

На правах рукописи



Сидоренко Дмитрий Александрович

**БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТОВ
ПОЗВОНОЧНО-ТАЗОВОГО КОМПЛЕКСА И СИСТЕМ
МЕТАЛЛОФИКСАЦИИ У ВЗРОСЛЫХ И ДЕТЕЙ**

1.1.10. – Биомеханика и биоинженерия

Автореферат диссертации
на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Саратов – 2025

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского».

Научный
руководитель:

Иванов Дмитрий Валерьевич, доктор физико-математических наук, доцент, профессор кафедры математической теории упругости и биомеханики ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского»

Официальные
оппоненты:

Ватульян Александр Ованесович, заслуженный деятель науки РФ, доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой теории упругости ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет»

Садырин Евгений Валерьевич, кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник лаборатории механики биосовместимых материалов НОЦ «Материалы» ФГБОУ ВО «Донской государственный технический университет»

Ведущая организация:

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина»

Защита состоится 22 декабря 2025 г. в 15-30 часов на заседании диссертационного совета 24.2.392.09 на базе ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского» по адресу: 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, 9-й учебный корпус, ауд. 18.

С диссертацией можно ознакомиться в Зональной научной библиотеке им. В.А. Артисевич ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского» и на сайте: <https://sgu.ru>.

Автореферат разослан «___» октября 2025 г.

Ученый секретарь диссертационного совета 24.2.392.09,

канд. физ.-мат. наук, доцент



Е.Ю. Крылова

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность и степень разработанности темы исследования

Биомеханическое моделирование в травматологии и ортопедии в последние годы все чаще упоминается как способ прогнозирования послеоперационного периода (Сафронова А.А. 2025; Иванов Д.В. 2022; Барабаш Ю.А. 2021), оценки прочности и срока службы имплантатов (Доль А.В. 2018; Барабаш Ю.А. 2021; Суетенков Д.Е. 2022), а также как этап предоперационного планирования (Иванов Д.В. 2022, Барабаш Ю.А. 2021). Моделирование биомеханических условий при хирургическом лечении патологии позвоночника у взрослых и детей является актуальной задачей фундаментальных и прикладных исследований, соответствующих принципам персонализированной и высокотехнологической медицины. Целесообразность такого подхода обусловлена принципом лечения, основанном на создании механических усилий, направленных на коррекцию деформации и стабилизацию соответствующих сегментов позвоночника, при помощи металлофиксаторов, установленных в позвонках и соединенных в виде сложной консольно-стержневой конструкции (Сафронова А.А. 2025, Виссарионов С.В. 2012; Кокушин 2023; Леонова О.Н. 2022; Хорошев Д.В. 2024). Среди причин возникновения осложнений при таких операциях выделяют недостаточную прочность костных структур, приводящую к повреждениям костных тканей в области контакта с фиксаторами и потере стабильности, а также поломке сформированных во время операции конструкций (Сафронова А.А. 2025; Иванов Д.В. 2022; Леонова О.Н. 2022).

Пациент-ориентированные геометрические модели элементов опорно-двигательного аппарата могут быть созданы на основе компьютерной томограммы (КТ) конкретного пациента с высокой точностью и надежностью. Механические свойства костных тканей конкретного пациента также могут быть оценены по его КТ, но для этого необходимы предварительные механические эксперименты с образцами костей для построения регрессионных зависимостей, связывающие структурные и механические свойства (Ohman-Magi C.O. 2021; Бессонов Л.В. 2021). Обработка результатов множества механических экспериментов является достаточно трудоемкой задачей, автоматизация которой на текущий момент остается нерешенной проблемой.

Еще одна проблема состоит в недостаточной изученности механических свойств костных тканей (Ohman-Magi C.O. 2021), при этом детские костные ткани практически не исследованы. Это накладывает ограничения и на постановку задачи биомеханики, и на интерпретацию результатов ее решения для элементов опорно-двигательного аппарата вместе с системами фиксации у детей. Поэтому актуальной является задача оценки механических свойств костей пациентов раннего возраста и построения зависимостей для расчета этих свойств на основе КТ.

При планировании хирургического реконструктивного лечения дегенеративных заболеваний позвоночника врач по данным количественной КТ и/или денситометрии оценивает качество костной ткани в единицах Хаунсфилда (Hu) и/или минеральной плотности (Артюкова З.Р. 2023). Это важно для пациентов с проявлениями остеопороза. Разные авторы публикуют довольно широкий диапазон пороговых значений Hu, позволяющих выявлять пациентов с риском нестабильности фиксирующих конструкций (Леонова О.Н. 2022; Xi Z. 2020; Mi J. 2016; Pisano A.J. 2020). Актуальной видится задача обоснования пороговых значений Hu на

основе биомеханического моделирования, которые могут быть применены при планировании лечения и/или при прогнозировании его последствий.

Объектами исследования являются элементы опорно-двигательного аппарата взрослых и детей, в том числе с системами фиксации.

Предметами исследования являются механические и структурные свойства губчатой костной ткани головок бедренных костей взрослых пациентов и поясничных позвонков взрослых и детей, а также биомеханические модели позвоночно-двигательных сегментов и систем фиксации позвоночника взрослых и детей.

Цель исследования состоит в разработке и применении в биомеханическом моделировании сегментов позвоночника с установленными системами фиксации зависимостей, связывающих механические и структурные свойства губчатой костной ткани.

Задачи исследования

1. Выполнить механические эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости детских позвонков.

2. Разработать программное обеспечение для автоматизации обработки результатов механических экспериментов по одноосному сжатию образцов костных тканей и автоматического определения эффективного модуля упругости и предела прочности по диаграмме «напряжение-деформация».

3. Разработать методику построения регрессионных зависимостей, позволяющих вычислять эффективный модуль упругости и предел прочности губчатой кости на основе ее объемной минеральной плотности и рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда.

4. Построить регрессионные зависимости, позволяющие на основе объемной минеральной плотности и единиц Хаунсфилда губчатой кости головок бедра и поясничных позвонков вычислять ее эффективный модуль упругости и предел прочности.

5. С использованием биомеханического моделирования обосновать пороговое значение единиц Хаунсфилда для прогнозирования несостоятельности результатов моносегментарного декомпрессивно-стабилизирующего вмешательства на нижнепоясничном сегменте позвоночника у взрослых пациентов.

6. С использованием биомеханического моделирования определить величину безопасного максимального контракционного усилия, прикладываемого хирургом к транспедикулярным винтам для исправления сколиотической деформации, при подготовке к операции по лечению данной патологии, вызванной наличием полупозвонка, у пациента раннего возраста.

Научная новизна состоит в следующем

1. Проведены механические эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости поясничных позвонков детей (п. 1 паспорта специальности 1.1.10).

2. Разработано программное обеспечение, автоматизирующее обработку результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов костных тканей и автоматически определяющее эффективный модуль упругости и предел прочности по диаграмме сжатия (п. 6 паспорта специальности 1.1.10).

3. Разработан новый метод получения регрессионных зависимостей, связывающих механические характеристики губчатой кости при сжатии и ее структурные свойства (объемная минеральная плотность, рентгеновская плотность) (п. 1 паспорта специальности 1.1.10).

4. На основе нового авторского метода получены регрессионные зависимости, связывающие предел прочности при сжатии и рентгеновскую плотность губчатой костной ткани головок бедренной кости человека, выраженную в единицах Хаунсфилда (п. 1 паспорта специальности 1.1.10).

5. На основе нового авторского метода получены регрессионные зависимости, связывающие эффективный модуль упругости при сжатии и рентгеновскую плотность губчатой кости детских позвонков, выраженную в единицах Хаунсфилда (п. 1 паспорта специальности 1.1.10).

6. На основе биомеханического моделирования установлено пороговое значение единиц Хаунсфилда $Hu=125$ (критерий неустойчивости) губчатой костной ткани поясничных позвонков человека, позволяющее выявлять позвонки с риском возникновения неустойчивости транспедикулярных конструкций на нижнепоясничном уровне (п. 2, 4, 6 паспорта специальности 1.1.10).

7. С помощью биомеханического моделирования выполнено предоперационное планирование хирургического лечения сколиотической деформации позвоночника у пациента раннего возраста, вызванной наличием полупозвонка (п. 2, 4, 6 паспорта специальности 1.1.10).

Практическая значимость результатов работы

На основе результатов данной работы создано программное обеспечение (свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ RU 2024661970), реализующее автоматическое определение прочностных свойств костной ткани по экспериментальным кривым, полученным при одноосном сжатии. Программа может применяться в качестве встраиваемого модуля в другие программы или для дальнейших исследований, связанных с определением механических свойств костной ткани. Также создана и наполнена база данных (свидетельство о государственной регистрации базы данных RU 2024622484) прочностных свойств губчатой костной ткани. База данных предназначена для сбора и хранения для последующего анализа прочностных свойств губчатой костной ткани, рассчитанных по результатам экспериментов на одноосное сжатие. Разработанный критерий неустойчивости транспедикулярной фиксации и проседания межтелового заменителя на нижнепоясничном уровне позвоночника у взрослых пациентов может быть использован в рамках предоперационного планирования. Пороговое значение единиц Хаунсфилда $Hu=125$ губчатой костной ткани поясничных позвонков человека, полученное и обоснованное в данной работе, может быть применено в рутинной практике врачей при принятии решений о возможности выполнения хирургического лечения. Разработанная и апробированная методика предоперационного планирования хирургического лечения сколиотической деформации позвоночника у пациента раннего возраста, включающая биомеханическое моделирование, является уверенным шагом к персонифицированной медицине и внедрению персонифицированного биомеханического моделирования в рутинную практику вертебрологов.

Положения и результаты, выносимые на защиту

1. Разработанная оригинальная методика автоматизированной обработки результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатых костей позволяет строить регрессионные зависимости, связывающие механические и структурные свойства губчатой кости.

2. Полученные регрессионные зависимости позволяют вычислить эффективные модули упругости при сжатии губчатой кости позвонков пациентов раннего возраста в

двух направлениях (вдоль оси и поперек оси тела позвонка) на основе рентгеновской плотности кости, выраженной в единицах Хаунсфилда.

3. Пороговое значение единиц Хаунсфилда, определенное с помощью биомеханического моделирования, является критерием нестабильности транспедикулярной фиксации и проседания межтелового заменителя на нижнепоясничном уровне позвоночника взрослых пациентов.

4. Разработанная оригинальная методика биомеханического моделирования напряженно-деформированного состояния системы «позвонок-транспедикулярный винт» позволяет определять величину максимального контракционного усилия, прикладываемого хирургом во время операции к транспедикулярным винтам, необходимого для исправления сколиотической деформации позвоночника у пациентов раннего возраста.

Методология и методы исследования

При решении задач, поставленных в рамках данной диссертационной работы, применялись следующие методы и подходы:

- теория линейной упругости при постановке задач о напряженно-деформированном состоянии (НДС) сегментов позвоночника с установленными металлофиксаторами;
- метод конечных элементов, реализованный в системе Ansys, для численного решения задач об определении НДС сегментов позвоночника с установленными металлофиксаторами;
- методы информационного поиска в базах данных научной литературы (Elibrary, Pubmed, Scopus) для поиска литературы по теме исследования;
- статистические методы, в том числе описательные статистики, регрессионный анализ, критерий Манна-Уитни для обработки результатов экспериментов по сжатию;
- мобильный испытательный стенд МС-3 и испытательная машина Instron 3342 для реализации экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости;
- авторские методы автоматизированной обработки кривых «напряжение-деформация» и кластеризации данных при обработке результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости;
- метод автоматизированной обработки данных КТ с использованием искусственного интеллекта для построения трехмерной геометрической модели позвоночно-двигательного сегмента (ПДС) L4-L5 взрослого пациента;
- методы ручной обработки данных КТ, реализованные в системе Mimics, для построения трехмерной геометрической модели груднопоясничного сегмента позвоночника Th11-L2 пациента раннего возраста;
- методы, реализованные в системе автоматизированного проектирования SolidWorks, для построения моделей систем фиксации, модели груднопоясничного сегмента позвоночника Th11-L2 пациента раннего возраста.

Достоверность результатов

В работе достоверность результатов обусловлена корректностью постановок задач, сравнением результатов с экспериментальными исследованиями и результатами численного моделирования других авторов.

Апробация работы

Результаты диссертационного исследования докладывались и обсуждались на конференциях, семинарах и симпозиумах:

- XVIII Всероссийская школа «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (пос. Дивноморское, 27-31 мая 2024 г.);
- Десятые Поляховские чтения (г. Санкт-Петербург, 23-27 сентября 2024 г.);
- Всероссийский симпозиум по биомеханике (г. Москва, 27-28 февраля 2025 г.);
- XIX Всероссийская школа «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (пос. Дивноморское, 26-30 мая 2025 г.);
- 2-я Международная конференция «Механика биомедицинских материалов и устройств» (г. Пермь, 15-17 июля 2025 г.);
- Научный семинар кафедры математической теории упругости и биомеханики СГУ "Научная прожарка: механика, биомедицинский инжиниринг и информационные технологии" (г. Саратов, 2024, 2025 г.).

Диссертация соответствует паспорту специальности 1.1.10 Биомеханика и биоинженерия по пунктам 1, 2, 4, 6: изучение физико-механических свойств и структуры биологических макромолекул, клеток, биологических жидкостей, мягких и твердых тканей, отдельных органов и систем; изучение закономерностей движения биологических жидкостей, тепло- и массопереноса, напряжений и деформаций в клетках, тканях и органах; изучение механики и характеристик движения опорно-двигательной системы, плавания, полета и наземного движения животных, механики целенаправленных движений человека, движения совокупностей живых организмов, двигательной активности растений; разработка на основе методов механики средств для исследования свойств и явлений в живых системах, для направленного воздействия на них и их защиты от влияния внешних факторов.

Структура и объем диссертации

Диссертация включает в себя введение, шесть глав, заключение, пять приложений и список литературы. Объем работы составляет 145 страниц, включая 51 рисунок, 13 таблиц и 22 страницы списка литературы, содержащего 145 ссылок.

Публикации по теме диссертации

Всего по материалам диссертации опубликовано 13 работ, в том числе 4 статьи в рецензируемых журналах из списка ВАК, 6 свидетельств о государственной регистрации программ для ЭВМ и баз данных, а также 3 статьи в сборниках конференций и тезисов докладов.

Личный вклад автора

Автором лично разработан алгоритм и на его основе программное обеспечение для автоматизации обработки результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов костей и для автоматического расчета механических свойств костных тканей. Автором лично был разработан алгоритм кластеризации, который лег в основу построения новых регрессионных зависимостей, связывающих механические и структурные свойства костной ткани. Автор самостоятельно обработал результаты механических экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости головок бедра взрослых пациентов и губчатой кости позвонков пациентов раннего возраста, а также построил регрессионные зависимости для расчета эффективного модуля упругости и предела прочности кости на основе ее структурных свойств. Автор лично поставил и численно решил задачи биомеханики о нагружении ПДС внешними статическими нагрузками, проанализировал результаты численных экспериментов и определил пороговое значение N_c , являющееся критерием для определения позвонков с риском

нестабильности транспедикулярной фиксации и проседания межтелового заменителя на нижнепоясничном уровне. Автор лично поставил и численно решил задачи биомеханики о нагружении детских позвонков вместе с установленными транспедикулярными винтами контракционными нагрузками. Автор разработал и наполнил базу данных механическими и прочностными свойствами костных тканей. В статьях [1, 2] автору принадлежат результаты обработки, анализа и кластеризации результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов костной ткани, получения механических и прочностных свойств. В [1, 2] автор получил регрессионные зависимости модуля упругости и предела прочности от единиц Хаунсфилда. В статье [3] автор построил твердотельную модель исследуемого сегмента позвоночника, поставил задачу биомеханики в Ansys, осуществил анализ сеточной сходимости и проанализировал результаты моделирования. Автором проведена количественная оценка элементов полигональной сетки, автор участвовал в проектировании и разработке графического редактора для построения 3D-объектов и модуля твердотельных моделей в работе [4]. Лично автором был спроектирован и разработан алгоритм для автоматической кластеризации результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани [1]. Автором было выполнено проектирование и реализация зарегистрированной программы для ЭВМ [2] и базы данных [3]. Автор участвовал в проектировании и наполнении базы данных «Механическая» [4]. В модуле трёхмерного геометрического планирования [5] автором был разработан функционал автоматизированного создания трёхмерной модели позвоночно-тазового комплекса на основе результатов компьютерной томографии. В [6] автор разрабатывал интерфейс управляющего модуля «Биомеханическое моделирование».

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В **Главе 1** представлен обзор литературы по теме диссертации. Позвоночник представляет собой сложную биомеханическую структуру, состоящую из объектов с различными механическими свойствами: костные ткани (губчатая и кортикальная кости тел позвонков), мягкие ткани (межпозвонковые диски и связочный аппарат, мышцы). Биомеханическое моделирование (БМ) позволяет создавать пациент-ориентированные биомеханические модели сегментов позвоночника с учетом внешнего механического воздействия, имитирующего типовые движения тела человека. Основой для БМ сегментов позвоночника, как правило, являются исходные данные КТ. На основе этих данных строятся пространственные модели сегментов, а также вычисляются свойства костной ткани. При БМ большинством авторов ставятся и численно с помощью метода конечных элементов решаются статические задачи теории упругости об определении НДС сегментов позвоночника вместе с установленными системами фиксации. Механические свойства губчатой кости в большинстве исследований оцениваются на основе натурных экспериментов по одноосному сжатию. Однако обработка большого объема результатов подобных экспериментов является трудозатратной и требует автоматизации. При наличии результатов сканирования исследуемых образцов в компьютерном томографе становится возможным построение регрессионных зависимостей, связывающих структурные и механические свойства кости. Такие зависимости могут быть успешно

применены при пациент-ориентированном биомеханическом моделировании. Единицы Хаунсфилда (Hu), определяющие рентгеновскую плотность костной ткани, являются не только адекватным и апробированным предиктором снижения плотности губчатой кости и выявления остеопороза у конкретного пациента, но и могут быть использованы для предоперационной оценки потери стабильности и прочности систем фиксации, устанавливаемых при хирургическом лечении заболеваний и повреждений позвоночника. Врачи публикуют довольно широкий диапазон пороговых значений Hu, на основе которых могут быть выявлены пациенты с риском нестабильности винтов и проседания кейджей. В этом аспекте БМ могло бы стать дополнительным инструментом строгого количественного обоснования пороговых Hu. Литературный обзор показал, что на основе Hu также могут быть определены пациент-ориентированные механические свойства губчатой кости взрослых пациентов. Зависимости, связывающие механические и структурные свойства губчатой кости позвонков взрослых пациентов, достаточно широко применяются при пациент-ориентированном БМ ПДС. В то же время, механические свойства детских позвонков практически не изучены, а биомеханические модели ПДС позвоночника детей основываются на свойствах пациентов старшего возраста.

В **Главе 2** приведены постановки пространственных задач теории упругости об НДС изучаемых в диссертации сегментов позвоночника. Глава 2 также содержит методики построения трехмерных твердотельных моделей исследуемых сегментов позвоночника: в ручном режиме и в полуавтоматическом с применением нейросетей для обработки исходных данных КТ. Описаны методики анализа сеточной сходимости и валидации биомеханических моделей позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 взрослого пациента.

Исследование сегментов позвоночника взрослого пациента и пациента раннего возраста осуществлялось в статической постановке. Все элементы исследуемых сегментов позвоночника за исключением структур межпозвонкового диска интактной модели ПДС L4-L5 считались однородными, линейно-упругими и изотропными. Структуры диска L4-L5 считались однородными, изотропными и гиперупругими. Задачи решались численно методом конечных элементов в среде Ansys 19.2.

В декартовой системе координат уравнения равновесия имеют вид (1):

$$\sigma_{ij,j} = 0. \quad (1)$$

Связь между компонентами тензора напряжений σ_{ij} и тензора деформаций ε_{ij} определяется формулой Грина (2):

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}}, \quad (2)$$

где W – упругий потенциал.

Для линейно-упругой модели упругий потенциал имеет вид (3):

$$W = \frac{1}{2}(\lambda J_1^2 + 2\mu J_2), \quad (3)$$

где $J_1 = \varepsilon_{ii}$, $J_2 = \varepsilon_{ij}\varepsilon_{ij}$ – линейный и квадратичный инварианты тензора деформаций, λ , μ – упругие постоянные Ламе, связанные с модулем упругости и коэффициентом Пуассона формулами (4):

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}, \quad \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}. \quad (4)$$

Для межпозвонковых дисков брался упругий потенциал Муни-Ривлина (5):

$$W_{hyper} = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3), \quad (5)$$

где инварианты $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$, $I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_1^2\lambda_3^2$, а λ_i – степени удлинения, которые связаны с главными деформациями $\lambda_i = 1 + \varepsilon_i$, C_{10} и C_{01} – параметры материала, определяемые экспериментально.

Компоненты тензора малых деформаций выражаются через компоненты вектора перемещений по формуле (6):

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}). \quad (6)$$

В рассматриваемых задачах граничные условия были смешанного типа, граница S элементов была разделена на 2 области: S_σ , на которой заданы поверхностные силы (7), и S_u , на которой заданы перемещения (8):

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3)n_j|_{S_\sigma} = P_i(x_1, x_2, x_3), \quad (7)$$

$$u_i(x_1, x_2, x_3)|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3), \quad (8)$$

где P_i – компоненты вектора заданных на S_σ поверхностных сил, n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности, u_i^* – компоненты вектора заданных на S_u перемещений. Области при разбиении границы удовлетворяют условию (9):

$$S = S_\sigma \cup S_u. \quad (9)$$

Статическое нагружение ПДС L4–L5 взрослого пациента осуществлялось сжимающей силой 400 Н, действующей по нормали к верхней замыкательной пластинке позвонка L4 и имитирующей вес тела пациента, а также моментами величиной 7,5 Н*м, имитирующими типовые наклоны и повороты тела (наклоны вперед, назад, вправо, влево, повороты по часовой стрелке и против часовой стрелки). Нижняя замыкательная пластинка позвонка L5 жестко закреплялась. Связки моделировались одномерными пружинными элементами, учитывающими линейную связь между растяжением и усилием в пружине. Исследовано 7 вариантов нагружения ПДС L4–L5 взрослого пациента: один вариант только сжимающей силой и 6 вариантов наклонов и поворотов в комбинации со сжимающей силой. При расчетах брали 9 различных наборов значений модуля упругости и предела прочности губчатой костной ткани, таким образом были решены 63 статические задачи теории упругости.

При моделировании сегмента Th11–L2 позвоночника пациента раннего возраста нагрузка (усилие контракции) действовала на головку транспедикулярного винта, а направление ее действия – поперек оси винта. Верхняя замыкательная пластинка позвонка Th11 и нижняя замыкательная пластинка позвонка L2 жестко закреплялись. Начальная величина нагрузки принималась равной 5 кг. При этом возникающие в телах

и корнях дуг позвонков эквивалентные напряжения по Мизесу сравнивались с пределами прочности костной ткани тел и корней дуг позвонков. Если ни в одном из позвонков не достигались условия разрушения (не возникали напряжения, равные или большие предельным), то расчет повторялся с увеличением нагрузки на 5 кг. Если в каком-то из позвонков достигались условия разрушения, расчет повторялся снова с уменьшением нагрузки с шагом 1 кг. Таким образом определялась нагрузка, при которой в модели возникали критические напряжения, вызывающие повреждение костной ткани.

Схема контактного взаимодействия (рисунок 1) показана на примере контакта позвонка и межтелового заменителя (кейджа).

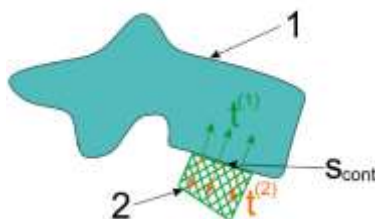


Рисунок 1 – Схема контактного взаимодействия позвонка и кейджа

При наличии трения касательные усилия на контактной поверхности подчиняются закону трения Кулона (10):

$$|t_t^{(k)}| = \mu_{cont} |t_n^{(k)}|, k = \overline{1, 2}, \quad (10)$$

где $t_t^{(k)}$ и $t_n^{(k)}$ – касательные и нормальные усилия на контактной поверхности, μ_{cont} – коэффициент трения. Здесь и далее k обозначает номер контактирующего тела.

В данной работе ставилось два типа контактных условий. Первый тип – условие полного контакта (11) ставилось между позвонками и межпозвонковыми дисками, между губчатой и кортикальной костью (в модели ПДС L4-L5 взрослого пациента), а также между телами и корнями дуг позвонков пациента раннего возраста. Второй тип – контакт с трением (12) ставился между телами позвонков и кейджем (в модели ПДС L4-L5 взрослого пациента), между позвонками и винтами в обеих моделях (в модели ПДС L4-L5 взрослого пациента и в модели Th11-L2 пациента раннего возраста):

$$u_i^{(1)}|_{s_{cont}} = u_i^{(2)}|_{s_{cont}}, \quad (11)$$

$$t_i^{(1)}|_{s_{cont}} = t_i^{(2)}|_{s_{cont}},$$

$$u_n^{(1)}|_{s_{cont}} = u_n^{(2)}|_{s_{cont}}, \quad (12)$$

$$t_n^{(1)}|_{s_{cont}} = t_n^{(2)}|_{s_{cont}},$$

где $u_i^{(k)}$ и $t_i^{(k)}$ – компоненты векторов перемещений и векторов напряжений контактирующих точек при полном контакте (например, губчатая и кортикальная кость), а $u_n^{(k)}$ и $t_n^{(k)}$ – проекции векторов перемещений и векторов напряжений контактирующих точек тела позвонка и кейджа (либо тела позвонка и винта) на вектор внешней нормали к телу позвонка. Здесь $k = \overline{1, 2}$, $i = \overline{1, 3}$.

Модели изучаемых сегментов позвоночника строились таким образом, чтобы контактирующие тела изначально находились в плотном контакте без зазоров. Условия

нагрузки исключали потерю контакта. Коэффициент трения между костными тканями и имплантатами для обеих рассмотренных моделей принимался равным 0,2. В фасеточных суставах ставились контактные условия без трения, при моделировании операции на ПДС L4-L5 контакт в фасеточном суставе убирался для моделирования его резекции.

Твердотельные модели ПДС L4-L5, включающие губчатую и кортикальную кости, были построены на основе анонимизированного КТ здорового добровольца в управляющем модуле «Биомеханическое моделирование» с использованием сверточных нейронных сетей. Для создания интактной модели между позвонками L4 и L5 в системе SolidWorks был построен межпозвонковый диск (с учетом фиброзных колец, волокнистых слоев и ядра). Для создания модели с системой фиксации модели позвонков L4 и L5 были совмещены с моделями системы фиксации и кейджем Mesh. Модель на рисунке 2 содержит губчатую, кортикальную кости позвонков L4 и L5, межпозвонковый диск, четыре полиаксиальных транспедикулярных винта (соединённых стержнями), кейдж Mesh, а также модели связок в виде пружин.



Рисунок 2 – Процесс построения модели ПДС L4-L5

В НМИЦ им. Г.И. Турнера в рамках предоперационного планирования выполнено КТ позвоночника пациента раннего возраста, на основе которого в системе Mimics была построена пациент-ориентированная геометрическая модель груднопоясничного сегмента Th11-L2 пациента раннего возраста. В системе SolidWorks были установлены модели транспедикулярных винтов, соединенные стержнями, а также крючки для дополнительной фиксации по отросткам. Под контролем лечащего врача положение верхних позвонков было скорректировано в сагиттальной и фронтальной проекциях, чтобы ось позвоночника на данном участке была приведена к норме, что позволило проводить расчет максимально допустимой нагрузки в финальном положении сегмента. Исходная и итоговая твердотельные модели сегмента позвоночника Th11-L2 вместе с винтами представлены на рисунке 3.



Рисунок 3 – Исходная (а) и итоговая (б) твердотельные модели сегмента Th11-L2 позвоночника пациента раннего возраста

Итоговая модель сегмента позвоночника пациента раннего возраста состояла из двух грудных (Th11, Th12) и двух поясничных позвонков (L1, L2), транспедикулярных винтов и крючков. Каждый позвонок представлял собой совокупность тела позвонка и корня дуги, представленные разными механическими свойствами. Механические свойства кортикальной кости, титанового сплава, из которого изготовлены имплантаты, межпозвонковых дисков и связок брались из литературы. Механические свойства губчатой кости тел позвонков L4-L5 взрослого пациента, а также тел позвонков Th11-L2 и корней дуг пациента раннего возраста рассчитывались на основе рентгеновской плотности, выраженной в Hu . Так как для модели пациента раннего возраста рассматривался случай предоперационного планирования, при котором требовалось определить величину усилия, которую врач может приложить к головкам транспедикулярных винтов во время операции, то рост тканей пациента раннего возраста не учитывался, а механические свойства тел позвонков и корней дуг сегмента Th11-L2 считались постоянными.

Модули упругости (20-186 МПа) и пределы прочности (0.37-2.84 МПа) губчатой кости тел позвонков ПДС L4-L5 взрослого пациента рассчитывались на основе Hu по формулам, взятым из литературы. При этом Hu варьировали от 256 (нормальная плотность) до 90 (остеопороз). Всего было вычислено 9 наборов свойств.

Модули упругости груднопоясничного сегмента Th11-L2 пациента раннего возраста были определены по дооперационной КТ. Для этого по КТ вычислялись средние значения Hu позвонков и корней дуг, в которые планировалась установка транспедикулярных винтов. Для расчета модуля упругости тел позвонков (48 МПа) и корней дуг (102 МПа) использовалась зависимость, полученная в **Главе 4** (приведена ниже). Пределы прочности губчатой кости тел позвонков (3.4 МПа) и корней дуг (13.7 МПа) рассчитывались по формуле, взятой из литературы, так как проведенные в диссертационной работе эксперименты по сжатию образцов губчатой кости не позволили определить ее предел прочности из-за ограничений испытательной машины.

Для обеих моделей (ПДС L4-L5 взрослого пациента и сегмент Th11-L2 пациента раннего возраста) проводился анализ сеточной сходимости. Для модели ПДС L4-L5 итоговая сетка состояла из порядка 780 000 узлов, для модели Th11-L2 – из порядка 1 610 000 узлов. В обоих случаях применялась тетраэдрическая сетка из линейных пространственных 4-узловых элементов, связки моделировали линейными одномерными элементами типа «пружина», работающими только на растяжение.

Валидацию модели интактного ПДС L4-L5 и ПДС L4-L5 с системой фиксации проводили по стандартной методике: сравнивали показатели внутридискового давления, диапазона движений и эквивалентных напряжений по Мизесу в винтах с литературными данными численных и натурных экспериментов.

В **Главе 3** описаны материалы и методы проведенных в работе экспериментальных исследований. Все образцы губчатой кости, изученные в данной работе, имели форму прямоугольных параллелепипедов. Длина, высота и ширина образцов измерялись с помощью цифрового штангенциркуля (точность до 0.01 мм).

Одноосное сжатие образцов губчатой кости (рисунок 4 а) поясничных позвонков и коленного сустава крупного рогатого скота (КРС) проводилось на машине

Instron 3342 с нагрузочной ячейкой 0.5 кН, скорость сжатия – 2 мм/мин. Возраст животного на момент забоя – 18-20 месяцев. Период между забоем и экспериментами составлял не более суток. После сжатия образцы обжигались в муфельной печи при температуре 600 градусов Цельсия в течение 2 часов и взвешивались на весах Ohaus ax5202 (точность до 0,01 г.). Это позволило определить объемную минеральную плотность каждого образца делением массы после обжига на объем до эксперимента.

При построении новых зависимостей, связывающих структурные (рентгеновская плотность кости, выраженная в Hu) и механические (эффективный модуль упругости и предел прочности) свойства губчатой кости головок бедра человека использовались результаты ранее проведенных на кафедре математической теории упругости и биомеханики СГУ экспериментов по одноосному сжатию. Исходные данные результатов экспериментов (всего 323 шт.) представляли собой файлы формата csv, содержащие значения напряжений (в МПа) и продольных деформаций образцов и были повторно обработаны в автоматизированном режиме с помощью оригинального алгоритма. Для каждого образца кости головок бедра также имелись данные об их рентгеновской плотности в Hu , измеренные по данным КТ.

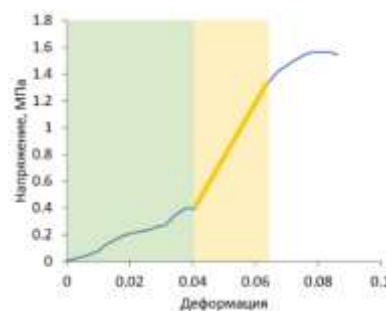
Фрагменты губчатой кости тел детских полупозвонков (всего 27 штук) забирались в ходе хирургического вмешательства с целью коррекции врожденной сколиотической деформации в НМИЦ им. Г.И. Турнера Минздрава России (рисунок 4 б) и образцы, изготовленные из них, подвергались одноосному сжатию. До испытаний фрагменты хранились при температуре -20 градусов Цельсия в герметичных контейнерах. Сжатие образцов проводилось на мобильном испытательном стенде МС-3, разработанном в СГУ. Каждому пациенту раннего возраста, чьи полупозвонки были взяты для испытаний, в клинике была сделана дооперационная КТ, позволившая получить средние Hu для полупозвонка, тел двух смежных с полупозвонком и следующих за ними интактных позвонков. Эффективный модуль упругости образцов губчатой кости КРС и детских позвонков определялся по стержневой теории по данным на линейном участке (отмечен оранжевой линией) диаграммы сжатия (рисунок 4 в). При одноосном сжатии/растяжении биологических материалов область диаграммы «напряжение-деформация» на рисунке 4 в, закрашенную зеленым, принято называть «носком» (в иностранной литературе *toe region*). Причина появления «носки» на диаграмме сжатия может быть связана со сминанием микронеровностей на торцах образца.



а



б



в

Рисунок 4 – Образец губчатой кости КРС в испытательной машине (а), губчатой кости детского полупозвонка перед экспериментом (б), типовая диаграмма сжатия образца губчатой кости (в): желтым показан линейный участок, зеленым – область «носки»

Все образцы имели один размер (высоту) существенно больше, чем два других линейных размера. Высота образцов из детских поупозвонков варьировалась от 13 до 25 мм, ширина (глубина) – от 5 до 7 мм. Высота образцов костей КРС варьировалась от 25 до 35 мм, ширина (глубина) – от 5 до 7 мм. Так как на момент проведения экспериментов с образцами губчатой кости головок бедра человека и тел детских полупозвонков направление выпиливания образцов не фиксировалось, то к данным натурных экспериментов был применен авторский метод кластеризации данных.

В главе также представлен алгоритм, позволяющий по данным диаграммы «напряжение-деформация» автоматически определять модуль упругости и предел прочности. В основе метода лежит алгоритм разбиения диаграммы на прямолинейные отрезки и поиск модуля упругости на участках, которым соответствует наибольший коэффициент детерминации при описании участков диаграммы линейной зависимостью. В отличие от аналогов данный алгоритм подбирает оптимальное число разбиений для каждой диаграммы. Описан авторский алгоритм кластеризации данных, позволяющий автоматически разбивать данные экспериментов на кластеры и строить для каждого из них регрессионную зависимость, связывающую механические и структурные свойства губчатой кости.

Глава 4 посвящена исследованию механических свойств губчатой кости. Представлены результаты апробации алгоритма по автоматизированной обработке результатов экспериментов по одноосному сжатию и оригинального алгоритма кластеризации данных. Ранее при первичной обработке результатов этих экспериментов была получена единая зависимость для расчета только модуля упругости на основе Hu . Применение разработанного алгоритма автоматизированного расчета модуля упругости (в продольном и поперечном направлениях) позволило выявить две группы точек и по каждой из них построить свою зависимость (13) и (14):

$$E_{\text{прод}} = (0,34Hu - 19,03) \text{ МПа}, R^2 = 0,8, \quad (13)$$

$$E_{\text{попер}} = (0,17Hu - 11,70) \text{ МПа}, R^2 = 0,8. \quad (14)$$

Здесь и далее R^2 – коэффициент детерминации. Логично предположить, что точки поделились на два кластера в соответствии с направлением подготовки образцов: вдоль оси приложения физиологической нагрузки в тазобедренном суставе и поперек. Применение новых алгоритмов позволило получить новые результаты по ранее проведенным экспериментам. Получены новые регрессионные зависимости для неинвазивного расчета предела прочности (в продольном и поперечном направлениях) (15) и (16) на сжатие губчатой кости головок бедренной кости человека (по двум направлениям) на основе Hu :

$$\sigma_{\text{прод}} = (0,020Hu - 0,55) \text{ МПа}, R^2 = 0,7, \quad (15)$$

$$\sigma_{\text{попер}} = (0,013Hu - 0,68) \text{ МПа}, R^2 = 0,7. \quad (16)$$

Отметим, что апробация алгоритмов автоматической обработки результатов экспериментов и алгоритма кластеризации была проведена на данных экспериментов с образцами губчатой кости позвонков и коленного сустава КРС. Выявленные в данной работе зависимости хорошо согласуются с их аналогами, построенными при ручной обработке результатов экспериментов. Показано, что алгоритм кластеризации применим к обработке данных различных экспериментов и является универсальным.

Проведены эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости полупозвонков пациентов раннего возраста. Получены данные (таблица 1) о модуле упругости позвонков в продольном (вдоль оси тела позвонка) и поперечном направлениях (поперек оси тела позвонка).

Вычислены Hu в смежных с полупозвонком и интактных, лежащих выше и ниже патологического сегмента, позвонках. Выявлено, что выборки Hu для полупозвонков и условно здоровых позвонков статистически значимо неотличимы, а значит, можно утверждать, что свойства полупозвонка в большинстве случаев близки к свойствам здоровых тканей пациента, и на них можно ориентироваться при биомеханическом моделировании. Построены новые оригинальные зависимости (17) и (18), связывающие модуль упругости (в продольном и поперечном направлениях) губчатой кости детских позвонков и рентгеновскую плотность, выраженную в Hu (рисунок 5):

$$E_{\text{прод}} = (0,36Hu - 31,99) \text{ МПа}, R^2 = 0,76, \quad (17)$$

$$E_{\text{попер}} = (0,16Hu - 16,23) \text{ МПа}, R^2 = 0,76. \quad (18)$$

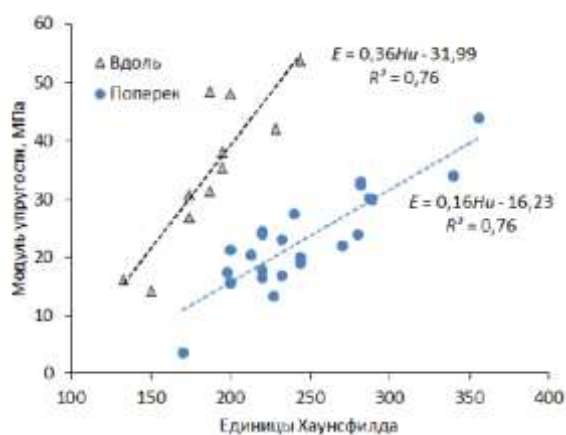


Таблица 1 – Описательные статистики кластеров из рисунка 5

	«Синий» кластер	«Серый» кластер
Среднее, МПа	22,9	35,1
SD, МПа	8,3	12,8

Рисунок 5 – Диаграмма зависимости эффективного модуля упругости от Hu губчатой кости тел детских позвонков

Оригинальные данные об эффективных модулях упругости при сжатии образцов губчатой кости тел позвонков у детей дошкольного возраста являются ценным информационным материалом, дающим возможность проведения биомеханического моделирования операций на позвоночнике у пациентов данной возрастной категории.

В Главе 5 представлены результаты численного решения задачи об определении критерия стабильности металлофиксации поясничных позвонков взрослых пациентов. Для этого для различных Hu были вычислены модули упругости и пределы прочности губчатой кости тел позвонков, которые затем были использованы при численном расчете НДС системы «позвонки-металлофиксаторы» при действии типовых нагрузок. Для оценки риска расшатывания транспедикулярных винтов и проседания кейджа анализировались и сравнивались с пределом прочности максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в губчатой кости тел позвонков.

Анализ полей напряжений по Мизесу выявил, что при физиологических нагрузках, связанных с естественными движениями тела человека, наиболее нагруженными оказываются и сами тела позвонков в местах контакта с кейджем, и области их контакта с транспедикулярными винтами. Очевидно, что снижение

прочностных свойств кости, вызванное снижением ее плотности, может приводить и к переломам губчатой кости тел позвонков, и к расшатыванию транспедикулярных конструкций. Рассчитанные максимальные значения напряжений по Мизесу в губчатой кости позвонков L4 и L5, пределы прочности представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Рассчитанные при различных нагрузках максимальные напряжения по Мизесу (в МПа) в губчатой кости позвонков, а также соответствующие им Hu

Hu	256	190	165	140	130	125	110	100	90
σ_u , МПа	2,84	1,70	1,32	0,97	0,84	0,78	0,60	0,48	0,37
Только сила	0,90	0,73	0,65	0,56	0,55	0,55	0,53	0,52	0,49
Наклон вперед	1,90	1,40	1,24	0,98	0,82	0,81	0,75	0,68	0,58
Наклон назад	1,67	1,30	1,1	0,95	0,87	0,82	0,67	0,58	0,53
Наклон вправо	1,32	0,98	0,83	0,82	0,79	0,75	0,72	0,68	0,62
Наклон влево	1,40	0,95	0,85	0,84	0,81	0,80	0,62	0,54	0,39
По часовой	2,06	1,40	1,25	0,96	0,82	0,80	0,69	0,60	0,48
Против часовой	1,89	1,47	1,13	0,88	0,80	0,74	0,59	0,57	0,43

Из таблицы 2 видно, что при Hu от 165 и выше максимальные напряжения в позвонках далеки от соответствующих пределов прочности. Однако при $Hu=140$ напряжения в случае флексии становятся равными 0,98 МПа, что на 0,01 МПа выше соответствующего предела прочности. При дальнейшем снижении плотности кости при $Hu=130$ напряжения при экстензии (0,87 МПа) оказываются выше предела прочности (0,84 МПа). При $Hu=125$ напряжения уже при четырех вариантах нагружения (флексия, экстензия и наклон влево, а также поворот по часовой стрелке) превышают предел прочности в 0,78 МПа. Дальнейшее снижение качества кости ведет к снижению предела прочности и к тому, что при большинстве нагрузок максимальные напряжения по Мизесу в кости выходят за его пределы. Таким образом, опасными с точки зрения повреждения губчатой кости являются значения $Hu \leq 125$. При Hu в диапазоне от 125 до 140 единицы типовые движения также могут вызывать повреждение кости, но при единичных нагрузках.

Таким образом, на основе анализа максимальных напряжений по Мизесу в губчатой кости можно заключить, что $Hu=125$ является пороговым значением. Также в данной работе были сформированы три группы риска пациентов (таблица 3), которые хорошо согласуются с результатами мета-анализа (Singh M. 2025 с соавт.).

Таблица 3 – Группы риска, основанные на предоперационной оценке исследовании Hu

Группа	Данное исследование	Мета-анализ
Высокий риск нестабильности винтов и проседания кейджа	$Hu < 125$	$Hu < 120$
Средний риск нестабильности винтов и проседания кейджа	125-140 Hu	120-150 Hu
Низкий риск нестабильности винтов и проседания кейджа	$Hu > 140$	$Hu > 150$

В таблице 3 под нестабильностью винтов и проседанием кейджа понимается потеря несущей способности конструкции «кость-имплантат» из-за повреждения (поломки) губчатой кости позвонков в области контакта с винтами и кейджем.

В Главе 6 представлены результаты расчета конкретного клинического случая для определения максимальной допустимой контракционной нагрузки на транспедикулярные винты, необходимой для исправления сколиотической деформации позвоночника у пациента раннего возраста. Для этого по данным КТ и с использованием полученных ранее зависимостей были вычислены модули упругости тел и корней дуг позвонков Th11-L2, поставлены и решены задачи биомеханики о

действии контракционной нагрузки на транспедикулярные винты, установленные в позвонки Th11-L2.

На рисунках 6-7 представлены типовые поля эквивалентных напряжений по Мизесу (в МПа) в позвонках и фиксирующих конструкциях.

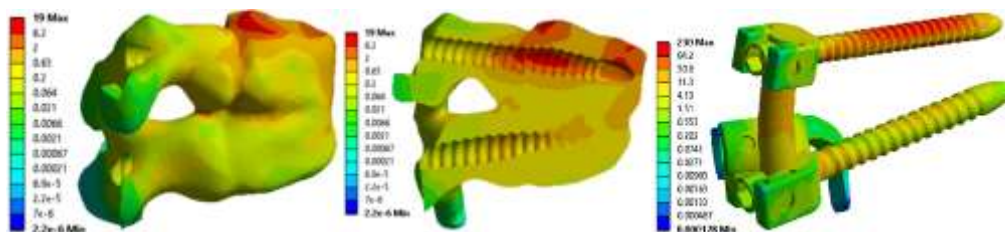


Рисунок 6 – Поля эквивалентных напряжений по Мизесу (в МПа) при нагрузке 5 кг в позвонках Th11-Th12 и в винтах

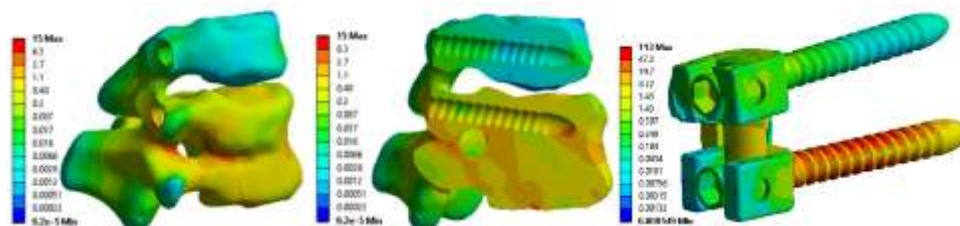


Рисунок 7 – Поле эквивалентных напряжений по Мизесу (в МПа) при нагрузке 5 кг в позвонках L1-L2 и в винтах

Как видно из рисунков 6-7, наиболее нагруженными оказались винты в позвонках Th11 и L2, а также области их контакта с костью. При этом винт в позвонке Th11 испытывал существенно более высокие напряжения по сравнению с винтом в позвонке L2. В транспедикулярных винтах позвонков Th11-Th12 напряжения по Мизесу достигали 412 МПа при нагрузке 10 кг. В транспедикулярных винтах позвонков L1-L2 напряжения по Мизесу достигали 305 МПа при нагрузке 17 кг, что не превышает допускаемые напряжения 490 МПа для титанового сплава. Существенное снижение напряжений по Мизесу в винтах позвонков L1-L2 по сравнению с винтами позвонков Th11-Th12 обосновывается их большим диаметром (4 мм против 3,5 мм), а также большим объемом кости позвонков L1-L2.

Рассчитанные максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в телах и корнях дуг позвонков при различной нагрузке представлены в таблице 3.

Таблица 3 – Рассчитанные максимальные эквивалентные напряжения (МПа) в телах и корнях дуг позвонков при различной нагрузке (кг)

Нагрузка	Позвонок (тело)	Позвонок (корень дуги)
Напряжения в позвонках Th11 и Th12		
5	9,4	9,8
7	14,3	13,4
10	19,8	17,1
Напряжения в позвонках L1 и L2		
5	7,2	4,7
10	15,0	8,8
16	22,1	13,2
17	22,7	13,8

Из таблицы 3 видно, что при всех рассмотренных нагрузках возможно повреждение (или сминание) губчатой кости тел и нижних L1-L2, и верхних Th11-Th12 позвонков. Частое повреждение губчатой кости тел детских позвонков при таких операциях подтверждается клинически. Для обеспечения стабильности установленных

винтов необходимо, чтобы повреждений не получала губчатая кость корней дуг позвонков.

В корнях дуг позвонков Th11-Th12 предельные напряжения могут достигаться при нагрузке более 7 кг. В корнях дуг позвонков L1-L2 критической нагрузкой, вызывающей напряжения по Мизесу выше предела прочности, можно считать нагрузку более 16 кг, при этом при нагрузке 16 кг напряжения по Мизесу в дугах нижних позвонков L1-L2 еще не превышают предельных значений.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

Ниже приведены основные результаты работы.

1. Проведены механические эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости позвонков пациентов раннего возраста. Получены оригинальные данные о механических характеристиках тел позвонков у пациентов раннего возраста, позволяющие проводить пациент-ориентированное биомеханическое моделирование операций на позвоночнике у пациентов данной возрастной категории.

2. Разработано программное обеспечение для автоматизации обработки результатов механических экспериментов по одноосному сжатию образцов костных тканей и автоматического определения эффективного модуля упругости и предела прочности по диаграмме «напряжение-деформация».

3. Разработана методика построения регрессионных зависимостей, позволяющих вычислять эффективный модуль упругости и предел прочности губчатой кости на основе ее объемной минеральной плотности и рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда. Построены регрессионные зависимости, позволяющие на основе объемной минеральной плотности и единиц Хаунсфилда губчатой кости головок бедра взрослых пациентов и поясничных позвонков пациентов раннего возраста вычислять эффективный модуль упругости и предел прочности.

4. С помощью биомеханического моделирования выявлены условия нагружения, при которых может возникать расшатывание транспедикулярных винтов и проседание кейджа, связанное с повреждением губчатой костной ткани позвонков. Выявлено пороговое значение единиц Хаунсфилда, определяющее риск расшатывания транспедикулярных винтов и проседания кейджа в поясничных позвонках взрослых пациентов.

5. Проведено биомеханическое моделирование конкретного клинического случая и определена предельно допустимая контракционная нагрузка, которая может быть приложена в процессе операции по коррекции врожденной сколиотической деформации у пациента раннего возраста.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи в рецензируемых журналах

1. **Сидоренко, Д.А.** Экспериментальное исследование механических характеристик губчатой кости позвонков пациентов возрастной группы 2-5 лет / **Д.А. Сидоренко**, А.В. Доль, Л.В. Бессонов, Д.Н. Кокушин, С.В. Виссарионов, Д.В. Иванов // Российский журнал биомеханики. – 2025. – Т. 29, № 2. – С. 49-59.
2. **Сидоренко, Д.А.** Автоматизированная обработка результатов механических экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости / **Д.А. Сидоренко**, А.В. Доль, Л.В. Бессонов, И.М. Магомедов, Д.В. Иванов // Российский журнал биомеханики. – 2024. – Т. 28, № 4. – С. 120–129.
3. Бескровный, А.С. Разработка системы поддержки принятия врачебных решений в травматологии и ортопедии. Биомеханика как инструмент предоперационного планирования / А.С. Бескровный, Л.В. Бессонов,

А.А. Голядкина, А.В. Доль, Д.В. Иванов, И.В. Кириллова, Л.Ю. Коссович, **Д.А. Сидоренко** // Российский журнал биомеханики. - 2021. - Т. 25, № 2. - С. 118-133.

4. Бескровный А.С. Построение трехмерных твердотельных моделей позвонков с использованием сверточных нейронных сетей / А.С. Бескровный, Л.В. Бессонов, Д.В. Иванов, В.С. Золотов, **Д.А. Сидоренко**, И.В. Кириллова, Л.Ю. Коссович // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. - 2021. - Т. 21, № 3. - С. 368-378.

Свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ и баз данных

1. Программа для автоматической кластеризации результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани: свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ RU 2025666008 / **Сидоренко Д.А.**; заявл. № 2025665076 от 20.06.2025; опублик. 20.06.2025.

2. Программа для автоматической обработки результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани: свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ RU 2024661970 / Иванов Д.В., **Сидоренко Д.А.**; заявл. № 2024661325 от 22.05.2024; опублик. 22.05.2024.

3. База данных прочностных свойств губчатой костной ткани: свидетельство о государственной регистрации базы данных RU 2024622484 / Бессонов Л.В., Доль А.В., Иванов Д.В., **Сидоренко Д.А.**; заявл. № 202462262 от 02.06.2024; опублик. 05.06.2024.

4. База данных "Механическая" для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений: свидетельство о государственной регистрации базы данных RU 2019622160 / Бессонов Л.В., Велиев В.М., Голядкина А.А., Дмитриев П.О., Доль Д.В., Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Матершев И.В., Маханьков А.В., **Сидоренко Д.А.**, Фалькович А.С., Харламов А.В.; заявл. № 2019622074 от 13.11.2019; опублик. 22.11.2019.

5. Модуль трёхмерного геометрического планирования для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D: свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ RU 2021661926 / Коссович Л.Ю., Кириллова И.В., Фалькович А.С., Бессонов Л.В., Иванов Д.В., Хоминец В.В., Кудяшев А.Л., Курчаткин А.А., Велиев В.М., Коссович С.Л., Колесникова А.С., Матершев И.В., Бескровный А.С., Золотов В.С., **Сидоренко Д.А.**, Крылова Е.Ю., Федонников А.С., Ульянов В.Ю., Левченко К.К., Шульга А.Е., Рожкова Ю.Ю., Лихачев С.В., Горякин М.В.; заявл. № 2021661058 от 13.07.2021; опублик. 19.07.2021.

6. Управляющий модуль "Биомеханическое моделирование" для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D: свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ RU 2021661879 / Коссович Л.Ю., Кириллова И.В., Фалькович А.С., Бессонов Л.В., Иванов Д.В., Велиев В.М., Коссович С.Л., Доль А.В., Бескровный А.С., Лемешкин М.О., **Сидоренко Д.А.**, Крылова Е.Ю.; заявл. № 2021660955 от 12.07.2021; опублик. 16.07.2021.

Материалы конференций

1. Экспериментальное исследование механических характеристик губчатой кости позвонков пациентов возрастной группы 2 - 5 лет **Сидоренко Д.А.** Сборник Тезисов докладов XIX Всероссийской школы. Ростов-на-Дону, 2025. С. 105.

2. Автоматизированная обработка результатов механических экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости головок бедра **Сидоренко Д.А.**, Иванов Д.В., Фалькович А.С. В сборнике: X Поляховские чтения. Материалы международной научной конференции по механике. Санкт-Петербург, 2024. С. 664-668.

3. Разработка алгоритма автоматизированной обработки результатов механических экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости головок бедра **Сидоренко Д.А.**, Иванов Д.В. Сборник Тезисов докладов XVIII Всероссийской школы. Ростов-на-Дону, 2024. С. 98.