обеспечивает более надежную фиксацию и минимизирует дискомфорт.

Сокращение времени разработки: автоматизация ускоряет процесс проектирования и создания основного оборудования. Это особенно важно в ситуациях, когда требуется быстрое реагирование, например, при экстренной

хирургии или травмах. Сокращение времени разработки обеспечивает более эффективный уход за пациентами.

Повышенное качество и надежность: автоматизированные системы имитационного моделирования способны учитывать множество параметров, сводя к минимуму риск ошибок проектирования. Это снижает вероятность неправильной иммобилизации, чрезмерного напряжения тканей и других потенциально негативных последствий. Повышение качества и надежности приспособлений имеет решающее значение для безопасности пациентов.

Сокращение затрат: хотя, первоначальные инвестиции в автоматизированную систему могут быть значительными, в долгосрочной перспективе они могут сэкономить ресурсы здравоохранения за счет оптимизации процессов лечения и уменьшения количества ошибок. Эффективное использование ресурсов может снизить затраты на лечение и восстановление пациентов.

Возможности исследования: имитационное моделирование позволяет проводить более сложные исследования биомеханики и приспособлений. Это способствует инновациям и разработке новых методов лечения и реабилитации.

В целом, компьютерное моделирование приспособлений в биомеханике играет важную роль в обеспечении высокого уровня ухода за пациентами, повышении качества медицинской помощи и стимулировании научных исследований в этой области.

1.4 Этап имитационного моделирования, ориентированного на человека

Человеко-ориентированный подход к проектированию интерактивных систем, целью которого является создание удобных и полезных систем, основанных на принципах эргономики с учетом особенностей и потребностей пользователей. Интерактивная система в узком смысле относится к системе, состоящей из аппаратных и программных компонентов, которая позволяет пользователям взаимодействовать с приложениями при выполнении определенных работ или задач. В широком смысле термин «интерактивная система»

включает в себя брендинг, пользовательскую документацию, онлайн-справку, поддержку и обучение.

Примерами интерактивных систем являются офисные системы, системы управления процессами, мобильные и веб-приложения, банковские и платежные терминалы, мобильные телефоны, цифровые телевизоры и т. д. Системы компьютерного взаимодействия различаются по размеру и сложности. Рассматриваемый подход применяет определенные человеко-ориентированные действия к проектированию интерактивных систем, как показано на рисунке 1.1.

Процесс проектирования не является строго линейным (водопадная модель) – часто это итеративный процесс.

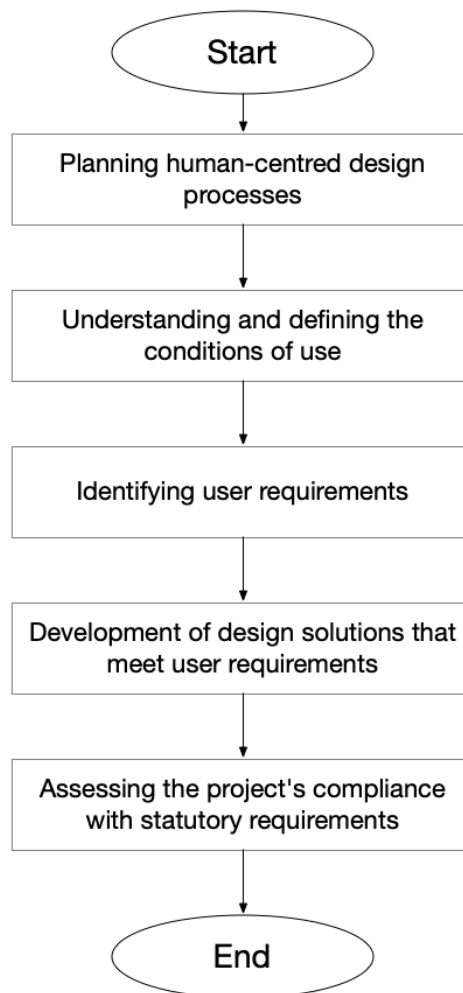


Рисунок 1.1 – Взаимосвязь между этапами человеко-ориентированного моделирования

Существует большое количество исследований в различных областях знаний, которые можно использовать для разработки человеко-ориентированных приложений, для повышения их производительности, эффективности, доступности и устойчивости, обеспечения удовлетворенности пользователей и предотвращения возможных негативных последствий для здоровья и безопасности пользователя.

1.5 Основные принципы биомеханики и иммобилизации тела

Основные принципы биомеханики и иммобилизации тела играют важную роль при разработке и применении фиксирующих устройств в медицине. Вот некоторые из ключевых принципов, определяющих эту область:

- принципы анатомии и физиологии. Эффективные устройства для иммобилизации должны учитывать анатомию и физиологию человеческого тела. Это включает понимание анатомии костей, суставов, мышц и других тканей. Фиксирующие устройства должны быть спроектированы таким образом, чтобы обеспечивать стабильность и поддержку нужной области без негативного воздействия на окружающие ткани;

- принципы биомеханики движения. Устройства иммобилизации должны учитывать биомеханику движений человека. Это предполагает понимание того, как различные суставы и мышцы взаимодействуют во время движения и как поддержка влияет на это взаимодействие. Целью является обеспечение стабильности и безопасности при сохранении нормальной физиологической функции;

- принцип индивидуализации. Пациенты имеют разную анатомию, потребности и цели. Поэтому светильники должны быть индивидуально настраиваемыми и адаптируемыми. Это позволяет нам учитывать уникальные особенности каждого пациента и оказывать ему наилучшую поддержку;

- принцип комфорта и удобства. Фиксирующие устройства должны быть комфортными для пациента. Это важно для обеспечения соблюдения режима лечения и выздоровления. Надежная фиксация не должна сопровождаться болью или дискомфортом;

- принцип безопасности. Фиксирующие устройства должны быть безопасными и не причинять вреда пациенту. Это включает в себя рассмотрение риска ограничения кровообращения, повреждения кожи или мягких тканей и других потенциальных осложнений;

- принцип долговечности и устойчивости. Фиксирующие устройства должны быть прочными и долговечными. Они должны выдерживать нагрузки, возникающие в процессе эксплуатации, и сохранять свою функциональность в течение необходимого периода времени;

- принципы инноваций и исследований. Биомеханика и фиксация частей тела являются областью постоянных исследований и инноваций. Новые материалы, технологии и методы создания устройств иммобилизации позволяют улучшить результаты лечения и обеспечить более эффективную реабилитацию.

Соблюдение этих основных принципов биомеханики и иммобилизации тела имеет решающее значение для разработки и использования устройства для иммобилизации, которое наилучшим образом соответствует потребностям и комфорту пациента, обеспечивая при этом безопасность и эффективность лечения.

1.6 Существующие методы и технологии моделирования фиксирующих устройств

Виды компьютерного моделирования в биомеханике:

- компьютерное моделирование в биомеханике включает в себя разнообразные методы и приемы, позволяющие создавать, анализировать и оптимизировать биомеханические системы. Ниже приведены некоторые виды компьютерного моделирования в биомеханике;

- компьютерное моделирование. Использование компьютерных программ и специализированных биомеханических пакетов программного обеспечения для создания 3D-моделей биологических тканей, органов и систем. Это позволяет исследователям анализировать поведение тканей и органов в различных условиях и нагрузках;

- оптимизация конструкции имплантата. Необходимо применять алгоритмы оптимизации к конструкции биомеханических имплантатов, таких как искусственные суставы или зубные протезы. Эти методы позволяют учитывать индивидуальные особенности пациента и оптимизировать форму и материал имплантата;

- имитационное моделирование. Создание компьютерных моделей для моделирования биологических процессов, таких как сокращение мышц, движение суставов или кровотоков. Это облегчает исследование биомеханических функций;

- определение оптимальных параметров. Необходимо использовать методы оптимизации для определения оптимальных параметров, таких как давление, угол, размер и форма, для оптимизации функциональности биомеханических систем. Например, в ортодонтии можно оптимизировать параметры брекетов для исправления прикуса;

- автоматизированное тестирование и анализ. Автоматизированный сбор данных и анализ результатов экспериментальных и клинических исследований с использованием специализированного медицинского оборудования и программного обеспечения;

- индивидуальное моделирование и дизайн. Необходимо создавать индивидуальные модели и решения для конкретных пациентов (например, ортопедов, стоматологов или кардиологов) с учетом их уникальной анатомии и потребностей;

- использование машинного обучения. Применение методов машинного обучения для анализа биомеханических данных и выявления закономерностей, которые могут помочь разработать более эффективные методы лечения и реабилитации.

Для имитационного моделирования в биомеханике используются различные инструменты и программные решения:

- CAD/CAM (компьютерное проектирование/компьютерное производство). Эти программы позволяют инженерам и медицинским работникам

проектировать и производить имплантаты и устройства с учетом индивидуальных особенностей пациентов. Примеры включают SolidWorks, AutoCAD и другие;

- FEM (анализ методом конечных элементов). Этот метод используется для анализа напряжений и деформаций в биологических тканях и имплантатах. Такие программы, как ANSYS и Abaqus, могут моделировать и анализировать биомеханические системы;

- профессиональные программы, такие как OpenSim и AnyBody, предназначены для моделирования и анализа биомеханических процессов, таких как движения суставов, мышечная активность и силы, действующие на тело;

- системы 3D-сканирования. Технологии сканирования, такие как КТ (компьютерная томография) и МРТ (магнитно-резонансная томография), предоставляют 3D-изображения анатомии пациента для создания индивидуальных моделей и имплантатов;

- машинное обучение и анализ данных. Инструменты и библиотеки машинного обучения (такие как TensorFlow и scikit-learn) используются для анализа биомеханических данных, выявления закономерностей и прогнозирования результатов;

- 3D-принтеры. Для создания индивидуальных ортодонтических аппаратов и имплантатов часто используются 3D-принтеры, которые могут производить небольшие и сложные детали из различных материалов;

- системы виртуальной реальности. Несколько исследовательских и образовательных проектов используют виртуальную реальность для моделирования биомеханических процессов и обучения хирургов и студентов-медиков;

- специализированное биомеханическое оборудование. Это могут быть датчики движения, силы и давления, используемые для сбора данных о биомеханических процессах и взаимодействии с окружающей средой.

Эти инструменты и технологии автоматизируют каждый аспект биомеханических исследований и практики, что приводит к более точным и персонализированным решениям для пациентов.

Автоматизированное моделирование имплантатов для краниопластики с учетом индивидуальных особенностей пациента: в этом исследовании изучается возможность компьютерного моделирования индивидуальных имплантатов для пациентов с дефектами черепа. Используются методы компьютерной томографии и 3D-моделирования для создания индивидуальных имплантатов. Результаты показывают, что автоматизированный подход значительно сокращает время проектирования фиксирующих устройств и повышает точность установки имплантата.

Автоматизированное индивидуальное проектирование имплантатов для краниопластики является многообещающим подходом, позволяющим значительно улучшить хирургическую эффективность и результаты. Рассмотрим преимущества и недостатки такого подхода.

Преимущества:

- индивидуальный дизайн. Автоматизированные системы могут анализировать компьютерную томографию (КТ) или магнитно-резонансные изображения (МРТ) и создавать имплантаты, точно соответствующие анатомии каждого пациента. Это сводит к минимуму риск отказа имплантата и улучшает функциональные результаты;

- повышенная точность. Машина способна производить более точные расчеты, учитывая даже мельчайшие детали, что позволяет снизить риск ошибок и улучшить хирургические процедуры;

- сокращение времени хирургического вмешательства. Индивидуальные имплантаты могут сократить время в операционной, тем самым снижая риск осложнений и сокращая время восстановления пациента;

- улучшение косметических результатов. Автоматизированные методы позволяют создавать имплантаты, которые лучше соответствуют форме и размеру черепа пациента, что важно для косметических результатов;

- повышенный комфорт пациента. Имплантаты, изготовленные по индивидуальному заказу, могут обеспечить лучшую интеграцию тканей и уменьшить дискомфорт пациента после операции.

Недостатки:

- высокие затраты. Системы автоматизации требуют значительных инвестиций в разработку аппаратного и программного обеспечения. Этот подход может оказаться дорогостоящим для большинства организаций здравоохранения;

- требуется обучение. Хирурги и медицинский персонал должны быть обучены использованию новых технологий, что также требует времени и ресурсов;

- безопасность данных. Сбор, хранение и обработка медицинских данных требуют строгого соблюдения правил безопасности и конфиденциальности, что может вызвать проблемы со стороны регулирующих органов;

- ограниченная доступность. Технологические подходы могут подходить не для всех учреждений здравоохранения и для всех пациентов, что создает неравенство в доступе к передовой медицинской помощи;

- возможные технические проблемы. В процессе автоматизированного проектирования могут возникнуть технические сбои или ошибки, которые могут потребовать дополнительных исправлений и усилий.

Компьютерное проектирование имплантатов для краниопластики пациентов – перспективный инновационный подход, который может значительно улучшить качество медицинской помощи. Однако успешное внедрение требует учета практических и этических факторов и обеспечения доступности и безопасности такой технологии для всех пациентов.

Использование 3D-печатных клеточных структур для автоматического проектирования имплантатов для краниопластики с учетом индивидуальных особенностей пациента: компьютерное проектирование имплантатов для краниопластики – инновационный метод, сочетающий в себе современные технологии в области медицины и техники. Вот некоторые из его плюсов и минусов:

Преимущества:

- индивидуальный дизайн. Этот подход позволяет создавать имплантаты, которые точно соответствуют анатомии каждого пациента, способствуя лучшей интеграции тканей и снижая риск отторжения;

- структурная оптимизация. Использование клеточных структур оптимизирует вес и прочность имплантата, тем самым снижая нагрузку на пациента и снижая риск осложнений;

- быстрая и точная 3D-печать. Технология 3D-печати позволяет создавать имплантаты быстро и с высокой точностью, сокращая время операции;

- косметические результаты. Клеточные структуры могут помочь восстановить естественный вид черепа, что важно для пациента с эстетической точки зрения;

- улучшенная регенерация тканей. Клеточная структура способствует лучшей регенерации костей и тканей вокруг имплантата.

Недостатки:

- высокая стоимость. Технология 3D-печати и индивидуальный дизайн имплантатов могут быть дорогими;

- технические ограничения. Не все медицинские учреждения имеют доступ к высокотехнологичному оборудованию для 3D-печати;

- время производства. Процесс 3D-печати может занять несколько дней, что может быть неприемлемо в ситуациях, когда требуется экстренная операция;

- контроль качества. Во избежание ошибок необходим тщательный контроль качества дизайна и печати;

- регулирование. В разных странах могут действовать разные правила и стандарты для этого типа технологий, что может создавать проблемы с регулированием.

Компьютерное проектирование имплантатов для краниопластики является перспективным подходом к улучшению результатов хирургического

вмешательства и снижению риска осложнений. Однако его успешная реализация требует внимания к техническим, финансовым и нормативным аспектам.

Рассмотрим компьютерное моделирование индивидуальных ортопедических имплантатов.

Компьютерное проектирование индивидуальных ортопедических имплантатов – это инновационная технология, которая произвела революцию в области ортопедии. Преимущества и недостатки этого подхода:

Преимущества:

- индивидуальный дизайн. Системы компьютерного проектирования могут создавать индивидуальные имплантаты, которые точно соответствуют анатомии каждого пациента. Это снижает риск осложнений и улучшает функциональные результаты;

- повышенная точность. Технология компьютерного проектирования может учитывать мельчайшие детали анатомии, обеспечивая более точное соответствие имплантатов конкретным потребностям пациента;

- сокращение времени операции. Использование индивидуальных имплантатов позволяет хирургам выполнять операции быстрее и эффективнее, снижая риск осложнений и сокращая время восстановления пациентов;

- повышенный комфорт пациента. Поскольку индивидуальные имплантаты лучше соответствуют анатомии, пациенты могут испытывать меньший дискомфорт после операции;

- снижение риска отторжения. Изготовленные по индивидуальному заказу имплантаты с меньшей вероятностью будут отторгнуты организмом.

Недостатки:

- высокая стоимость. Разработка индивидуальных имплантатов с использованием автоматизированных систем может быть очень дорогой, что может ограничить доступ к технологии для большинства пациентов;

- требуемая подготовка. Хирурги и медицинский персонал должны быть обучены использованию новых технологий, что может потребовать времени и ресурсов;

- безопасность данных. Сбор, хранение и обработка медицинских данных требуют строгого соблюдения правил безопасности и конфиденциальности, что может вызвать проблемы со стороны регулирующих органов;

- ограниченная доступность. Технологические подходы могут подходить не для всех учреждений здравоохранения и для всех пациентов, что создает неравенство в доступе к передовой медицинской помощи;

- возможные технические проблемы. В процессе автоматизированного проектирования могут возникнуть технические сбои или ошибки, которые могут потребовать дополнительных исправлений и усилий.

Общий вывод заключается в том, что компьютерное проектирование индивидуальных ортопедических имплантатов предлагает большой потенциал для улучшения хирургических результатов и комфорта пациентов. Однако эффективное внедрение этой технологии требует решения финансовых, образовательных и нормативных проблем.

1.7 Применение моделей и алгоритмов в биомеханике

Применение моделей и алгоритмов в биомеханике имеет решающее значение для понимания и анализа поведения биологических систем, проектирования фиксирующих устройств, оптимизации программ лечения и решения многих других проблем. Ниже приведены основные области применения моделей и алгоритмов в биомеханике:

- моделирование движений. Моделирование движений человека является одним из основных аспектов биомеханики. Это дает возможность анализировать и прогнозировать движения человека в различных условиях, что полезно в медицинской диагностике и спортивных тренировках;

- определение биомеханических свойств тканей. Модели и алгоритмы можно использовать для определения биомеханических свойств тканей, таких как прочность костей, эластичность суставов и деформация мягких тканей. Эти данные полезны при проектировании и настройке приспособления для конкретного пациента;

-проектирование и оптимизация приспособлений. Моделирование и алгоритмы позволяют инженерам и медицинским работникам проектировать и оптимизировать приспособления на основе анатомических и функциональных характеристик пациента. Сюда входит создание нестандартных светильников и определение оптимальных параметров и конфигураций;

- биомеханические повреждения и анализ повреждений. Модели и алгоритмы помогают изучать механизмы повреждений и травм в биомеханике. Это может привести к разработке более безопасного спортивного оборудования и предотвращению травматизма в медицинской практике;

- оптимизация планов спортивных тренировок. Спортивное моделирование и биомеханический анализ могут помочь тренерам и спортсменам оптимизировать планы тренировок, улучшить спортивную биомеханику и предотвратить перенапряжение и травмы;

- имплантаты и протезы. Моделирование позволяет создавать и тестировать имплантаты и протезы на теле, что очень важно в ортопедии и стоматологии;

- анализ биомеханических процессов. Модели и алгоритмы используются для анализа и понимания биомеханических процессов, таких как сжатие костей, деформация суставов и передача силы внутри тела.

1.8 Методы проектирования взаимодействия человека и компьютера

Проектирование взаимодействия человека и компьютера (HCI) – это процесс разработки интерфейсов и систем, обеспечивающих удобное и эффективное взаимодействие между людьми и компьютерами. Существует несколько ключевых подходов к проектированию HCI, учитывающих различные аспекты интерфейса и требования пользователя.

Подход к проектированию, ориентированный на пользователя (UCD). Этот подход фокусируется на пользователях и их потребностях. Дизайн начинается с понимания целевой аудитории, ее особенностей, задач и потребностей. Затем на основе этих данных разрабатывается интерфейс, включая

тестирование и сбор отзывов пользователей на протяжении всего процесса разработки.

Целенаправленный подход к проектированию: основное внимание здесь уделяется анализу задач, которые пользователи должны выполнять с помощью системы. Проектирование интерфейса начинается с определения эффективных способов выполнения этих задач и минимизации ненужных шагов. Такой подход подчеркивает функциональность и производительность.

Подход, основанный на понимании контекста использования (Контекстный дизайн: здесь дизайн фокусируется на среде, в которой пользователь взаимодействует с системой. Это включает в себя анализ таких факторов, как рабочая среда, социальные аспекты и конкретные потребности пользователя в данной среде.

Методы адаптивного и отзывчивого дизайна (Отзывчивый дизайн: этот метод направлен на создание интерфейсов, которые могут адаптироваться к различным устройствам и экранам. Это очень важно в эпоху разнообразных устройств и платформ.

Разработка подхода универсального доступа. Первым приоритетом здесь является создание интерфейсов, доступных как можно более широкому кругу пользователей, включая людей с ограниченными возможностями. Этот подход предполагает рассмотрение аспектов доступности и инклюзивности.

Подход к геймификации: используйте элементы игрового дизайна, чтобы стимулировать вовлечение и мотивацию пользователей. Геймификация может применяться в самых разных сферах: от образования до маркетинга.

Подход к анимации и мультимедиа мультимедийный дизайн. Этот подход фокусируется на создании интерфейсов, в которых используются элементы анимации и мультимедиа для повышения визуальной и звуковой привлекательности и интерактивности.

Методы искусственного интеллекта (проектирование на основе искусственного интеллекта). Искусственный интеллект можно использовать для автоматизации и оптимизации процесса проектирования интерфейса,

прогнозирования потребностей пользователей и предоставления персонализированных рекомендаций.

Выбор подхода к проектированию РСІ зависит от целей проекта, типа системы и потребностей пользователей. В некоторых случаях наиболее эффективным может оказаться комбинированный подход, учитывающий различные аспекты и факторы, влияющие на дизайн интерфейса.

2 АВТОРСКИЙ ПОДХОД К РЕШЕНИЮ ПРОБЛЕМЫ

2.1 Основные принципы проектирования фиксирующих устройств

В биомеханике конструкция приспособлений должна соответствовать ряду основных принципов, обеспечивающих функциональность, безопасность, комфорт и биосовместимость. Отметим некоторые ключевые принципы проектирования.

Биосовместимость. Фиксатор должен быть совместим с тканями человека, не вызывать аллергических реакций или воспалений, а также не нарушать нормальное функционирование тканей.

Механические свойства. Устройства должны иметь достаточную прочность и жесткость, чтобы выдерживать определенные физиологические нагрузки, сохраняя при этом долговременную стабильность.

Анатомическая адаптируемость. Устройства фиксации должны быть разработаны с учетом индивидуальной анатомии, чтобы лучше учитывать анатомические различия между людьми.

Минимально инвазивный. Конструкция должна минимизировать повреждение окружающих здоровых тканей, уменьшая хирургическую травму и время восстановления.

Устойчивость к коррозии. Чтобы противостоять коррозии, фиксаторы должны быть изготовлены из устойчивых к коррозии материалов. Контакт с жидкостями и бактериями.

Биорассасывающийся. В некоторых случаях устройство должно быть биорассасывающимся, особенно для фиксации мягких тканей или временной фиксации.

Простота эксплуатации. Устройство должно быть сконструировано так, чтобы хирург мог легко обращаться с ним во время операции, что упрощает процесс установки и снятия.

Долгосрочная стабильность. Фиксирующие устройства должны сохранять свои рабочие характеристики с течением времени и не выходить из строя с течением времени.

Комфорт пациента. При проектировании следует учитывать комфорт пациента и уменьшать дискомфорт и боль.

Доступность. При соблюдении всех вышеперечисленных принципов при разработке необходимо учитывать экономическую эффективность, чтобы сделать ее доступной как для пациентов, так и для системы здравоохранения.

Соответствие нормативным требованиям. Конструкции должны соответствовать стандартам медицинского оборудования и материалов, таким как стандарты ISO и нормативные требования.

Эти принципы лежат в основе разработки и производства биомеханических приспособлений, обеспечивая их безопасное и эффективное использование в клинических условиях.

2.2 Примеры применения фиксирующих устройств

Биомеханика – это широкая дисциплина, объединяющая принципы биологии, физики и техники для изучения и анализа механического поведения живых организмов, включая человека. Примеры приложений биомеханики и соответствующие изображениям 2.1-2.3.

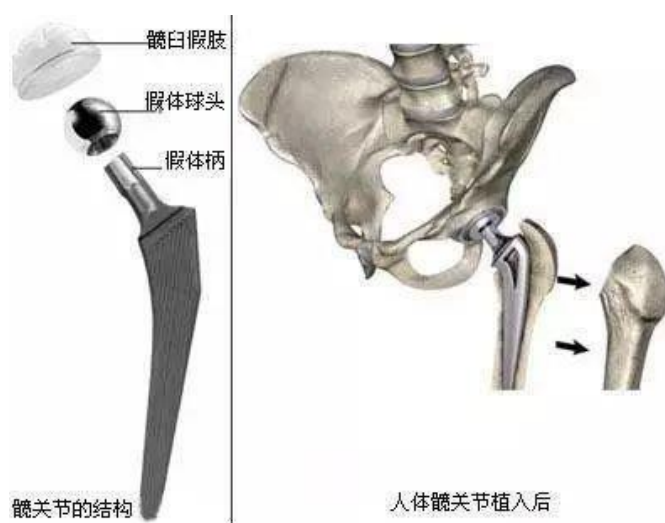


Рисунок 2.1 – Изучение прочности и долговечности костей для разработки более безопасных имплантатов, таких как эндопротезы бедра.



Рисунок 2.2 – Сканирование кости показывает внутреннюю структуру и распределение напряжения в кости.

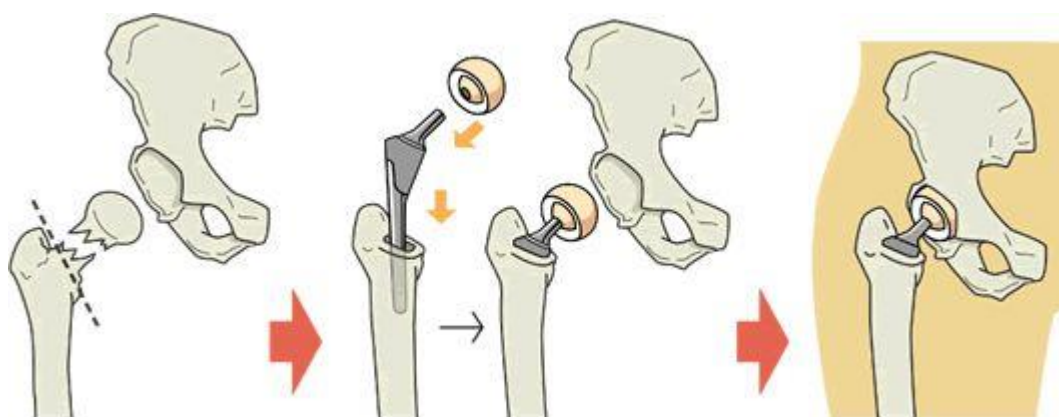


Рисунок 2.3 – Конструкции протезов конечностей.

2.3 Оптимальные методы проектирования фиксирующих устройств

В оптимальное проектирование фиксирующих устройств представляет собой сложный процесс, включающий междисциплинарные знания, в том числе машиностроение, материаловедение, биомедицинскую инженерию и т.д. Отметим некоторые часто используемые методы:

Минимизация стресса. Убедитесь, что уровень напряжения фиксирующего устройства внутри тела ниже предела толерантности ткани.

Обеспечение максимальной стабильности. Повышает устойчивость вашего устройства, предотвращая его перемещение или ослабление.

Минимизация повреждения. Цель – минимизировать повреждение окружающих здоровых тканей во время фиксации.

Переменные для проектирования – выбор материала. Выберите подходящие материалы с учетом требуемой биосовместимости и механических свойств.

Геометрические параметры. Размер, форма, отверстия для устройства и т. д.

Методы крепления. Зажимы, винты, клей и т. д.

Ограничения. Физиологические и анатомические ограничения тела: например, размер и форма мышц, костей.

Физиологическая совместимость. Материалы и оборудование не должны вызывать аллергических реакций или реакций отторжения.

Биомеханические свойства. такие как модуль упругости и прочность, имитирующие естественные ткани.

Численное моделирование и экспериментальная проверка. Численные методы, такие как анализ конечных элементов (FEA), используются для моделирования механического поведения фиксирующих устройств *in vivo*.

Проводить экспериментальную проверку, такую как испытания *in vitro*, эксперименты на животных и клинические испытания.

Итеративные улучшения: необходимо итеративно улучшать конструкции на основе результатов моделирования и экспериментов. Использовать междисциплинарный подход к оптимизации проектирования (MDO), сочетающий в себе опыт в разных областях.

Обратная связь с клиентами: отзывы пользователей собираются, чтобы понять, как приспособления работают в реальных условиях, а объединение этих данных с клиническими данными позволяет оптимизировать конструкцию.

Стандартизация и нормализация: следуйте соответствующим стандартам и спецификациям биомедицинской инженерии, чтобы обеспечить анализ безопасности и эффективности конструкции.

Учитывайте затраты на производство и обслуживание, одновременно соблюдая требования к производительности.

Балансируйте производительность и стоимость для получения максимальной экономической выгоды.

Проверка для достижения оптимальной конструкции. Кроме того, с развитием компьютерных технологий алгоритмы численного моделирования и оптимизации предоставляют мощные инструменты для оптимизации конструкции приспособлений.

3 МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ, МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ЖЕСТКОСТИ ФИКСИРУЮЩЕГО УСТРОЙСТВА

3.1. Метод определения жесткости устройства фиксации стержня

Методы исследования жесткости фиксации костных отломков включают вычислительные алгоритмы, определяющие основные характеристики жесткости аппаратов внешней фиксации. Жесткость – это способность элемента конструкции сопротивляться движению. Показатель жесткости фиксации костных отломков является одним из основных показателей крепёжных характеристик кости. Жесткостные характеристики фиксирующего устройства, следующие:

- коэффициент жесткости, определяется соотношением внешних нагрузок к линейному и угловому движению;

- гибкость, определяется отношением линейных и угловых перемещений к удельной нагрузке (обратной величине коэффициента жесткости).

В данной работе использован первый признак. Чем выше коэффициент жесткости, тем больше жесткость устройства. Коэффициент жесткости измеряется в Н/мм – для линейного движения (линейное поведение жесткость), Нмм/град - для угловых перемещений (угловые характеристики жесткость).

Методы исследования жесткости фиксации костных отломков были использованы для определения вероятности использования какого-либо аппарата внешней фиксации при лечении внесуставных диафизарных переломов. Возможность использования аппарата определяется индексом Илизарова (*Ил*). Согласно этому методу, исследуемый модуль сравнивается с эталонным модулем, если к устройству приложена стандартная сила перемещения:

$$Ил = K_{et} / K_{issl}, \quad (3.1)$$

где K_{et} – коэффициент жесткости эталонной модели, а K_{issl} – коэффициент жесткости изучаемой модели. Если $Ил \leq 1$, жесткость исследуемого модуля превышает или равна стандарту, если $Ил > 1$, жесткость исследуемого модуля ниже стандарта; Рассмотрим определение коэффициента жесткости эталонной модели.

Если принять за стандарт структурные модули, входящие в состав аппарата Илизарова, то его репозиционные возможности и жесткость фиксации костных отломков за многие годы использования доказали его эффективность.

Функциональной единицей в конструкции аппаратов внешней фиксации является наружная опора (кольцо, полукольцо, сектор), в которой фиксируются один или несколько чрескостных элементов. Этот функциональный блок обозначен как «модуль первого порядка» (M1) и показан на рисунке 3.1.

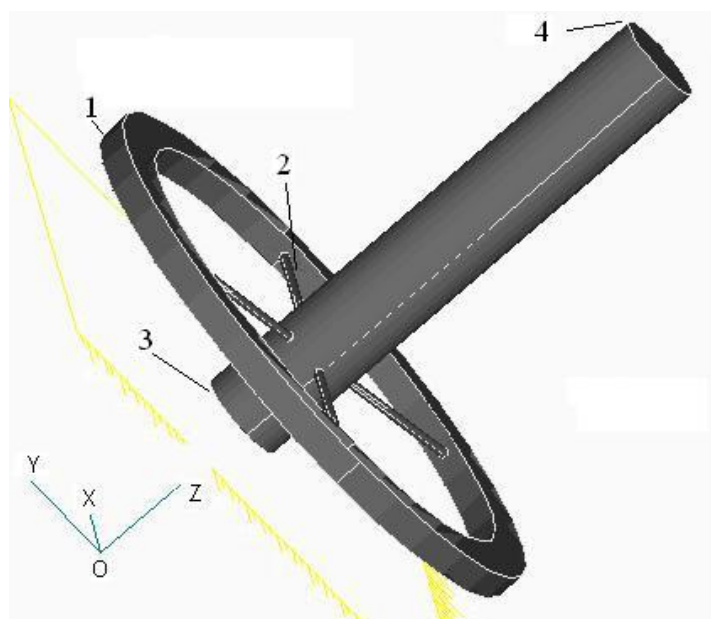


Рисунок 3.1. – Модуль первого порядка (M1e);

На рисунке 3.1 обозначены: 1 – кольцевая опора, 2 – спицевой элемент, 3 – проксимальный конец имитатора кости, 4 – дистальный конец имитатора кости.

В эталонной модели (M1e) используется модель, основанная на кольцевой опоре комплекта аппарата Илизарова с внутренним диаметром 160 мм. Длинная ось костного симулятора расположена в центре кольцевой опоры. Диаметр спиц 2 мм, угол пересечения спиц 60°. Длина костного симулятора составляет 170 мм. Проволока была проведена на 25 мм проксимальнее костного симулятора – признанное расположение класса I.

Стандартный модуль второго порядка (M2e) представляет собой модель на основе двух кольцевых опор, расположенных на расстоянии 150 мм друг от друга и соединенных тремя стержнями (рисунок 3.2). Длина костного симулятора составляет 280 мм. Проксимальная опорная проволока была размещена на 25 мм проксимальнее имитатора длинной кости – признанное позиционирование класса I. Расстояние между слоями принимается равным 50 мм. Спицы второй опорной упорной площадки проводятся на IV слое, на расстоянии 150 мм от I слоя.

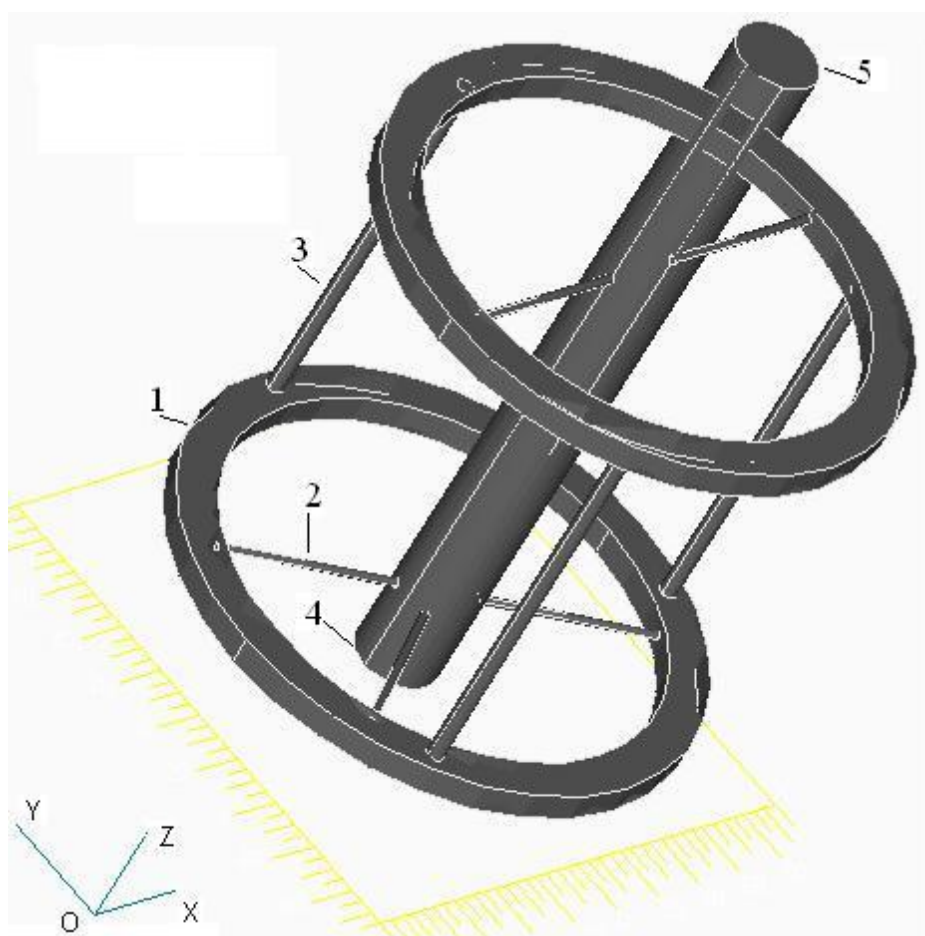


Рисунок 3.2. – Модуль второго порядка (M2e);

На рисунке 3.2 обозначены: 1 – кольцевая опора, 2 – спицевый элемент, 3 – стержень, 4 – проксимальный конец имитатора кости, 5 – дистальный конец имитатора кости.

Модуль третьего порядка (M3e) представляет собой комплектную конструкцию чрескостного аппарата, состоящую из двух референтных модулей второго порядка, соединенных тремя стержнями диаметром 6 мм и длиной 100 мм

(рис. 3.4). Опоры, соединенные с костями и друг с другом, образуют каркас устройства. Каркас фиксируется к кости с помощью чрескостных спиц, которые мы считаем тонкими стержнями диаметром 2 мм и длиной не более внутреннего диаметра стэнда. Длина костного симулятора составляет 500 мм. Проксимальная опорная проволока располагалась на расстоянии 50 мм от конца проксимального сегмента симулятора – допустимое расположение – класс I. Предположим, что расстояние между слоями составляет 50 мм. Чтобы иметь возможность изучить реакцию модели на смещающую нагрузку, между костными фрагментами был создан зазор в 2 мм.

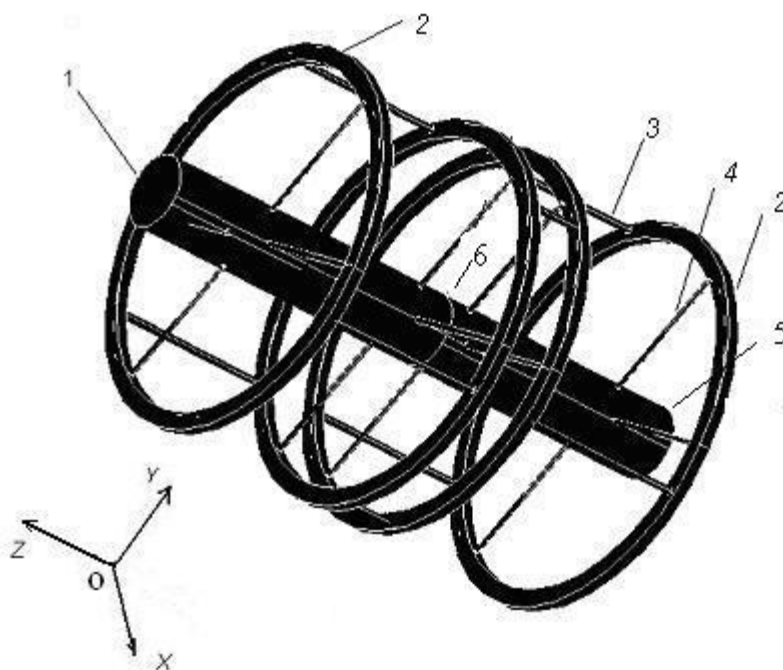


Рисунок 3.3 – Модуль третьего порядка (МЗ_е);

На рисунке 3.3 обозначены: 1 – дистальный сегмент костного имитатора, 2 – кольцевая опора, 3 – стержень, 4 – костный имитатор (проволока), 5 – проксимальный сегмент костного имитатора, 6 – отслойка.

Для определения коэффициента жесткости модуля используются следующие параметры: $E = 22,3 \times 10^{10} \text{ Па}$ – модуль упругости (модуль Юнга), коэффициент Пуассона $\mu = 0,3$, модуль сдвига $G = 7,8 \times 10^{10} \text{ Па}$. В качестве имитатора кости в исследовании использовался стержень диаметром 30 мм с

параметрами костной ткани: $E = 18,35 E + 9 Па$. – Модуль упругости, коэффициент Пуассона $\mu = 0,307$, модуль сдвига $G = 4,91E + 9Па$. В этих исследованиях в качестве имитаторов могут использоваться образцы из дерева, пластика или металла, поскольку деформации костного имитатора при нагружении описываемой модели бесконечно малы по сравнению с деформациями чрескостных элементов аппарата внешней фиксации.

Для изучения модели необходимо задать граничные условия. У модулей первого порядка внешние опоры жестко прикреплены, у модулей второго порядка внешние опоры расположены вблизи проксимального конца имитатора кости, а у модулей третьего порядка внешние опоры расположены вблизи проксимального конца кости.

При изучении жесткости остеосинтеза рекомендуется изучить реакцию модели структурного модуля на стандартную нагрузку смещением шести степеней свободы:

- осевая сила ($F1$) (рисунок 3.4). Наносится вдоль продольной оси костного симулятора. Жесткость кости, при которой определяются свойства жесткости на продольное растяжение и сжатие, называется продольной жесткостью. В зависимости от направления приложения силы осевые или продольные нагрузки называются тяговыми или сжимающими.

- боковая ($F2$) (рисунок 3.4). Это относится не только к сагиттальной и фронтальной плоскостям. Жесткостью исследуемой конструкции в направлении этих сил называется поперечная жесткость. По принятой терминологии одну из поперечных плоскостей считают «фронтальной», а вторую – «сагиттальной».

- вращательная сила. При исследовании вращательной жесткости в поперечной плоскости прикладывают пару сил ($F3, F3'$) с моментами mz (рисунок 3.4).

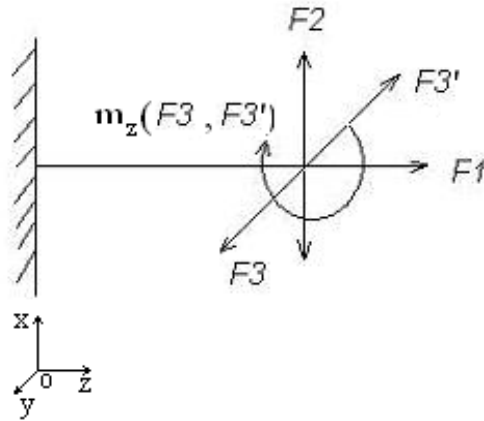


Рисунок 3.4. Стандартная смещающая нагрузка

Задача состоит в определении так называемой предельной нагрузки, при которой возникают перемещения нагружаемых фрагментов костного симулятора в случае исследуемых модулей первого и второго порядка, а в случае модуля третьего порядка – Производится в месте соединения костных отломков. Смещение - модуль порядка, до 1 мм или 1°.

К свободному дистальному концу костного имитатора прикладывают продольную нагрузку $F_1 = 50 \text{ Н}$ для определения максимального перемещения костного имитатора вдоль оси ОЗ. Коэффициент продольной жесткости K_0 , рассчитывается по формуле

$$K_0 = F_1 / u_z, \quad (3.2)$$

Боковая нагрузка $F_2 = 10 \text{ Н}$ прикладывается сначала в направлении оси ОХ (фронтальная плоскость), а затем оси ОУ (сагиттальная плоскость). Коэффициент боковой жесткости – это сила, необходимая для поворота симулятора кости на 1° относительно его оси. Коэффициент поперечной жесткости K_p лобовой плоскости рассчитывается по следующей формуле

$$K_p = \frac{F_2 r}{\varphi}, \quad (3.3)$$

где $F_2 r$ - момент F_2 , r - расстояние от дистального конца костного имитатора до положения чрескостного элемента, φ – угол поворота костного

имитатора относительно оси ОЗ (рисунок 3.5). Для меньших значений $\varphi = \operatorname{tg} \varphi$ и подтвердите

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{|u_x|}{r}, \quad (3.4)$$

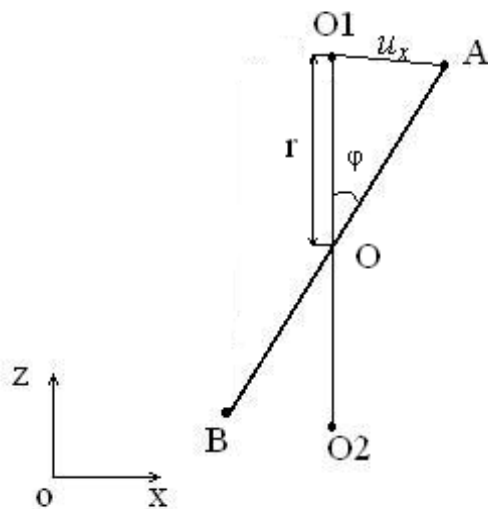


Рисунок 3.5 – Схема расчета угла поворота костного симулятора под боковой нагрузкой.

На рисунке 3.5 обозначены: AB – Симулятор костей, $O_1 O_2$ – ось симулятора, φ – желаемый угол, u_x – смещение дистального конца, r – расстояние от дистального конца костного симулятора до места расположения чрескостного элемента (точка O).

К дистальному концу имитатора кости прикладывался крутящий момент 10 Н*мм против часовой стрелки. Величина момента при повороте костного симулятора на 1° вокруг своей оси (O_3) является коэффициентом вращательной жесткости Kr . и рассчитывается по формуле

$$Kr = \frac{m_z(F_3, F_3')}{\varphi}, \quad (3.5)$$

где $m_z(F_3, F_3')$ - момент пары сил относительно оси O_3 , φ - угол кручения.

3.2 Экспериментальное определение показателей жесткости фиксирующего устройства.

С целью проведения экспериментальных исследований показателя жесткости фиксации костных отломков была разработана методика исследования жесткости чрескостного остеосинтеза и соответственно проведено стендовое исследование показателя жесткости опорного модуля. Для выполнения этих операций необходимы подставка (рисунок 3.6), модель приспособления на основе аппарата Илизарова и деревянный каркас-имитатор.

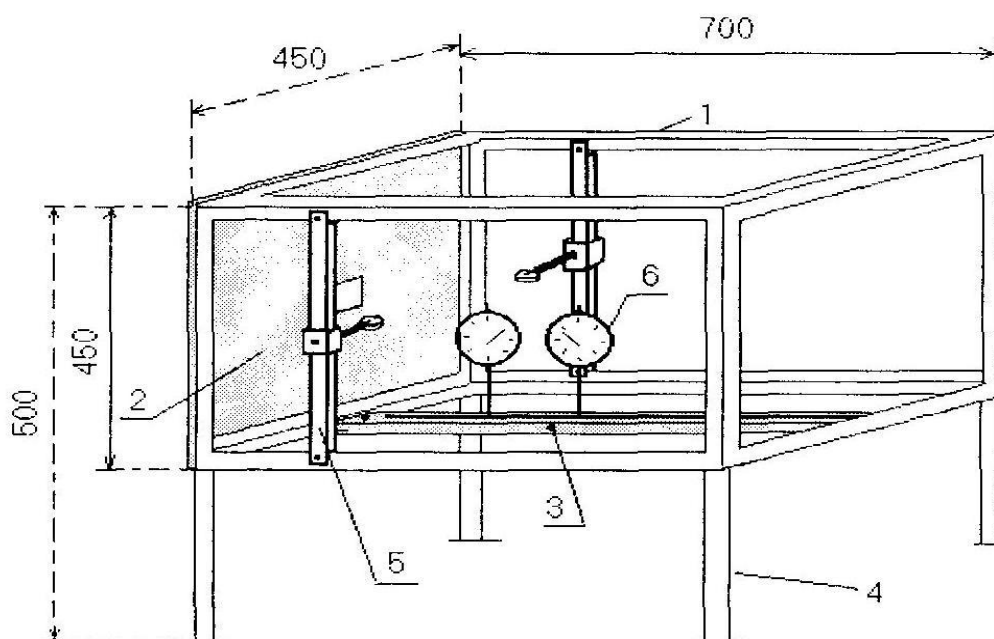


Рисунок 3.6 – Кронштейны для изучения жесткости креплений

На рисунке 3.6 обозначены: 1 – рама, 2 – неподвижная панель, 3 – балка для крепления датчика, 5 – блок, 6 – индикатор линейного перемещения.

Эксперименты проводились для эталонных модулей первого, второго и третьего порядка. Граничные условия и смещающие нагрузки показаны в разделе 3.1. В Таблице 3.4 приведено сравнение результатов сравнительного исследования и математических моделей для эталонного модуля.

Как видно из таблицы, диапазон погрешностей составляет от одного до нескольких процентов, что позволяет заменить стендовые испытания моделей

чрескостного остеосинтеза математическим моделированием устройства фиксации.

Таблица 3.4 – Прочностные показатели эталонных модулей, полученные в ходе стендовых испытаний и математического моделирования.

	вращательная жесткость Ньютон мм/градус	Боковая жесткость, Нмм/град		Продольная жесткость Н/мм	
		сагиттальная плоскость самолет нанометр/градус	Лоб нанометр/градус	Тяговое усилие Н/мм	Сжатие Н/мм
K_{m1e} (стендовые испытания)	одиннадцать	3	7	63	63
K_{m1e} (математическое моделирование)	10,8	3.1	7.25	62,5	62,5
ошибка	1,9%	3,7%	3,5%	0,7%	0,7%
$K_{m2э}$ (стендовые испытания)	16,0	8,9	15,6	54	54
$K_{m2э}$ (математическое моделирование)	15,6	9.15	15.25	53,7	53,7
ошибка	2,5%	2,8%	2,2%	0,5%	0,5%
$K_{m3э}$ (стендовые испытания)	15,5	11	24	53	53
MSE (математическое моделирование)	15.1	11.3	23.2	54	54
ошибка	2,6%	2,7%	3,3%	1,9%	1,9%

4 ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ УСТРОЙСТВ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ

4.1 Проектирование медицинских имплантатов

Проектирование приспособлений для медицинских имплантатов – это процесс, требующий междисциплинарных знаний и кропотливых процессов. Основная цель – обеспечить стабильное и эффективное функционирование имплантата в организме пациента. Ниже приведен базовый обзор конструкции зажима для медицинских имплантатов:

Анализ спроса.

Во-первых, тщательно изучите варианты использования, функциональные требования и порядок установки медицинских имплантатов. Например, используется ли он для фиксации переломов, замены суставов или в других медицинских целях.

Определите силу зажима, диапазон движения и ожидаемый срок службы.

Выбор материала.

Материалы с хорошей биосовместимостью, высокой прочностью, коррозионной стойкостью и меньшей вероятностью вызывать побочные реакции. Обычные материалы включают нержавеющую сталь, титановый сплав и т. д. Эти материалы обладают хорошей стабильностью и долговечностью в организме человека.

Учитывайте производительность обработки и стоимость материала, чтобы гарантировать, что выбранный материал не только соответствует проектным требованиям, но и экономически целесообразен.

Проект строительства.

В зависимости от формы и размера имплантата разрабатывается подходящая конструкция светильника. Это гарантирует, что устройство плотно прилегает к имплантату, сводя к минимуму повреждение окружающих тканей.

Учитывайте способ крепления приспособления, например, винтовое крепление, запираение и т. д. Убедитесь, что метод крепления стабилен и прост в эксплуатации.

Оценка биосовместимости и безопасности.

Тестирование на биосовместимость, чтобы убедиться, что они не вызывают отторжения или воспалительных реакций в тканях человека.

Долгосрочная безопасность оборудования зависит от корпуса, включая возможную коррозию, разрушение под напряжением и другие проблемы.

Производственный процесс и контроль качества.

Определите производственный процесс, включая обработку материалов, литье, обработку поверхности и т. д. Убедитесь, что производственные процессы соответствуют соответствующим стандартам и спецификациям.

Создайте строгую систему контроля качества для мониторинга и тестирования каждого производственного звена, чтобы гарантировать, что качество и производительность светильников соответствуют проектным требованиям.

Клинические испытания и проверка.

Клинические испытания проводятся на животных моделях или добровольцах для оценки фактической эффективности и безопасности устройства *in vivo*.

Корректируйте параметры конструкции или производственные процессы на основе отзывов клинических специалистов, чтобы оптимизировать производительность устройства.

Регистрация и маркетинг продукции:

Выполните все необходимые процедуры регистрации и утверждения, чтобы убедиться, что светильник соответствует соответствующим нормам и стандартам.

Подготовить документы и информацию, необходимые для запуска продукта, включая технические характеристики, руководства пользователя и т. д.

Другими словами, разработка устройства для фиксации медицинского имплантата – это сложный и деликатный процесс, требующий тщательного

рассмотрения материалов, конструкции, технологий производства и биосовместимости. Благодаря научному дизайну и строгому контролю качества устройство может играть стабильную и эффективную роль в организме пациента.

4.2 Биомеханические решения для ортопедической хирургии

Решения ортопедической биомеханики в основном включают применение принципов и методов биомеханики для решения проблем костей, суставов, мышц и других связанных с ними проблем. Вот некоторые типичные биомеханические решения в ортопедической хирургии.

Конструкция устройства для фиксации перелома. Используя биомеханические принципы, можно разработать более стабильное и эффективное устройство для фиксации перелома. Эти устройства можно настроить в зависимости от типа, местоположения и тяжести перелома, чтобы обеспечить стабильность и заживление места перелома. Оптимизируя структуру и материалы устройства, можно уменьшить повреждение окружающих тканей и ускорить процесс заживления трещин.

Операция по замене суставов. Биомеханика играет жизненно важную роль в операции по замене суставов. Точно измеряя диапазон движений сустава, распределение нагрузки и контактное давление, можно выбрать наиболее подходящий суставной протез и выполнить точную операцию. Это помогает восстановить нормальную функцию суставов, снимает боль и улучшает качество жизни пациента.

Профилактика и реабилитация спортивных травм. Биомеханические принципы могут помочь хирургам-ортопедам оценить спортивную структуру и осанку спортсменов или пациентов, чтобы выявить потенциальные риски спортивных травм. Корректируя планы упражнений, планы тренировок и методы реабилитации, можно уменьшить количество спортивных травм и ускорить процесс восстановления травмированных.

Персонализированные планы лечения. Биомеханические методы можно использовать для разработки индивидуальных планов лечения пациентов.

Путем всесторонней оценки структуры тела, функционального состояния и образа жизни пациента можно определить наиболее подходящий хирургический план, план реабилитации и жизненные рекомендации для пациента. Это помогает повысить эффективность лечения, уменьшить возникновение осложнений и способствовать общему выздоровлению пациента.

Биомеханическое моделирование и симуляция. С помощью компьютерного моделирования и симуляционных технологий хирургические планы можно точно спрогнозировать и оценить перед операцией. Это помогает врачам лучше понять биомеханические изменения во время операции, что позволяет им разрабатывать более подробные хирургические планы. В то же время технологии моделирования и симуляции могут также использоваться для мониторинга и оценки процесса послеоперационной реабилитации, а также для исследования, разработки и совершенствования новых медицинских технологий.

Таким образом, решения ортопедической биомеханики направлены на использование принципов и методов биомеханики для оптимизации планов лечения, улучшения эффектов лечения и содействия полному выздоровлению пациентов. Я считаю, что благодаря постоянному развитию и совершенствованию биомеханических технологий в будущем в области ортопедической хирургии будут применяться более инновационные решения.

4.3 Иммобилизация в спортивной медицине: разработка специальных устройств

В спортивной медицине специальные корсеты предназначены для обеспечения стабильной и эффективной поддержки пациентов во время занятий спортом или хирургического лечения травм, чтобы способствовать восстановлению и уменьшению дальнейших травм. Конструкция этих устройств требует учета множества факторов, включая биомеханические принципы, комфорт пациента, выбор материала и конкретные хирургические или лечебные потребности.

Типичная идея конструкции состоит в том, чтобы объединить биомеханические принципы для определения структуры и функции устройства на основе характеристик поврежденного участка и ожидаемого эффекта лечения. Например, в хирургии суставов устройству может потребоваться определенный диапазон движений, чтобы избежать тугоподвижности сустава, обеспечивая при этом достаточную стабильность для предотвращения дальнейшего повреждения.

Выбор материала также является ключевой частью процесса проектирования. Идеальный материал должен иметь хорошую биосовместимость, не раздражать окружающие ткани и не вызывать воспалительную реакцию. При этом материал должен обладать достаточной прочностью и долговечностью, чтобы выдерживать различные нагрузки при обработке.

Комфорт пациента нельзя игнорировать. Фиксирующие устройства должны быть спроектированы так, чтобы минимизировать влияние на повседневную жизнь пациента, например, уменьшать боль и дискомфорт и улучшать качество жизни. Поэтому устройство может потребоваться настроить в соответствии с различными типами телосложения пациентов и потребностями лечения.

Кроме того, при проектировании следует также учитывать удобство использования и безопасность специальных ламп. Устройство должно быть простым в установке и разборке, удобным в эксплуатации для медицинского персонала и обеспечивать отсутствие причинения вреда пациенту во время использования.

В частности, прецизионное фиксирующее устройство для хирургии суставов в спортивной медицине может включать в себя опорную пластину, направляющую, узел регулировки скольжения и опору для ноги, соединенную с узлом регулировки скольжения. Узел регулировки салазок может включать в себя стойки, ползунки, шестерни и регулировочные ручки для точной фиксации и регулировки.

Подводя итог, можно сказать, что разработка светильников, предназначенных для спортивной медицины, представляет собой сложный и деликатный процесс, требующий всестороннего учета множества факторов. Благодаря научному проектированию и тщательному производству можно гарантировать, что лампа сыграет важную роль в лечении спортивной медицины и поможет пациентам как можно скорее выздороветь.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Это исследование продемонстрировало критическую важность автоматизированного проектирования и математического моделирования при разработке эффективных фиксирующих устройств для биомеханических применений. Сложная биомеханика человеческого тела требует тщательного и систематического подхода к проектированию имплантатов, протезов и других устройств, которые могут безопасно и оптимально обездвиживать ткани, кости и суставы.

Благодаря тщательному анализу существующих методов, факторов спроса и принципов проектирования в этой работе была создана новая основа для моделирования характеристик жесткости и деформации фиксирующих устройств. Предлагаемые математические модели и алгоритмы позволяют точно рассчитать соответствующие усилия и перемещения, способствуя оптимальному выбору конструктивных параметров для достижения желаемых результатов иммобилизации.

Изученные практические области применения, начиная от медицинских имплантатов и ортопедических решений и заканчивая спортивной медициной и стоматологией, подчеркивают широкое применение разработанных моделей и методов. Благодаря возможности создания индивидуальных устройств фиксации для конкретного пациента, это исследование может значительно улучшить результаты лечения и комфорт пациента во многих биомеханических областях.

Хотя представленные здесь результаты представляют собой значительный прогресс в этой области, остается несколько направлений для будущих исследований. Дальнейшее совершенствование моделей для учета более сложных биомеханических сценариев, использование передовых материалов и технологий производства, а также интеграция с новыми технологиями, такими как 3D-печать и искусственный интеллект, могут привести к созданию еще более сложных и эффективных конструкций фиксирующих устройств.

В конечном счете, эта магистерская диссертация заложила прочную основу для автоматизированного проектирования фиксирующих устройств в биомеханике, проложив путь к постоянным инновациям и прогрессу в этой важнейшей области на стыке инженерии, медицины и анатомии человека.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- 1 Александров, А.В. Строительная механика. Тонкостенные космические системы: Учебник для вузов / А.В. Александров, Б.Я. Лащеников, Н.Н. Шапошников – М.: Стройиздат, 1983. – 490 с.
- 2 Барабаш, А.П. Комбинированный напряженный остеосинтез / А. П. Барабаш, Л. Н. Соломин. – Благовещенск: Гос. ред.-изд. малое предприятие "РИО", 1992. – 99 с.
- 3 Богданович, В.И. Физико-математические аспекты компрессионного остеосинтеза костей / В.И. Богданович, В.И. Евсеев – PubMed, 2012 – 98 с.
- 4 Борозда, И.В. Чрескостный остеосинтез в лечении больных с повреждениями тазового кольца. / И.В. Борозда – СПб: МОРСАР АВ, 2010. –240 с.
- 5 Бушманов, А.В. Численное определение деформации кортикального слоя костной ткани / А.В. Бушманов, Л.Д. Еремина, Л.А. Соловцова // Вестник Амурского государственного университета. – 2016. Вып. 35: – С. 30-34.
- 6 Бушманов, А.В. Контекстно-свободная грамматика единой системы наименования чрескостного остеосинтеза. / А.В. Бушманов, Л.А. Соловцова // Материалы XXII Международной научной конференции «Математические методы в технике и технологии» – Воронеж, 2008. – С. 117-118.
- 7 Бушманов, А.В. Определение напряженно-деформированного состояния костной ткани. / А.В. Бушманов, Л.А. Соловцова // Материалы 19-й Международной научной конференции «Математические методы в технике и технологии» – Воронеж, 2006. – С. 214-215.
- 8 Загородний, Н. В. Методическое пособие по эндопротезированию тазобедренного сустава с реабилитацией / Н. В. Загородний, М.А. Еремушкин – М.: Медицина, 2019. – С. 40.
- 9 Информационно-аналитические системы. Научно-инженерный центр СПбГЭТУ – АО «Национальный исследовательский центр Санкт-Петербургского ЛЭТУ» [Электронный ресурс]: офиц. сайт. – 12.01.2024. – Режим доступа: <https://www.nicetu.spb.ru/> – 01.03.2024.

10 Каплунов, О.А. Чрескостный остеосинтез / О.А. Каплунов по Илизарову в области травматологии и ортопедии. – М.: ГЭОТАР-МЕД, 2002. – 304 с.

11 Кулиш, Н. И. Реконструктивно-восстановительная хирургия тазобедренного сустава / И. И. Кулиш, В. Т. Михайлив, В. А. Танькут – Л.: Свит, 1990. – С. 136.

12 Кутепов, С.М. Лечение переломов таза с повреждением вертлужной впадины / С.М. Кутепов, А.В. Рунков // Травматология и ортопедия России. – 1995. – № 3. – С. 13-17.

13 Кутепов, С.М. Экспериментально-клиническое обоснование лечения переломов вертлужной впадины аппаратом внешней фиксации / С.М. Кутепов, К.К. Стэльмах, К.П. Минеев, Г.А Шевалаев // Травматология и ортопедия России. – 1995. – №3. – С. 18-20.

14 Краснов, А.Ф. Травматология. / А.Ф. Краснов, В.Ф. Мирошниченко, Г.П. Котельников – М.: Медицина, 1995. – С. 452.

15 Ленцнер, А.А. Биомеханические и конструктивные особенности компрессионно-дистракционного аппарата для лечения переломов костей таза / А.А. Ленцнер // Травматология и ортопедия России. 1995. – № 3. – С. 39-42.

16 Ленцнер, А.А. Внешняя фиксация переломов костей таза / А.А. Ленцнер // Травматология и ортопедия России. 1995. – № 3. – С. 3-5.

17 Лобанов Г.В. Экспериментальное обоснование выбора вида резьбы для стержневого фиксатора при внеочаговом остеосинтезе повреждений таза / Г.В. Лобанов // Мат. VI съезда травматологов и ортопедов России. – Нижний Новгород., 1997. – С. 420.

18 Лян, Хэ Современные подходы построения математических моделей тазового кольца / Хэ Лян // Синтез науки и образования как инструмент решения глобальных проблем современности: сборник статей Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. – Уфа: Аэтерна, 2024. – С. 24-26.

19 Лян, Хэ Биомеханическое исследование тазового кольца при использовании устройства фиксации открытого типа / Хэ Лян // Кооперация науки и общества как инструмент модернизации инновационного развития: сборник статей Всероссийской научно-практической конференции с международным участием – Уфа: Аэтерна, 2024. – С. 18-19.

20 Назаренко, Н.В. Математическое моделирование и анализ системы «Кость-фиксирующее устройство. / Н.В. Назаренко, Л.А. Соловцова // Материалы III Всероссийской научно-практической конференции. «Информационные технологии и математическое моделирование» – Томск: Изд-во том. Ун-та, 2004. – С. 123-124.

21 Способ исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании хирургического вмешательства. Методические рекомендации. / Н.В. Корнилов [и др.]. – СПб: МОРСАР АВ, 2002. – С. 89-94.

22 Соловцова, Л.А. Моделирование деформации костной ткани. / Л.А. Соловцова // Информатика и системы управления. Приложения к журналу №1(13). Материалы научной конференции «Системный анализ в медицине», 2007. – С. 79-80.

23 Соловцова, Л.А. Программный модуль для расчета прочностных характеристик элементов стержневых устройств / Л.А. Соловцова // Информатика и системы управления. – Благовещенск, 2008. – №4(18) – С. 65-71.