

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

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

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель
д.ф.-м.н., доцент Д.В. Иванов

Саратов - 2025

Оглавление

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	7
Введение.....	8
Глава 1 Обзор литературы	20
1.1 Структурно-функциональная организация позвоночника как биомеханической системы	20
1.2 Современные направления биомеханического моделирования позвоночно-двигательных сегментов	24
1.3 Методы построения пациент-ориентированных твердотельных моделей сегментов позвоночника	26
1.4 Анализ рентгеновской плотности (единицы Хаунсфилда) как предиктора стабильности металлофиксации в предоперационном планировании	28
1.5 Экспериментальные и расчетные методы определения механических свойств губчатой костной ткани	29
1.6 Математические постановки задач для оценки напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательных сегментов	31
1.7 Выводы по главе	32
Глава 2 Постановка задачи биомеханики об НДС позвоночно-двигательных сегментов	34
2.1 Математическая постановка задачи	35
2.1.1 Основные уравнения	35
2.1.2 Граничные условия	37
2.1.3 Контактные условия	39
2.1.4 Механические свойства	41

2.2	Разработка пациент-ориентированных геометрических моделей сегментов позвоночника	43
2.2.1	Модель сегмента L4-L5	43
2.2.2	Модель грудопоясничного сегмента позвоночника пациента раннего возраста	44
2.3	Методика расчета пациент-ориентированных механических свойств губчатой кости на основе данных КТ	45
2.3.1	Расчёт свойств губчатой кости позвонков L4-L5	45
2.3.2	Расчёт свойств губчатой кости позвонков пациента раннего возраста	49
2.4	Анализ сходимости по пространственной сетке для верификации конечно-элементных моделей	49
2.5	Валидация биомеханической модели сегмента позвоночника L4-L5	51
2.6	Выводы по главе	53

Глава 3	Материалы и методы экспериментальных исследований	54
3.1	Методология проведения экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани	54
3.1.1	Эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости поясничных позвонков и коленного сустава крупного рогатого скота	54
3.1.2	Исходные данные экспериментов по сжатию образцов губчатых костей головок бедра человека и их повторная обработка	55
3.1.3	Эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости, полученных из полупозвонков детей	56

3.2	Методика определения объемной минеральной плотности костной ткани	59
3.3	Протокол оценки средних значений единиц Хаунсфилда в телах позвонков по данным компьютерной томографии	60
3.4	Алгоритм автоматизированной обработки диаграмм напряжение-деформация для определения механических характеристик	62
3.5	Разработка и апробация алгоритма кластеризации данных механических испытаний	65
3.6	Выводы по главе	69
Глава 4	Механические свойства губчатой кости	70
4.1	Апробация алгоритма автоматической обработки экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости бедра человека	71
4.2	Апробация алгоритма кластеризации на данных экспериментов с образцами губчатой кости крупного рогатого скота	75
4.3	Результаты применения алгоритма кластеризации на данных экспериментов с образцами губчатой кости головок бедра человека	79
4.4	Результаты автоматизированной обработки экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости детских позвонков	84
4.5	Выводы по главе	92
Глава 5	Определение критерия стабильности металлофиксации поясничных позвонков	94
5.1	Расчёт механических свойств губчатой кости позвонков по данным компьютерной томографии	95

5.2	Результаты биомеханического моделирования комбинированного спондилодеза на уровне позвонков L4-L5	98
5.3	Выводы по главе	108
Глава 6 Расчет конкретного клинического случая для определения максимальной допустимой контрактационной нагрузки		
		110
6.1	Результаты оценки механических свойств губчатой кости позвонков Th11-L2 пациента раннего возраста	111
6.2	Результаты биомеханического моделирования контрактационной нагрузки на винты у пациента раннего возраста	112
6.3	Выводы по главе	115
Заключение		117
Приложение 1. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «Программа для автоматической обработки результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани»		
		119
Приложение 2. Свидетельство о государственной регистрации базы данных «База данных прочностных свойств губчатой костной ткани»		
		120
Приложение 3. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «Программа для автоматической кластеризации результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани»		
		121
Приложение 4. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе механико-математического факультета		
		122

Приложение 5. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе факультета фундаментальной медицины и биомедицинских технологий	123
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	124

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

БД – база данных

БМ – биомеханическое моделирование

ДРА – двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия

ККТ – количественная компьютерная томография

КТ – компьютерная томография

ККТ-ФК – количественная компьютерная томография, фантом калиевый

МПК – минеральная плотность кости

МПКТ – минеральная плотность костной ткани

НИИТОН СГМУ – Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии СГМУ

ПДС – позвоночно-двигательный сегмент

СГМУ – федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского Минздрава России

ТБС – тазобедренный сустав

aBMD – площадная МПК

Nu – число (единица) Хаунсфилда

ROI – region of interest (область интереса)

TLIF – трансфораминальный поясничный межтеловой спондилодез

vBMD – объемная МПК

Введение

Актуальность и степень разработанности темы исследования

Установка транспедикулярных конструкций применяется при различных заболеваниях позвоночника у взрослых и детей. Такие конструкции могут использоваться как при хирургическом лечении сколиотических деформаций у детей [1–3], так и при декомпрессивно-стабилизирующих вмешательствах при дегенеративных заболеваниях пояснично-крестцового сегмента позвоночника у взрослых пациентов [4, 5]. И в первом, и во втором случаях установка металлофиксаторов помимо прочего направлена на коррекцию деформации в сегментах, а также на нормализацию профилей позвоночника [2, 3, 6]. 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 [2, 7].

Биомеханическое моделирование в травматологии и ортопедии в последние годы все чаще упоминается как способ прогнозирования послеоперационного периода [2, 8, 9], оценки прочности и срока службы имплантатов [4, 10, 11], а также как этап предоперационного планирования [9, 12]. Оно позволяет учитывать и пациент-ориентированную геометрическую модель, и индивидуальные механические свойства исследуемого объекта, а также воздействие внешних типовых нагрузок.

Пациент-ориентированные геометрические модели элементов опорно-двигательного аппарата могут быть созданы на основе компьютерной томограммы (КТ) конкретного пациента с высокой точностью и межэкспертной (межлабораторной) надежностью [13, 14]. Механические свойства костных тканей конкретного пациента также могут быть оценены по его КТ, однако для этого необхо-

димы предварительные механические эксперименты с образцами костей, на основе которых строятся регрессионные зависимости, связывающие структурные и механические свойства [15, 16]. 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 [15]. Особо отметим, что детские костные ткани практически не исследованы, а при биомеханическом моделировании современные авторы используют механические свойства костей взрослых пациентов с некоторыми коэффициентами [2, 17, 18]. Это накладывает определенные 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, построения зависимостей, связывающих механические и структурные свойства детских костей, а также их пилотного использования при пациент-ориентированном моделировании.

При планировании хирургического реконструктивного лечения дегенеративных заболеваний позвоночно-тазового комплекса и, в частности, позвоночника, врач основывается на клинических рекомендациях, собственном опыте, опыте коллег, а также на результатах предоперационного планирования [19]. При этом врач обязательно по данным количественной КТ и/или денситометрии оценивает качество костной ткани, выраженной в единицах Хаунсфилда и/или ее минеральной плотности [20]. Это особенно важно для пациентов пожилого возраста, наиболее подверженным проявлениям остеопороза, заключающемуся в снижении плотности и механической прочности губчатой кости. При дегенеративных заболеваниях поясничного отдела позвоночника могут применяться декомпрессивно-стабилизирующие вмешательства. Одним из предикторов несостоятельно фиксации при этом является недостаточная прочность кости [21, 22]. Известно, что шкала единиц Хаунсфилда может быть с высокой

точностью и специфичностью применена для определения остеопороза [20], а многие авторы публикуют пороговые значения единиц Хаунсфилда, позволяющие выявлять пациентов с риском нестабильности и фиксирующих конструкций [7, 23–25]. Опубликованные значения довольно широко варьируются, а их применение в медицинской практике по этой причине может быть затруднено. Актуальной видится задача обоснования пороговых значений единиц Хаунсфилда на основе математически обоснованного количественного метода, в частности, с помощью биомеханического моделирования. Важным является также получение в результате моделирования клинически важных данных, которые могут быть применены при планировании лечения и/или при прогнозировании его последствий.

Оценка механических свойств костной ткани, построение зависимостей, позволяющих по КТ оценить механические свойства костных тканей конкретного пациента, а также использование биомеханического моделирования в рамках предоперационного планирования направлено на повышение качества хирургического лечения пациентов с травмами и заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Данные задачи соответствуют утвержденным президентом Российской Федерации приоритетным направлениям развития науки, технологий и техники в Российской Федерации и перечню критических технологий Российской Федерации, в которые включены науки о жизни и технологии снижения потерь от социально значимых заболеваний.

Объектами исследования в данной работе 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 де-

формации, при подготовке к операции по лечению данной патологии, вызванной наличием полупозвонка, у пациента раннего возраста.

Научная новизна

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 $H_u=125$ (критерий неустойчивости) губчатой костной ткани поясничных позвонков человека, позволяющее выявлять позвон-

ки с риском возникновения нестабильности 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 данных для последующего анализа прочностных свойств губчатой костной ткани, рассчитанных по результатам экспериментов на одноосное сжатие.

Разработанный критерий нестабильности транспедикулярной фиксации и проседания межтелового заменителя на нижнепоясничном уровне позвоночника у взрослых пациентов может быть использован в рамках предоперационного планирования для оценки риска нестабильности транспедикулярной фиксации и проседания межтелового заменителя. Пороговое значение единиц Хаунсфилда $Hu=125$ губчатой костной ткани поясничных позвонков человека, полученное и обоснованное в данной работе, крайне важно в рутинной практике врачей при принятии решений о возможности выполнения хирургического лечения.

Проведено предоперационное планирование хирургического лечения ско-

лиотической деформации позвоночника у пациента раннего возраста, вызванной наличием полупозвонка, позволившее оценить величину максимального контракционного усилия, прикладываемого хирургом к транспедикулярным винтам, необходимого для исправления сколиотической деформации, при котором не произойдет повреждение костной ткани позвонков. Представленная методика предоперационного планирования, включающая биомеханическое моделирование, является уверенным шагом к персонифицированной медицине и внедрению персонифицированного биомеханического моделирования в рутинную практику вертебрологов.

Положения, 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 «позвонки-транспедикулярный винт» позволяет определять величину максимального контракционного усилия, прикладываемого хирургом во время операции к тран-

специкулярным 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 об НДС сегментов позвоночника с установленными металлофиксаторами;
- метод конечных элементов, реализованный в системе Ansys, для численного решения задач об 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 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 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.

Диссертация соответствует паспорту специальности 1.1.10 Биомеханика и биоинженерия по пунктам 1, 2, 4, 6:

1. Изучение физико-механических свойств и структуры биологических макромолекул, клеток, биологических жидкостей, мягких и твердых тканей, отдельных органов и систем.
2. Изучение закономерностей движения биологических жидкостей, тепло- и массопереноса, напряжений и деформаций в клетках, тканях и органах.
4. 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.
6. 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. Общий объем работы составляет 145 страниц,

включая 51 рисунок, 13 таблиц и 22 страницы списка литературы, содержащей 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 позвоночника 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 [1,26] автору принадлежат результаты обработки, анализа и кла-

стерилизации результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов костной ткани, получения механических и прочностных свойств. В [1, 26] автор получил регрессионные зависимости модуля упругости и предела прочности от единиц Хаунсфилда. В статье [12] 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 [27]. Лично автором был спроектирован и разработан алгоритм для автоматической кластеризации результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани [28]. Автором было выполнено проектирование и реализация зарегистрированной программы для ЭВМ [29] и базы данных [30]. Автор участвовал в проектировании и наполнении базы данных «Механическая» [31]. В модуле трёхмерного геометрического планирования [32] автором был разработан функционал автоматизированного создания трёхмерной модели позвоночно-тазового комплекса на основе результатов компьютерной томографии. В [33] автор разрабатывал интерфейс управляющего модуля «Биомеханическое моделирование».

Апробация результатов 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.).

Благодарности

Автор выражает благодарность за помощь и поддержку в реализации диссертационной работы сотрудников кафедры математической теории упругости и биомеханики Саратовского университета. Особая благодарность выражается научному руководителю Иванову Дмитрию Валерьевичу, Коссовичу Леониду Юрьевичу, Кирилловой Ирине Васильевне, Бессонову Леониду Валентиновичу, Долю Александру Викторовичу.

Глава 1

Обзор литературы

1.1 Структурно-функциональная организация позвоночника как биомеханической системы

В литературе позвоночный столб, или позвоночник, рассматривают как трехпорную биомеханическую систему [34–36], которая представляет собой последовательно соединенную между собой систему позвонков при помощи межпозвонковых дисков, связок и дугоотростчатых (фасеточных) суставов (рисунок 1.1). Он обеспечивает структурную прочность и мобильность туловища, одновременно формируя костный канал для защиты спинного мозга. Одной из основных функций позвоночника является эффективное распределение статических и динамических нагрузок, а также амортизация ударных воздействий при движении за счет межпозвонковых дисков и физиологических изгибов. Позвоночник служит опорным каркасом для прикрепления мышечно-связочного аппарата.

В составе позвоночника взрослого человека в норме насчитывается 32–34 позвонка, которые подразделяются на пять отделов. Шейный отдел состоит из 7 позвонков, обозначаемых в медицине C1–C7 и обеспечивающий мобильность головы. Грудной отдел включает в себя 12 позвонков (Th1–Th12) соединённых с рёбрами, что существенно ограничивает подвижность в сравнении с другими отделами. Поясничный отдел, состоящий из 5 позвонков (L1–L5), принимает на себя основную часть осевых и компрессионных нагрузок. Крестцовый отдел, образованный 5 сросшимися позвонками (S1–S5), обеспечивает соединение с тазовым кольцом. Копчиковый отдел состоит из 3–5 сросшихся позвонков (Co1–Co5).

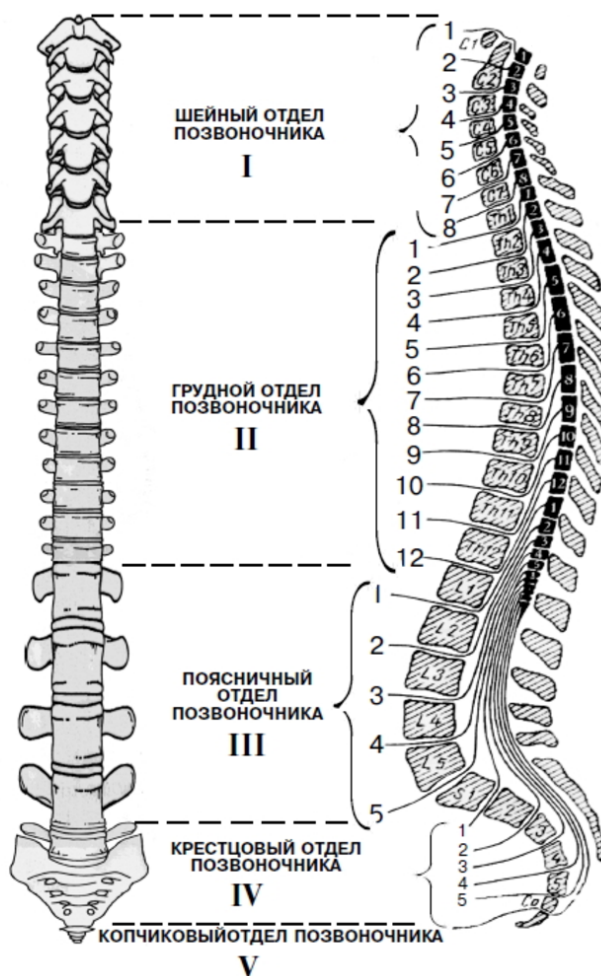


Рисунок 1.1 — Строение позвоночного столба

Подвижную часть позвоночника составляют 24 позвонка (C1–L5). Основной структурно-функциональной единицей, обеспечивающей подвижность, является позвоночно-двигательный сегмент (ПДС). Он включает два смежных позвонка соединённых между собой межпозвонковым диском, дугоотростчатые суставы, связки, мышцы и нервные структуры. Дегенеративные заболевания и биомеханические нарушения в структурах ПДС являются наиболее частой причиной развития вертеброгенных болевых синдромов и патологий, что требует тщательного предоперационного планирования с использованием методов компьютерного моделирования для оценки стабильности сегмента и прогнозирования результатов лечения.

В строении позвонков каждого отдела позвоночника выделяются следующие ключевые компоненты (рисунок 1.2): тело позвонка, дуга с остистым от-

ростком, парные верхние и нижние суставные отростки, а также поперечные отростки. Тело позвонка, имеющее эллиптическую форму во фронтальной проекции, составляет массивную вентральную часть структуры и выполняет основную опорную функцию, воспринимая осевые нагрузки. Дуга позвонка, присоединяющаяся дорсально к телу, формирует позвоночное отверстие, которое в совокупности с другими позвонками создает позвоночный канал для защиты спинного мозга. От дуги отходят отростки: непарный остистый отросток, служащий для прикрепления связок и мышц; парные поперечные отростки, выступающие в качестве рычагов для мышечной фиксации; а также парные верхние и нижние суставные отростки, покрытые гиалиновым хрящом и формирующие фасеточные суставы, которые обеспечивают направленную подвижность и стабильность позвоночного сегмента.

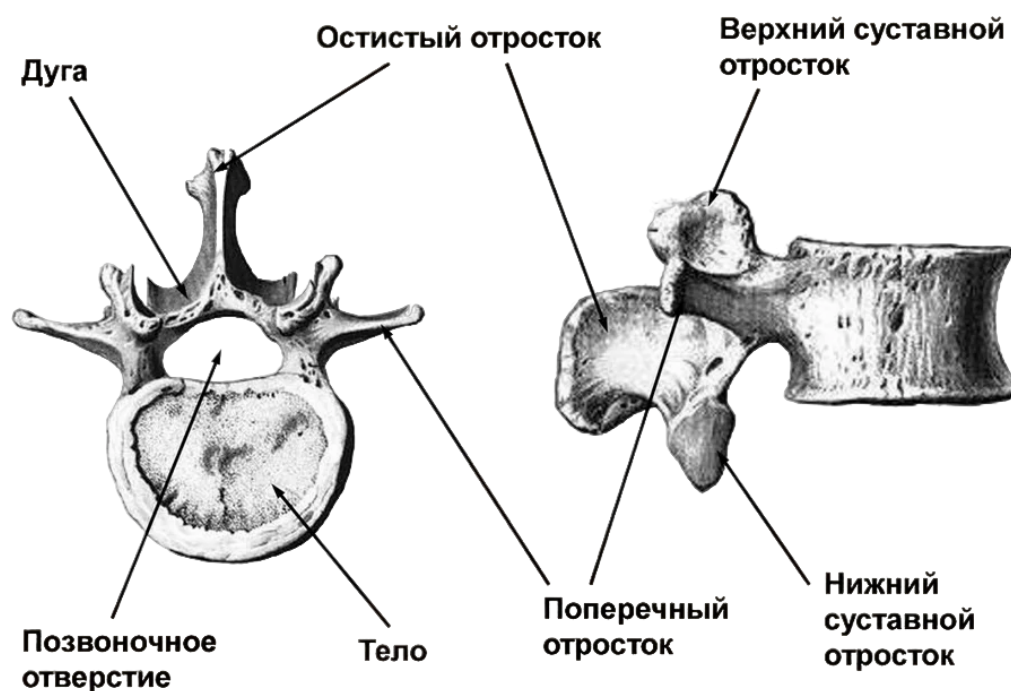


Рисунок 1.2 — Строение позвонка

Межпозвоночный диск представляет собой сложную биоинженерную систему, состоящую из трех взаимосвязанных компонентов: пульпозного ядра, фиброзного кольца и замыкательных пластинок (рисунок 1.3). Пульпозное ядро представляет собой гидрофильное гелеобразное образование с высоким со-

держанием протеогликанов, преимущественно агрекана, что обеспечивает его исключительные амортизационные свойства и способность к равномерному распределению вертикальной нагрузки. Фиброзное кольцо образует периферическую часть диска и состоит из 15-25 концентрических коллагеновых пластин (ламелл) с разнонаправленной ориентацией волокон, обеспечивающих устойчивость к скручивающим и сдвигающим усилиям. Замыкательные гиалиновые пластинки интегрируют диск с телами смежных позвонков, осуществляя диффузное питание и ограничивая перемещение пульпозного ядра.

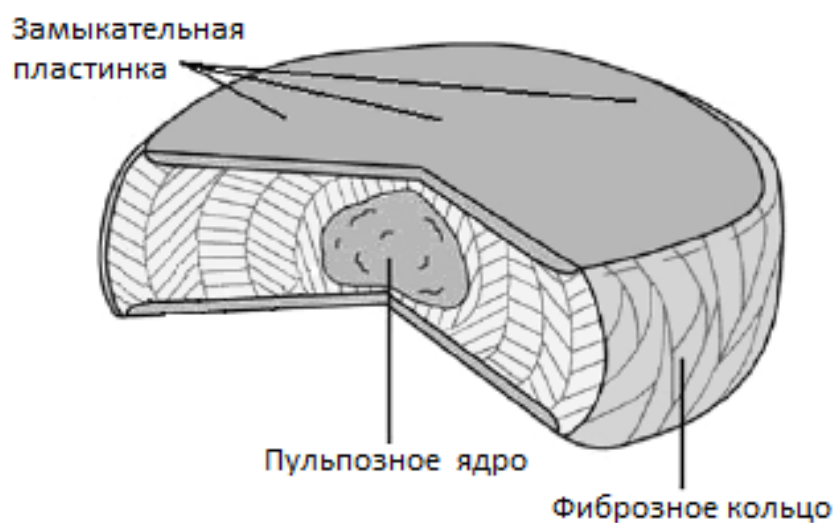


Рисунок 1.3 — Строение межпозвоночного диска

Связочный аппарат позвоночника обеспечивает динамическую стабильность и биомеханическую целостность позвоночного столба. Ключевыми элементами данной системы являются (рисунок 1.4): передняя продольная связка (*ligamentum longitudinale anterius*), проходящая по вентральной поверхности тел позвонков и обладающая высокой прочностью на растяжение; задняя продольная связка (*ligamentum longitudinale posterius*), расположенная внутри позвоночного канала и образующая сегментарные расширения в области дисков; желтые связки (*ligamenta flava*), состоящие на 80% из эластических волокон и обеспечивающие напряжение при сгибании и возврат в нейтральное положение; межостистые (*ligamenta interspinalia*), надостистые (*ligamentum supraspinale*) и межпопереч-

ные связки (ligamenta intertransversaria), формирующие комплексную систему стабилизации между костными выступами.

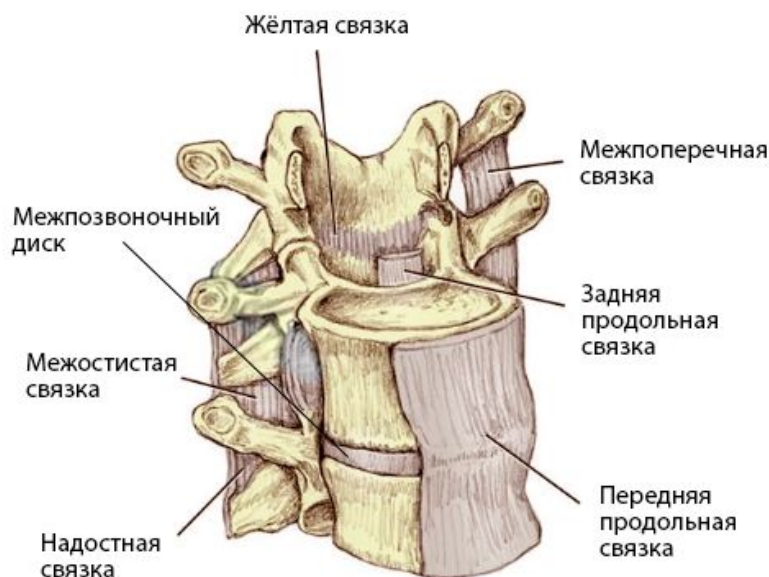


Рисунок 1.4 — Связочный аппарат позвоночника

1.2 Современные направления биомеханического моделирования позвоночно-двигательных сегментов

Биомеханическое моделирование (БМ) позвоночно-двигательных сегментов широко применяется исследователями при решении биомедицинских задач. Научными группами решаются как частные задачи, так и исследуются проблемы создания и внедрения систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса (ПТК) [4,12]. Для этого авторами разрабатываются количественные биомеханические критерии оценки успешности лечения, позволяющие сравнивать различные варианты лечения последствий заболеваний и повреждений ПТК и выбирать среди них наиболее успешный с точки зрения механической прочности и надежности [9].

Известны работы, посвященные созданию способов выявления подвывиха в фасеточных суставах ПДС поясничного сегмента позвоночника [37]. На

основе БМ оценивается прочность и стабильность различных вариантов промежуточной транспедикулярной фиксации [38]. БМ используется для оценки напряженно-деформированного (НДС) состояния систем «ПДС-имплантаты» при травмах грудных позвонков [39]. Вычислительные модели используются для исследования влияния пористых кейджей на биомеханические характеристики соседних сегментов позвоночника [5]. Изучается биомеханика поясничного отдела позвоночника при установке транспедикулярных винтов [40]. Моделирование также успешно используется при анализе новых методов фиксации поясничного отдела позвоночника [41]. С помощью БМ становится возможным учитывать специфические для пациента геометрические модели структур позвоночника [42], а также их механические свойства, определяемые по данным компьютерной томографии (КТ) [15].

БМ сегментов позвоночника актуально не только для взрослых пациентов, но и для детей. Так, разработана модель шейного отдела позвоночника пациента раннего возраста для применения в целях повышения безопасности детей при дорожно-транспортных происшествиях [43]. Известна также полная модель шейного отдела позвоночника, позволяющая моделировать такие движения, как флексия и экстензия [44]. По мнению авторов, модель может быть перспективной для симуляции хирургических операций у детей, при этом она основывается на механических свойствах элементов позвоночника взрослых пациентов.

Проведено численное биомеханическое исследование системы «позвонки – эндофиксаторы», направленное на прогнозирование внутренних усилий в костных структурах и имплантатах при моделировании коррекции сколиотической деформации у пациента раннего возраста [2]. Авторами создана подробная биомеханическая модель сегмента Th12-S1 позвоночника пациента раннего возраста, включающая тела позвонков, межпозвонковых дисков, а также связочный аппарат и систему транспедикулярной фиксации. В то же время, в этой работе свойства губчатой кости позвонков не отличаются от свойств

кости взрослого пациента, что подтверждает необходимость оценки этих параметров у детских позвонков.

С помощью БМ оценены послеоперационные кинематические и биомеханические параметры в позвоночнике 8-летнего пациента при дистракции, направленной на устранение сколиотической деформации [18]. В статье авторы также упоминают, что при моделировании не удалось учесть механические свойства костных тканей позвоночника, характерные для пациентов раннего возраста.

Отмечаются сложности в создании моделей сегментов позвоночника детей из-за фактического отсутствия опубликованных данных о механических свойствах детских костных и мягких тканей и других параметров, необходимых для валидации таких моделей [45].

1.3 Методы построения пациент-ориентированных твердотельных моделей сегментов позвоночника

Известны различные методы создания твердотельных моделей сегментов позвоночника. Подавляющее большинство авторов для создания пациент-ориентированных моделей в качестве исходных данных используют результаты компьютерной томографии [46–48]. Построение моделей на основе КТ может выполняться в ручном, полуавтоматическом или автоматическом режимах. Гладкость поверхности тел позвонков обеспечиваются функциями сглаживания [49–51].

При ручном способе построения моделей сегментов позвоночника применяются специализированные программные продукты для обработки медицинских данных, представленных в DICOM формате [52]: *sterS* [53], *Mimics* [49, 54], *HyperMesh* [55], *3D Slicer* [50] и другие. Как правило, модели позвонков включают в себя как кортикальную, так и губчатую кость [50, 51, 54]. Существует два основных подхода создания моделей кортикальной кости. При первом по дан-

ным КТ выделяют границу кортикальной кости (с учетом ее толщины), а внутреннее пространство заполняют моделью губчатой кости. При втором походе на основе КТ создают объем губчатой кости, который затем покрывают кортикальной костью, моделируемой оболочечными элементами [47, 49, 51, 54, 55]. При этом толщина кортикальной кости обычно варьируется от 0,4 до 1 мм.

Связочный аппарат обычно моделируется одномерными пружинными элементами, работающими только на растяжение [37].

Модели межпозвонковых дисков учитывают их сложное строение: пульпозное ядро, а также фиброзные кольца [5, 40].

Некоторые авторы учитывают детальное строение фасеточных суставов [56], тогда как большинство их моделирует с помощью постановки контактных условий [57, 58].

При полуавтоматическом методе создания твердотельных моделей сегментов позвоночника могут использоваться нейросетевые технологии [27, 59]. Реконструкция поверхности тел позвонков может осуществляться с помощью метода «марширующих кубов» [60]. При полуавтоматическом методе автоматизация касается обычно только обработки данных КТ для построения моделей тел позвонков, тогда как другие объекты (диски, связки) строятся в ручном режиме.

Опубликованы результаты создания прототипа системы поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса, в который внедрены методы полуавтоматического создания моделей сегментов позвоночника, основанные на использовании искусственного интеллекта [12, 27].

Известны также и полностью автоматизированные методы создания моделей позвоночника, использующие данные магнитно-резонансной томографии [61].

1.4 Анализ рентгеновской плотности (единицы Хаунсфилда) как предиктора стабильности металлофиксации в предоперационном планировании

Одним из наиболее важных предикторов стабильности металлоконструкции является минеральная плотность костной ткани (МПКТ, МПК) позвонков [62, 63]. Предоперационная оценка МПК в позвонках является важнейшим этапом при планировании хирургического вмешательства на поясничном отделе позвоночника. Несмотря на то, что двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия является «золотым стандартом» определения МПК, этот метод имеет ряд ограничений для применения у пациентов с дегенеративными заболеваниями позвоночника и тем более при предоперационном планировании у таких пациентов [64–67]. Всё более актуальным становится измерение МПК в Nu по данным предоперационной компьютерной томографии. Единицы Хаунсфилда являются достоверным показателем для оценки МПК позвоночника и диагностики остеопороза [68]. Также Nu являются более сильным предиктором послеоперационных осложнений, чем Т-критерий [68, 69], и широко используются для прогнозирования ослабления винта. Дополнительным преимуществом измерения МПК в Nu является возможность измерения в любой анатомической области позвонка и в любой проекции, чем и пользуются авторы при исследовании позвонков на наличие остеопороза – анализируют минеральную плотность и Nu губчатой кости тела позвонков и их ножек [70–72].

Разные авторы публикуют существенно различающиеся пороговые Nu для диагностики остеопороза и оценки риска несостоятельности металлофиксации. Так в работе [73] дается значение $Nu=153,5$ (для женщин), для грудного отдела позвоночника оптимальное пороговое значение для Nu составило 126,3 [74]. В

статье [75] найдено пороговое $Nu=113,21$, на основе которого можно выявлять пациентов с высоким риском потери стабильности одноуровневой фиксации позвонков L4-L5. Yao с соавторами опубликовали $Nu=117$, которое является фактором риска несостоятельности спондилодеза [70]. Пациенты со значениями Nu в позвонках L1-L4 менее 115,7 были подвержены большему риску развития оседания кейджа [71].

Таким образом, существует довольно существенная вариабельность в пороговых Nu , на основе которых можно выявлять пациентов с риском потери стабильности винтов и проседания кейджа. Этот вопрос требует дополнительного исследования, поэтому в данной работе выполнено обоснование порогового Nu , необходимого для выявления пациентов с риском потери стабильности фиксации на нижнепоясничном уровне позвоночника.

1.5 Экспериментальные и расчетные методы определения механических свойств губчатой костной ткани

Жесткость кости, описываемая эффективным модулем упругости, характеризует ее способность сопротивляться деформации. Это свойство имеет большое значение для понимания взаимосвязи между структурой и функцией кости и имеет клиническое значение в задачах планирования и прогнозирования результатов травматолого-ортопедического лечения, разработки имплантатов и характеристики свойств кости в различных анатомических областях. Возможность точного и эффективного определения жесткости кости имеет решающее значение для понимания клиницистами влияния заболеваний, возраста и медицинских вмешательств на качество кости.

Эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости довольно часто применяются для определения ее механических и прочностных свойств

[76–80]. Подобные испытания могут быть достаточно легко реализованы и применяются для оценки эффективного модуля упругости, пределов прочности и упругости губчатой кости. Результаты по сжатию образцов костей вместе с данными компьютерной томографии позволяют строить регрессионные зависимости для определения пациент-ориентированных механических характеристик губчатой кости позвонков, головок бедра и других костей взрослых лиц и пациентов раннего возраста [15, 16].

Единицы Хаунсфилда (Hu), описывающие рентгеновскую плотность костной ткани, многие годы применяются для расчета и моделирования индивидуальных прочностных свойств губчатой кости [15, 81, 82]. На основе Hu рассчитывают модули упругости, пределы текучести и прочности кости. Эти показатели наряду с данными о геометрии позвонков используются для создания и расчета пациент-ориентированных биомеханических моделей сегментов позвоночника [4, 37, 56–58].

При моделировании сегментов позвоночника авторы часто считают кортикальную и губчатую кости изотропными [37, 57, 58]. При этом авторы используют различные значения модулей упругости кортикальной и губчатой кости. Тем не менее, для взрослых пациентов модуль упругости кортикальной кости обычно берется равным 11000–12000 МПа, а модуль упругости губчатой кости порядка 100–200 МПа [56, 57]. Коэффициент Пуассона губчатой и кортикальной костей обычно берется равным 0,3, что хорошо согласуется с экспериментальными результатами [83].

Следует отметить, что для детей эти показатели практически не изучены, а при создании биомеханических моделей исследователи обращаются к данным взрослых пациентов, используя их с некоторыми поправочными коэффициентами [84].

1.6 Математические постановки задач для оценки напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательных сегментов

В подавляющем большинстве современных работ, в которых изучается напряженно-деформированное состояние сегментов позвоночника, ставятся и решаются статические задачи теории упругости [9, 37–39, 56, 57, 84]. Такие задачи решаются в пространственных постановках преимущественно методом конечных элементов. Важными этапами решения являются анализ сеточной сходимости [37, 58] и валидация моделей [57]. При этом авторы сравнивают результаты собственного моделирования с данными, получаемыми другими авторами на аналогичных моделях, а также с результатами натурных экспериментов. Основными показателями, на основе которых осуществляют валидацию моделей, являются диапазоны движений в ПДС [50, 57, 85], внутридисковое давление [57], а также эквивалентные напряжения по Мизесу в системах фиксации [86]. Диапазоны движений (в иностранной литературе ROM – range of motion) фактически описывают изменение углов между замыкательными пластинками соседних позвонков, измеряемыми в боковой и фронтальной плоскостях.

Кортикальная и губчатая кости обычно считаются линейно-упругими, межпозвонковые диски моделируются гиперупругими, а связочный аппарат – пространственными или одномерными элементами типа пружина, работающими на растяжение.

Нижние замыкательные пластинки нижних позвонков жестко защемляются, а к верхним замыкательным пластинкам верхних позвонков прикладываются изгибающие и скручивающие моменты величиной 7,5–10 Н*м [5, 57], имитирующие такие движения тела человека, как флексия (наклон вперед), экстензия (наклон назад), а также боковые наклоны (влево и вправо) и ротацию тела по и против часовой стрелки. Также к верхним замыкательным пластинкам

участвующих в моделировании позвонков прикладывают следящую нагрузку, направленную вдоль оси тел позвонков и имитирующую действие веса тела пациента [57].

Взаимодействие позвонков в фасеточных суставах обычно моделируется посредством постановки контактных условий без трения или с малым коэффициентом трения. Известны единичные работы, в которых предлагается использовать существенно более сложные модели фасеточных капсул, учитывающие синовиальную жидкость [56].

При анализе результатов моделирования авторы обращают внимание на такие показатели НДС, как эквивалентные напряжения в костной ткани, в фиксирующих конструкциях, деформации в межпозвонковых дисках, в костной ткани. Анализируется также диапазон движений между соседними позвонками, а также в сегментах, состоящих из нескольких позвонков [50, 57, 85].

1.7 Выводы по главе

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 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 компьютерной томографии. 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 напряженно-деформированного состояния

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. Однако 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 позвоночно-двигательных сегментов позвоночника. В то же время, механические свойства детских позвонков практически не изучены, а биомеханические модели сегментов позвоночника детей включают в себя механические свойства пациентов старшего возраста.

Глава 2

Постановка задачи биомеханики об НДС ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНЫХ СЕГМЕНТОВ

В диссертационной работе исследовалось напряженно-деформированное состояние двух сегментов позвоночника вместе установленными системами металлофиксации: поясничного сегмента L4-L5 взрослого пациента и грудопоясничного сегмента Th11-L2 пациента раннего возраста.

Для сегмента L4-L5 моделировалось декомпрессивно-стабилизирующее хирургическое вмешательство, направленное на лечение дегенеративного заболевания и предусматривающее установку четырех транспедикулярных винтов (соединенных стержнями) и межтелового заменителя (кейджа) вместо межпозвонкового диска. Рассматриваемая модель сегмента L4-L5 вместе с системой фиксации нагружалась статическими силами и моментами, имитирующими вес тела пациента и мышечные усилия, связанные с его типовыми движениями.

Для сегмента Th11-L2 моделировался первый этап хирургического лечения, связанного с исправлением сколиотической деформации, и заключающийся в установке четырех транспедикулярных винтов, соединенных стержнями, а также двух крючков для дополнительной опоры на отростки позвонков. Система позвонков Th11-L2 вместе с металлофиксаторами нагружалась статическими силами, имитирующими контракционную нагрузку, применяющуюся врачом при исправлении сколиотической деформации.

Численное решение поставленных статических задач биомеханики осуществлялось в программе Ansys 19.2. Анализировались наибольшие эквивалентные напряжения по Мизесу (эффективные напряжения), возникающие в губчатой кости позвонков и сравнивались с соответствующими пределами прочности.

Численное моделирование исследуемых сегментов позвоночника осуществ-

лялось в статической постановке с учетом допущений:

- сегменты позвоночника представляли собой составные конструкции с переменным сечением. Осуществлялась жесткая фиксация нижних частей (замыкательных пластин), а к верхним частям (замыкательным пластинам) прикладывалась распределенная (по верхним замыкательным пластинам позвонков) нагрузка в виде сил и моментов;
- межпозвонковый диск (в интактной модели сегмента L4–L5 взрослого пациента) считался составным, включающим в себя пульпозное ядро и круговые фиброзные кольца, разделенные кольцевыми слоями волокон. Ядро и фиброзные кольца считались однородными, изотропными, несжимаемыми и гиперупругими;
- связки моделировались одномерными пружинами, работающими на растяжение;
- костные ткани, имплантаты являлись однородными, изотропными и линейно-упругими;
- деформации считались малыми;
- начальные напряжения в исследуемых сегментах отсутствовали.

2.1 Математическая постановка задачи

2.1.1 Основные уравнения

Численно с помощью метода конечных элементов для каждого сегмента решалась задача статики упругого тела.

Уравнения равновесия при условии равенства нулю массовых сил в пространственной декартовой системе координат имели вид:

$$\sigma_{ij,j} = 0. \quad (2.1)$$

Связь между компонентами тензора напряжений σ_{ij} и тензора деформаций ε_{ij} определялась формулой Грина:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}}, \quad (2.2)$$

где W – упругий потенциал.

Для линейно-упругой модели упругий потенциал имеет вид:

$$W = \frac{1}{2}(\lambda J_1^2 + 2\mu J_2), \quad (2.3)$$

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:

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}, \quad \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}. \quad (2.4)$$

Для гиперупругой модели (межпозвонковые диски) брался упругий потенциал Муни-Ривлина (двухкомпонентная модель) с учетом несжимаемости материала диска:

$$W_{hyper} = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3), \quad (2.5)$$

где инварианты определяются соотношениями $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$, $I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_1^2\lambda_3^2$, а λ_i представляют собой степени удлинения и выражаются через главные деформации $\lambda_i = 1 + \varepsilon_i$, C_{10} , C_{01} – константы материала, определяемые экспериментально.

Компоненты тензора малых деформаций ε_{ij} и вектора перемещений u_i связаны соотношениями:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (2.6)$$

индексы i, j пробегают значения от 1 до 3.

2.1.2 Граничные условия

Для полного описания задачи об НДС упругого тела необходимо задать граничные условия на его поверхности. Поскольку в рассматриваемых задачах граничные условия были смешанного типа, граница S элементов была разделена на 2 области: S_σ (2.7), на которой заданы поверхностные силы, и S_u (2.8), на которой заданы перемещения:

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3)n_j|_{S_\sigma} = P_i(x_1, x_2, x_3), \quad (2.7)$$

$$u_i(x_1, x_2, x_3)|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3), \quad (2.8)$$

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.

Полученные области при разбиении границы удовлетворяют условию:

$$S = S_\sigma \cup S_u. \quad (2.9)$$

Статическое нагружение (рисунок 2.1) ПДС L4–L5 взрослого пациента осуществлялось сжимающей силой величиной 400 Н, действующей по нормали к верхней замыкательной пластинке позвонка L4 и имитирующей типовой вес тела пациента, а также изгибающими и скручивающими 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) [4, 57, 58]. Нижняя замыкательная пластинка позвонка L5 жестко закреплялась. Связки, указанные в таблице 2.1, моделировались одномерными пружинными элементами, учитывающими линейную связь между растяжением и усилием в пружине. На рисунке 2.1 связки показаны в виде пружин, соединяющих тела позвонков в точках в соответствии с их анатомическим расположением [37].

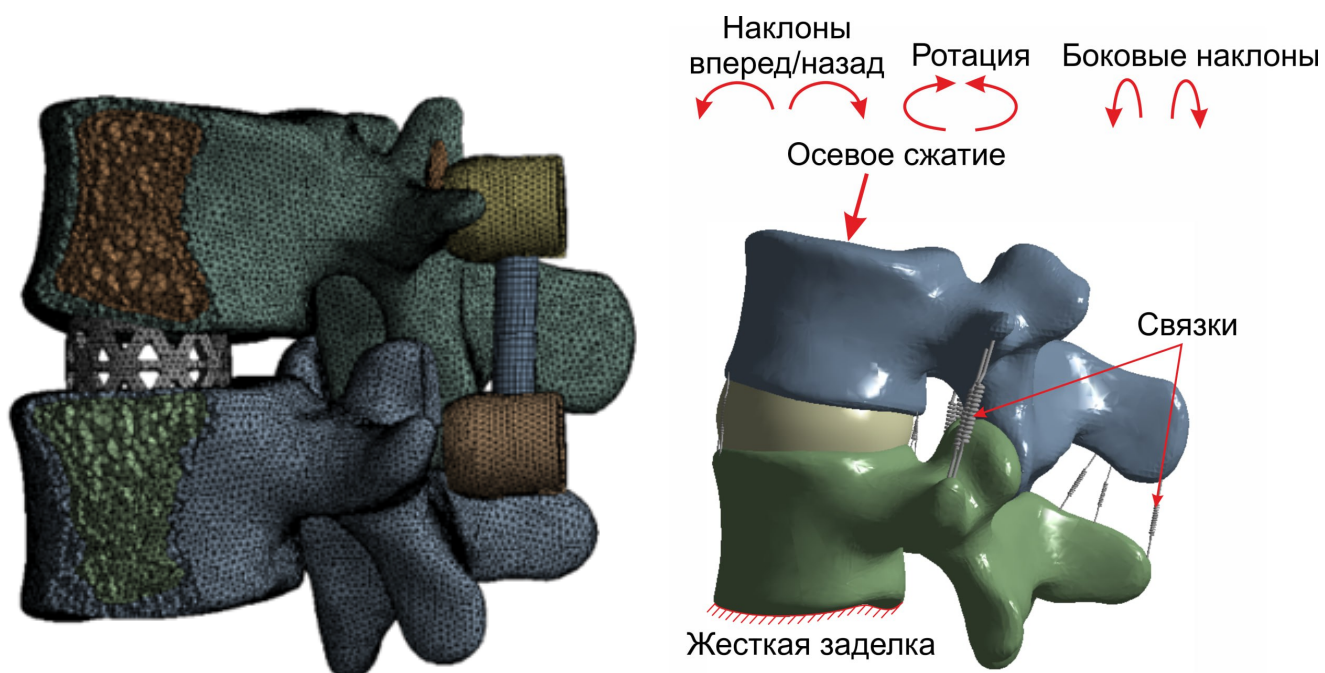


Рисунок 2.1 — Визуализация вычислительной сетки (слева) и нагрузок на ПДС L4–L5 взрослого пациента (справа)

Таким образом, в работе 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. С учетом того, что при расчетах брали 9 различных значений модуля упругости губчатой костной ткани позвонков, всего было решено 63 статические задачи биомеханики.

При моделировании сегмента Th11–L2 позвоночника пациента раннего возраста нагрузка (усилие контракции) действовала на головку транспедикулярного винта, а направление ее действия – поперек оси винта (рисунок 2.2). 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 дуг позвонков. Если ни в одном из позвонков не достигались условия разрушения (не возникали напряжения, равные или большие предельным), то расчет повторялся с увели-

чением 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.

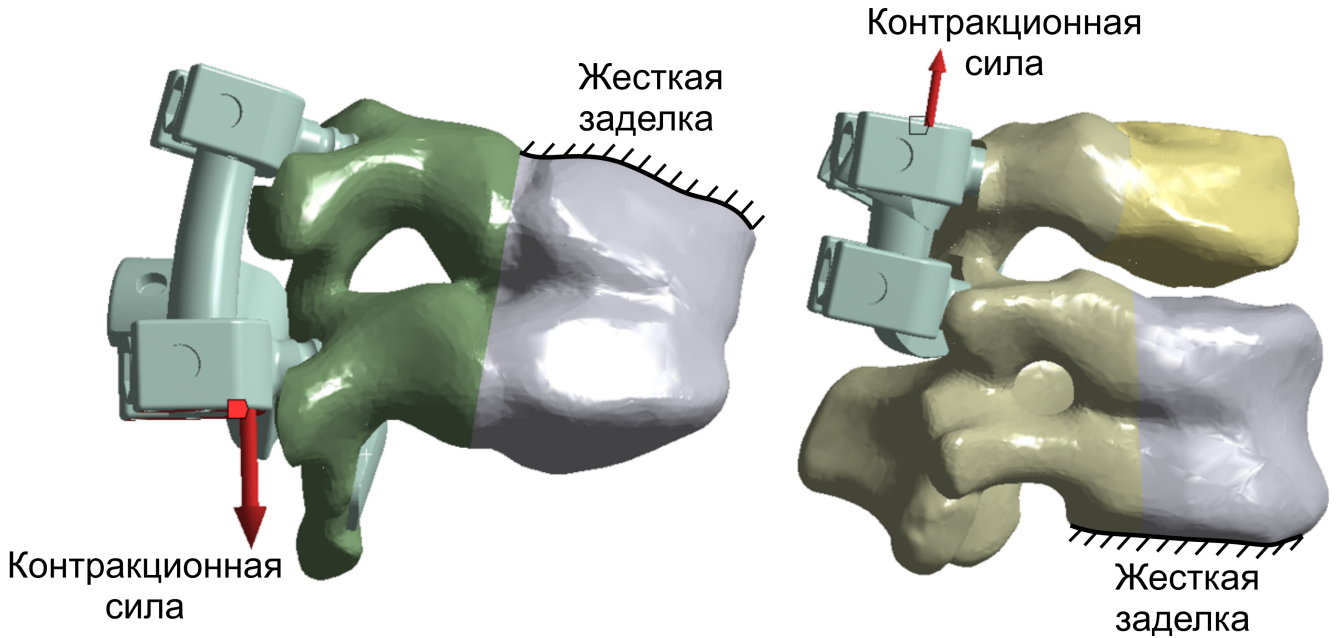


Рисунок 2.2 — Точки приложения и направления контракционных нагрузок:
слева — на верхние позвонки, справа — на нижние

2.1.3 Контактные условия

Приведем схематичное описание (рисунок 2.3) контактного взаимодействия на примере контакта между телом позвонка и межтеловым заменителем [87, 88].

При наличии трения на контактной поверхности касательные усилия на контактной поверхности подчиняются закону трения Кулона (2.10):

$$|t_t^{(k)}| = \mu_{cont} |t_n^{(k)}|, \quad k = \overline{1, 2}, \quad (2.10)$$

где $t_t^{(k)}$ — касательные усилия на контактной поверхности, $t_n^{(k)}$ — нормальные усилия на контактной поверхности, μ_{cont} — коэффициент трения.

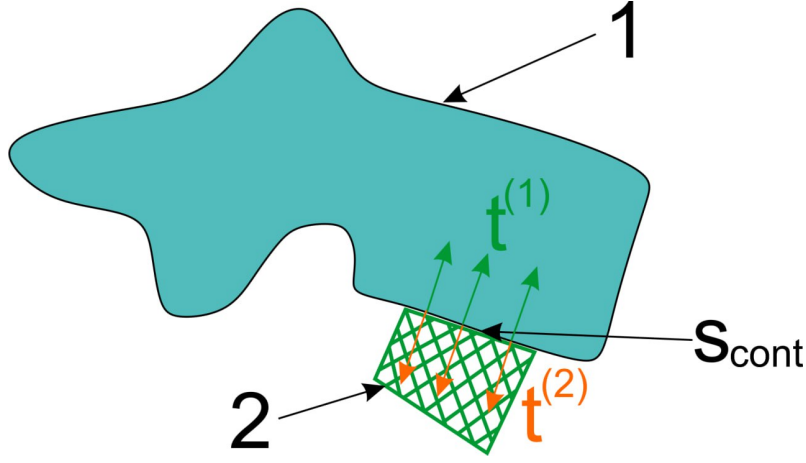


Рисунок 2.3 — Схема контактного взаимодействия позвонка и межтелового заменителя

В задачах, решаемых в данной работе, ставилось два типа контактных условий. Первый тип – условие полного контакта (2.11) 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 детских позвонков. Второй тип – контакт с трением (2.12) ставился между телами позвонков и межтеловым заменителем (в модели ПДС L4-L5 взрослого пациента), между позвонками и транспедикулярными винтами в обеих моделях (в модели ПДС L4-L5 взрослого пациента и в модели Th11-L2 пациента раннего возраста).

$$\begin{aligned} u_i^{(1)}|_{S_{cont}} &= u_i^{(2)}|_{S_{cont}}, \\ t_i^{(1)}|_{S_{cont}} &= t_i^{(2)}|_{S_{cont}}, \end{aligned} \quad (2.11)$$

$$\begin{aligned} u_n^{(1)}|_{S_{cont}} &= u_n^{(2)}|_{S_{cont}}, \\ t_n^{(1)}|_{S_{cont}} &= t_n^{(2)}|_{S_{cont}}. \end{aligned} \quad (2.12)$$

В контактных условиях (2.11) $u_i^{(1)}$, $u_i^{(2)}$ – компоненты векторов перемещений контактирующих точек тела позвонка и межтелового заменителя, $t_i^{(1)}$, $t_i^{(2)}$ – компоненты векторов напряжений контактирующих точек тела позвонка и межтелового заменителя, $i = \overline{1, 3}$.

В контактных условиях (2.12) $u_n^{(1)}$, $u_n^{(2)}$ – проекции векторов перемещений контактирующих точек тела позвонка и межтелового заменителя на вектор внешней нормали к телу позвонка, $t_n^{(1)}$, $t_n^{(2)}$ – проекции векторов напряжений контактирующих точек тела позвонка и межтелового заменителя на внешние нормали.

Модели элементов ПДС строились таким образом, что контактирующие тела изначально находились в плотном контакте без зазоров. Условия нагружения исключали потерю контакта.

Коэффициент трения между костными тканями и имплантатами для обеих рассмотренных моделей принимался равным 0,2, что согласуется с экспериментальными исследованиями [89] и работами, посвященными численному моделированию позвоночно-двигательных сегментов [57, 58, 86, 90]. В фасеточных суставах ставились контактные условия без трения, при моделировании операции TLIF контакт в фасеточном суставе убирался: таким образом моделировалась его резекция.

2.1.4 Механические свойства

Механические свойства кортикальной кости, титанового сплава, из которого изготовлены имплантаты, межпозвонковых дисков и связок брались из литературы [5, 15, 37, 40, 86, 90, 91] и представлены в таблице 2.1.

Механические свойства (модули упругости и пределы прочности) 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 единицах Хаунсфилда. Описания методик расчета механических свойств губчатой кости приведены в разделе 2.3 диссертации.

Таблица 2.1 — Механические свойства

Структура	Модель	Свойства	Источник
Кость			
Кортикальная	Линейно-упругая	$E = 12000$ МПа, $\nu = 0,3$	[5]
Трабекулярная	Линейно-упругая	$E = 20 - 186$ МПа, $\nu = 0,3$	[15]
Диск			
Пульпозное ядро	Муни-Ривлина	$C_{10} = 0,18$ МПа, $C_{01} = 0,45$ МПа	[40]
Фиброзное кольцо	Муни-Ривлина	$C_{10} = 0,12$ МПа, $C_{01} = 0,03$ МПа	[40]
Кольцевые слои волокон	Линейно-упругая	$E = 360 - 550$ МПа, $\nu = 0,3$	[5]
Имплантаты			
Винты, стержни, кейдж	Линейно-упругая	$E = 110000$ МПа, $\nu = 0,3$	[5]
Связки		Осевая жесткость, Н/мм	
Передняя продольная (ALL)	Пружина	40,5	[37]
Задняя продольная (PLL)	Пружина	25,8	[37]
Межостистая (ISL)	Пружина	8,7	[37]
Надостистая (SSL)	Пружина	18,0	[37]
Желтая (LF)	Пружина	27,2	[37]
Межпоперечная (IT)	Пружина	50,0	[37]

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.

2.2 Разработка пациент-ориентированных геометрических моделей сегментов позвоночника

2.2.1 Модель сегмента L4-L5

В данной работе исследовались две твердотельные модели позвоночно-двигательного сегмента L4–L5: интактная и с системой транспедикулярной фиксации и межтеловым кейджем типа Mesh (операция TLIF).

Твердотельные модели ПДС L4–L5, включающие губчатую и кортикальную кости, были построены на основе анонимизированного КТ здорового добровольца в управляющем модуле «Биомеханическое моделирование» [33] с использованием сверточных нейронных сетей [27]. Для создания интактной модели между позвонками L4 и L5 в SolidWorks был построен межпозвонковый диск (с учетом кольцевидных соединительнотканых пластинок и студенистого ядра). Для создания модели с системой фиксации модели позвонков L4 и L5 были совмещены с моделями системы фиксации и межтеловым заменителем типа Mesh. Использовались типовые модели транспедикулярных винтов (длина винтов 45 мм, диаметр винтов 5,5 мм, диаметр стержней 5,5 мм) и кейджа Mesh (диаметр 25 мм). Процесс построения моделей представлен на рисунке 2.4.

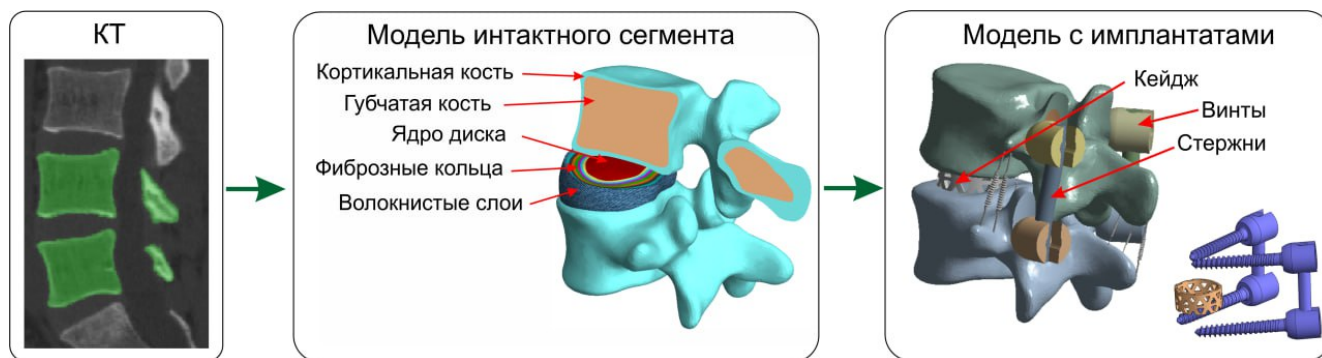


Рисунок 2.4 — Процесс построения моделей интактного сегмента L4–L5 и сегмента с системой фиксации

Модель на рисунке 2.4 содержит губчатую, кортикальную кости позвонков L4, L5, четыре полиаксиальных транспедикулярных винта, межтеловой заменитель типа Mesh, а также модели связок, выполненные в виде пружин (spring) [37].

2.2.2 Модель груднопоясничного сегмента позвоночника пациента раннего возраста

В НМИЦ им. Г.И. Турнера в рамках предоперационного планирования выполнено КТ-сканирование позвоночника, на основе которого в системе Mimics была построена пациент-ориентированная геометрическая модель груднопоясничного сегмента Th11-L2 позвоночника пациента раннего возраста. Далее в системе SolidWorks в модель были установлены модели транспедикулярных винтов, соединенные стержнями, а также крючки для дополнительной фиксации по отросткам. Затем под контролем лечащего врача из НМИЦ им. Г.И. Турнера Минздрава России положение верхних позвонков было скорректировано в сагиттальной и фронтальной проекциях, чтобы ось позвоночника на данном участке была приведена к планируемой лечащим врачом конфигурации, что позволило проводить расчет максимально допустимой нагрузки в финальном положении сегмента.

Исходная и итоговая твердотельные модели сегмента позвоночника вместе с фиксирующими конструкциями представлены на рисунке 2.5.

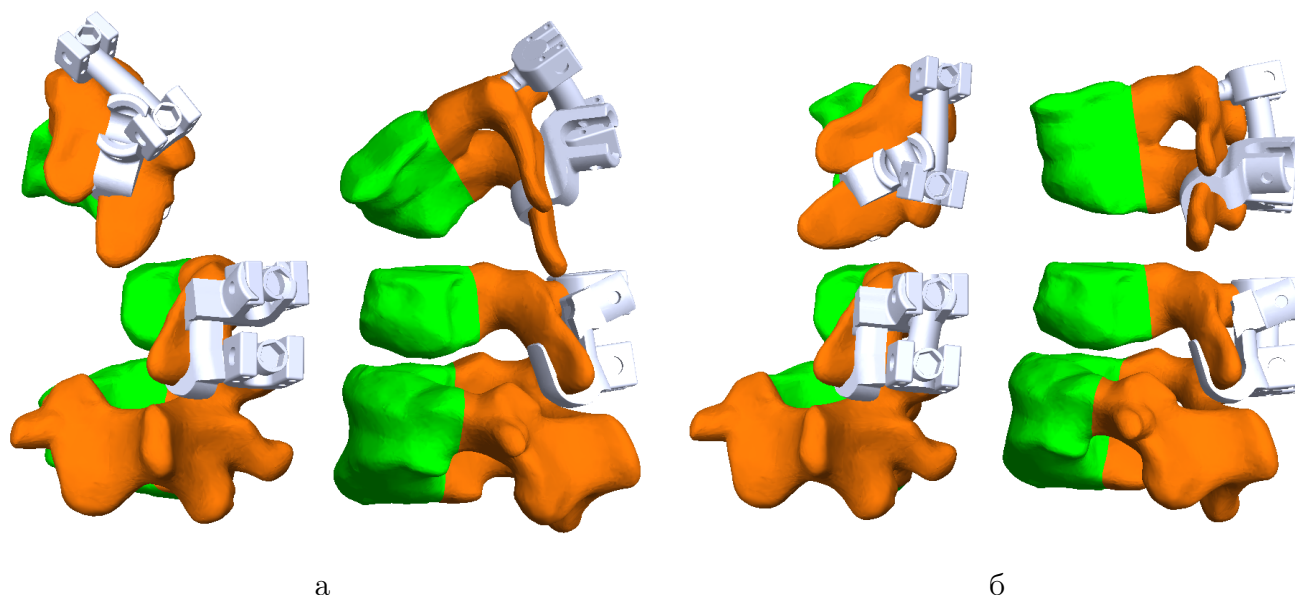


Рисунок 2.5 — Исходная (а) и итоговая (б) твердотельные модели сегмента Th11-L2 позвоночника

Итоговая модель груднопоясничного сегмента позвоночника пациента 3 лет состояла из двух грудных (Th11, Th12) и двух поясничных позвонков (L1, L2), а также транспедикулярных винтов и крючков. Каждый позвонок представлял собой совокупность тела позвонка и корень дуги, представленные в модели разными механическими свойствами.

2.3 Методика расчета пациент-ориентированных механических свойств губчатой кости на основе данных КТ

2.3.1 Расчёт свойств губчатой кости позвонков L4-L5

Исследование механических характеристик позвонков и построение регрессионных зависимостей, связывающих эффективный модуль упругости и $\Pi_{\text{и}}$, от-

крывает возможность проводить персонифицированное биомеханическое моделирование не только в отношении геометрии, но также в части свойств костных тканей конкретного пациента.

Для расчета модуля упругости губчатой кости по данным КТ необходимо построить зависимость для вычисления ее объемной минеральной плотности ($vBMD$), так как именно этот показатель преимущественно применяется при вычислении модуля упругости [15]. Для этого были обработаны полученные на кафедре математической теории упругости нашей научной группой данные, связывающие рентгеновскую плотность (в единицах Hu) и минеральную плотность [92]. Это позволило построить зависимость (2.13), продемонстрированную на рисунке 2.6. Данная зависимость отлично согласуется с данными других авторов [93, 94].

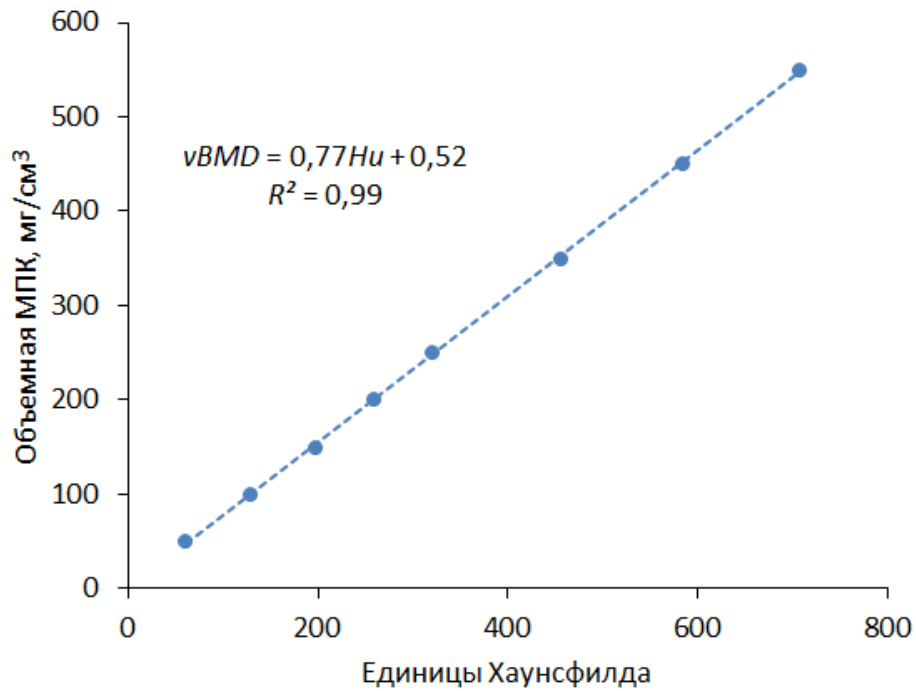


Рисунок 2.6 — Зависимость объемной минеральной плотности от единиц Хаунсфилда, построенная по данным из [92]

$$vBMD = (0,77Hu + 0,52) \text{ мг/см}^3. \quad (2.13)$$

Далее из литературы были выбраны формулы, связывающие прочностные

свойства губчатой кости и vBMD. Выбирались именно те формулы, которые были получены при проведении экспериментов по сканированию в компьютерном томографе и сжатию относительно длинных (цилиндрических образцов кости). Это требование к соотношению длины и ширины сжимаемого образца позволяет применять стержневую теорию при расчете модуля упругости, что и делают авторы в своих работах [91, 95]. В итоге было выбрано по две формулы для каждой характеристики: (2.14) и (2.15) для модуля упругости, (2.16) и (2.17) для предела прочности [15].

$$E^{(1)} = (0,00081Hu^{2,26} + 0,00034) \text{ МПа}, \quad (2.14)$$

$$E^{(2)} = (0,003Hu^{1,94} + 0,0014) \text{ МПа}, \quad (2.15)$$

$$\sigma_u^{(1)} = ((2,21Hu^{2,12} + 0,96) * 10^{-5}) \text{ МПа}, \quad (2.16)$$

$$\sigma_u^{(2)} = (0,015Hu - 0,89) \text{ МПа}. \quad (2.17)$$

В дальнейшем при проведении численных расчетов значения прочностных свойств, полученных по каждой паре формул, усредняли и в расчетах использовали осредненные значения модуля упругости и предела прочности губчатой кости.

Далее на основе анонимизированного КТ здорового добровольца были оценены средние значения Hu его поясничных позвонков, как показано на рисунке 2.7. Это значение (256 Hu) использовали далее в качестве отправной точки (максимальное значение Hu) при расчете прочностных свойств.

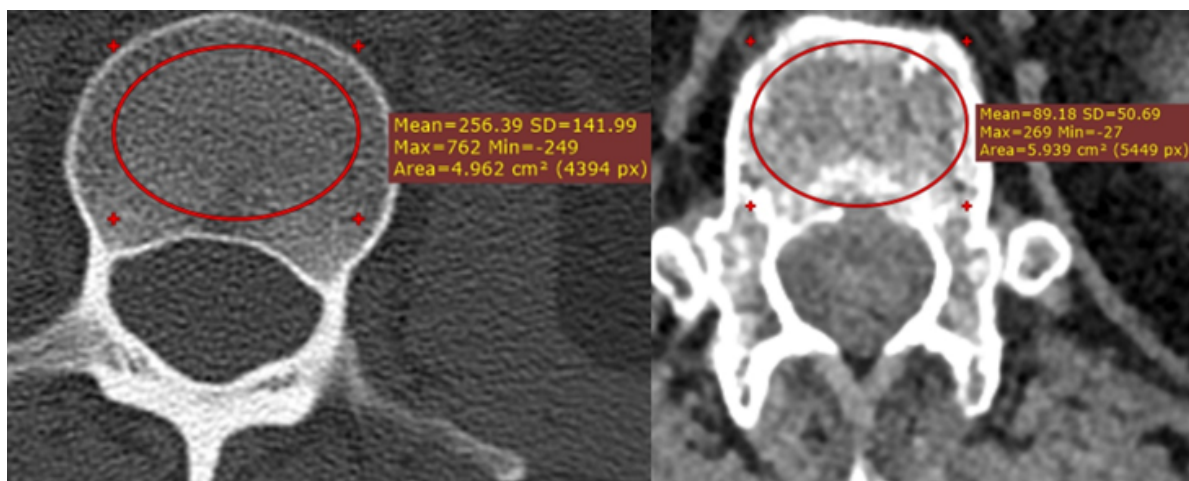


Рисунок 2.7 — Единицы Хаунсфилда, осредненные по аксиальному срезу поясничного позвонка пациента с нормальной плотностью кости (слева) и пациента с остеопорозом (справа)

Единицы Хаунсфилда пациента с остеопорозом губчатой кости поясничных позвонков были вычислены по его КТ и не превышают 90 единиц, что показано на рисунке 2.7 справа. Это значение (90 Ну) взяли в качестве минимального при расчете прочностных свойств

При анализе зависимости прочностных свойств (модуль упругости и предел прочности) костной ткани от Ну брались следующие значения последних: 256, 190, 165, 140, 130, 125, 110, 100, 90. Наибольшее значение в 256 единиц соответствовало среднему показателю у поясничных позвонков здорового добровольца (рисунок 2.7). Далее Ну постепенно снижались, при этом значение 190 единиц соответствует модулю упругости в 100 МПа, которое наиболее часто берется исследователями при биомеханических расчетах [4, 57, 58]. Затем выбирались такие значения, чтобы они соответствовали равномерному снижению модуля упругости на 20-25 МПа. Наименьшее значение в 90 Ну было взято из того расчета, что по данным литературы [96] оно соответствует губчатой кости с сильно сниженной плотностью (остеопороз), а также было определено по КТ пациента с остеопорозом (рисунок 2.7 справа).

2.3.2 Расчёт свойств губчатой кости позвонков пациента раннего возраста

Модули упругости груднопоясничного сегмента детского позвоночника были определены по дооперационной КТ пациента. Для этого по КТ вычислялись средние значения Hu для позвонков, в которые планировалась установка транспедикулярных винтов [84,97,98]. Коэффициент Пуассона кости и свойства титанового сплава, из которого изготовлены имплантаты, приведены в таблице 2.1. Результаты расчета модулей упругости приведены в разделе 5.1 Главы 5 диссертации.

Пределы прочности губчатой кости тел позвонков и корней дуг рассчитывались по формуле (2.18), взятой из литературы [15], так как проведенные в данном исследовании эксперименты по сжатию образцов губчатой кости не позволили определить ее предел прочности из-за ограничений испытательной машины. Значения пределов прочности (в МПа) приведены в разделе 5.1 Главы 5 данной работы.

$$\sigma_u = (35,48Hu^{2,27} + 34,5 * 10^5) \text{ Па.} \quad (2.18)$$

2.4 Анализ сходимости по пространственной сетке для верификации конечно-элементных моделей

При конечно-элементном моделировании использовались линейные 4-узловые тетраэдрические конечные элементы. Связки моделировались линейными одномерными 2-узловыми конечными элементами типа пружина, работающими только на растяжение.

При анализе сеточной сходимости при оценке НДС сегмента L4-L5 взрослого пациента характерный размер элемента вычислительной сетки постепенно снижали с 1,75 мм до 1 мм с шагом 0,25 мм. Результаты расчетов (внутри-

дискового давления и эквивалентных напряжений в диске) интактной модели сегмента L4-L5 на сетках с характерными размерами элементов 1,25 мм и 1 мм отличались менее, чем на 5% [58]. Поэтому все последующие расчеты проводили с характерным размером элемента вычислительной сетки 1,25 мм, что соответствовало порядка 780 тыс. узлов. Графики сеточной сходимости интактной модели сегмента L4-L5 представлены на рисунке 2.8.

При расчёте НДС груднопоясничного сегмента позвоночника пациента раннего возраста также проводился анализ сеточной сходимости (рисунок 2.9). Размер ребра тетраэдра сетки варьировался от 1 мм до 0,45 мм. Результаты моделирования (наибольшие эквивалентные напряжения по Мизесу) стали практически неизменными (в рамках 5%) при среднем размере элемента сетки 0,6 мм. Итоговая вычислительная сетка содержала порядка 850 000 узлов для модели верхних позвонков и 760 000 узлов для модели нижних позвонков.

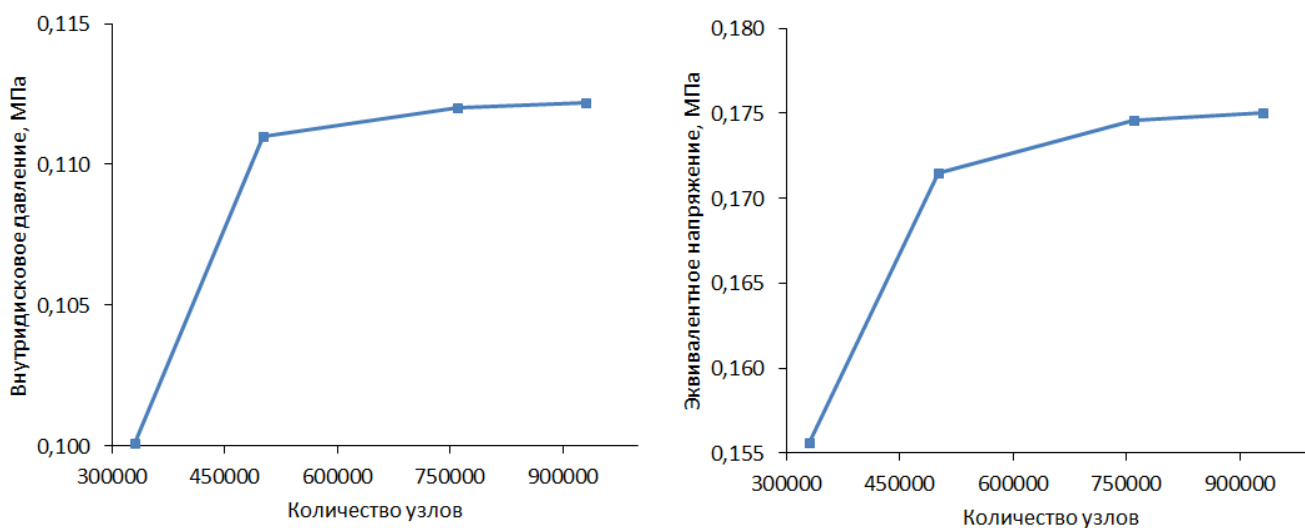


Рисунок 2.8 — Графики сеточной сходимости для параметров внутридискового давления и эквивалентных напряжений по Мизесу в межпозвонковом диске

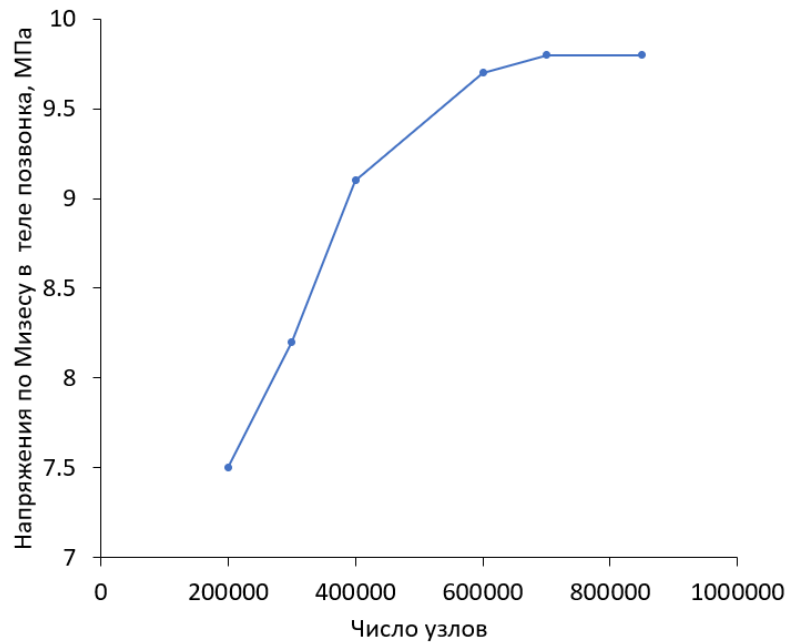


Рисунок 2.9 — Графики сеточной сходимости для эквивалентных напряжений по Мизесу в теле позвонка

2.5 Валидация биомеханической модели сегмента позвоночника L4-L5

Валидацию модели интактного сегмента L4-L5 проводили по методике, наиболее часто встречающейся в литературе, посвящённой моделированию сегментов позвоночника [99, 100].

При валидации интактной модели L4-L5 взрослого пациента сравнивали значения внутридискового давления (IDP) и диапазона движений (ROM) в сегменте с результатами других авторов (рисунок 2.10) [5, 57, 99, 101].

При валидации модели с системой фиксации при нормальной плотности губчатой кости, соответствующей ее модулю упругости 100 МПа, оценивали максимальные эквивалентные напряжения в винтах. Результат такого сравнения с работой Li et al., 2015 представлен на рисунке 2.11 [86].

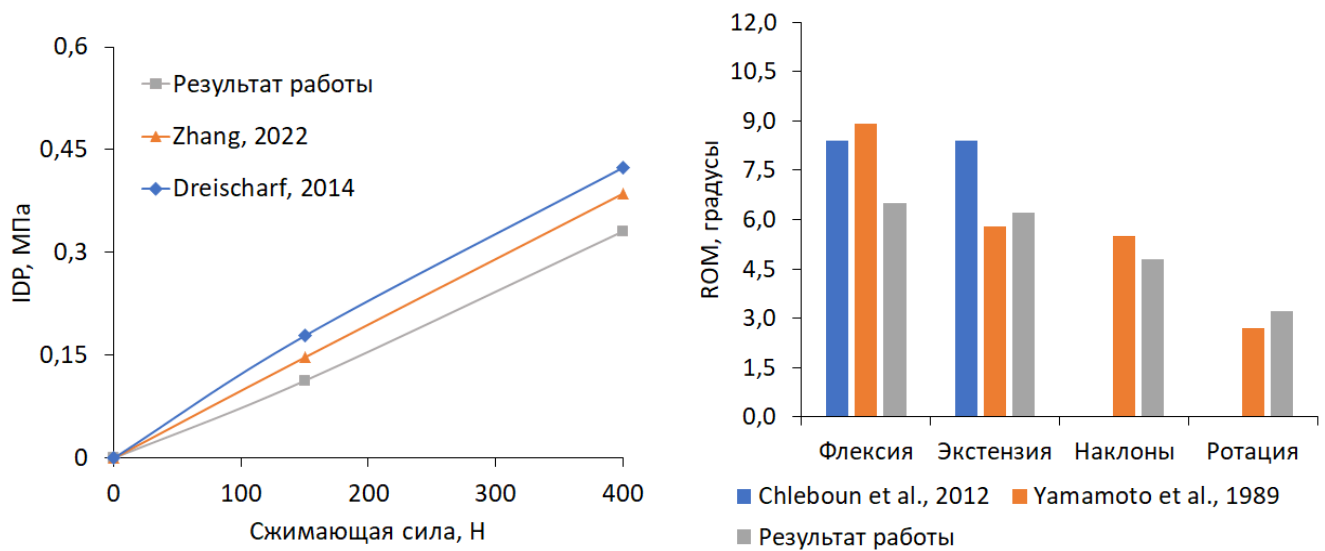


Рисунок 2.10 — IDP и ROM в интактной модели и сравнение с результатами других авторов

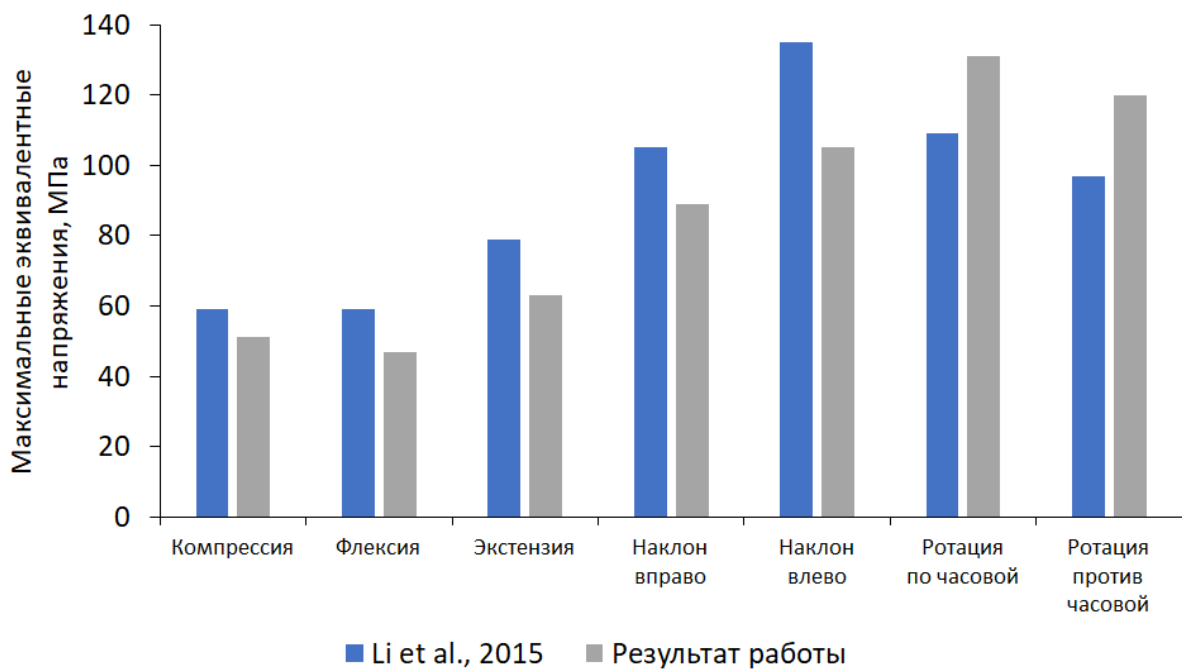


Рисунок 2.11 — Сравнение максимальных эквивалентных напряжений в винтах с результатами Li et al., 2015

Результаты валидации продемонстрировали хорошую согласованность расчётов с литературными данными.

2.6 Выводы по главе

В данной главе диссертации приведены постановки пространственных задач теории упругости о напряженно-деформированном состоянии изучаемых сегментов позвоночника вместе с установленными системами фиксации. Представлены механические свойства исследуемых объектов (кортикальная кость, связки, имплантаты, межпозвонковые диски) и методики их расчета для губчатой кости позвонков. 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 компьютерной томографии. Описаны результаты анализа сеточной сходимости и валидации биомеханических моделей.

Глава 3

Материалы и методы экспериментальных исследований

3.1 Методология проведения экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани

3.1.1 Эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости поясничных позвонков и коленного сустава крупного рогатого скота

Эксперименты по одноосному сжатию образцов для выявления зависимостей модуля упругости и предела прочности от МПК проводились на образцах губчатой костной ткани поясничных позвонков и коленного сустава крупного рогатого скота (коровы). Возраст животного в момент забоя – 18-20 месяцев. Период между забоем и проведением экспериментов составлял не более суток. Эксперименты проводились на универсальной испытательной машине Instron 3342 с нагрузочной ячейкой 500 Н (рисунок 3.1). Скорость нагружения образцов составляла 2 мм/мин. Образцы выпиливались вручную так, чтобы отношение высоты к характерному размеру поперечного сечения составляло не менее 5 к 1. Образцы представляли собой прямоугольный параллелепипед с высотой от 15 до 45 мм и шириной (длиной) – от 3 до 9 мм.

Перед проведением экспериментов по сжатию для каждого образца были произведены замеры ширины, длины, высоты и массы. Для определения массы использовались лабораторные весы Ohaus aх5202 с точностью до 0,01 грамма.

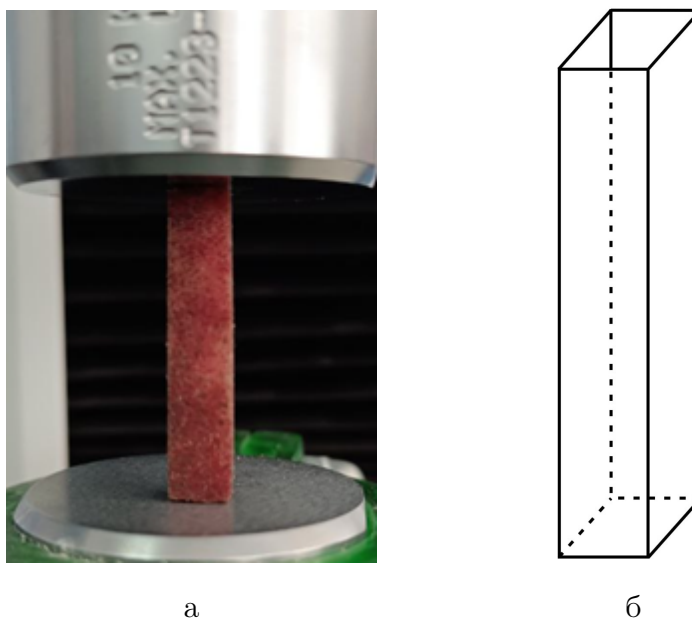


Рисунок 3.1 — а - образец в ходе эксперимента по одноосному сжатию, б - схематичное изображение образца

3.1.2 Исходные данные экспериментов по сжатию образцов губчатых костей головок бедра человека и их повторная обработка

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 использовались результаты ранее проведенных на кафедре математической теории упругости и биомеханики СГУ экспериментов по одноосному сжатию [16]. Исходные данные результатов экспериментов представляли собой файлы формата csv, содержащие значения напряжений (в МПа) и продольных деформаций образцов. Напряжения вычислялись программным обеспечением испытательной машины Instron 3342, на которой осуществлялось сжатие. Исходные данные были повторно обработаны с помощью оригинального алгоритма [26, 29] в автоматизированном режиме. В результате обработки исходных данных для каждого образца были получены эффективный модуль упругости и предел прочности.

Так как перед проведением экспериментов каждый образец подвергался сканированию в компьютерном томографе Toshiba Aquilion 64, то для каждого образца были известны также и Hu [16].

Таким образом, были обработаны результаты 323 экспериментов по одноосному сжатию образцов головок бедренной кости. Так как на момент проведения экспериментов направление выпиливания образцов из головок костей не фиксировалось, то к повторно обработанным данным натруных экспериментов был применен авторский метод кластеризации данных [1,28], позволивший получить новые зависимости между структурными и механическими свойствами.

3.1.3 Эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости, полученных из полупозвонков детей

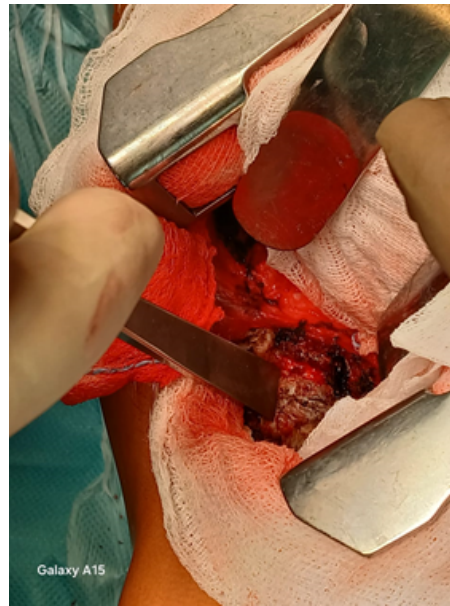
В ходе хирургического вмешательства с целью коррекции врожденной сколиотической деформации в НМИЦ им. Г.И. Турнера Минздрава России пациентам детского возраста проводили забор фрагмента тела полупозвонка (рисунок 3.2), которые в дальнейшем использовались для натурных экспериментов по определению механических свойств (всего 27 фрагментов полупозвонков).

До проведения испытаний фрагменты полупозвонков хранились в морозильной камере при температуре -20 градусов Цельсия в стерильных герметичных контейнерах. Показано, что такой процесс хранения не оказывает существенного влияния на структуру и на механические свойства кости [102].

Из объемов полупозвонков выделяли образцы в форме правильных параллелепипедов (рисунок 3.3). В силу небольших габаритов доступных образцов и относительной мягкости губчатой костной ткани, все работы по приданию образцам формы правильного параллелепипеда проводились с помощью обычного хирургического скальпеля. Грани образцов перед испытаниями шлифовались на наждачной бумаге.



а



б

Рисунок 3.2 — Забор фрагментов: а – интраоперационная рентгенограмма, тело полупозвонка маркировано рентгенметкой; б – этап удаления полупозвонка (передний доступ)

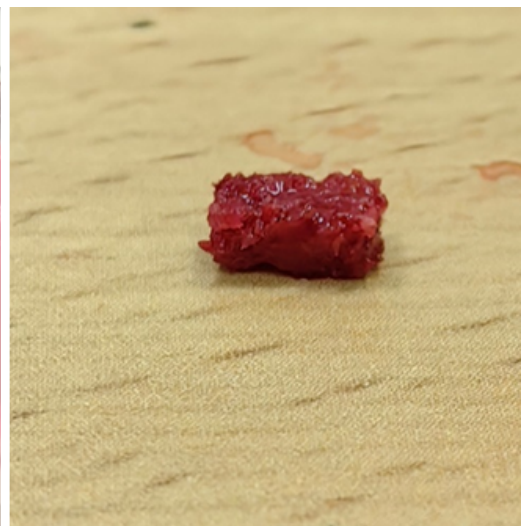


Рисунок 3.3 — Подготовка образцов: слева – исходные объемы костной ткани; справа – подготовленный для испытаний образец

Исследование механических характеристик образцов проводилось на мобильном испытательном стенде МС-3 (рисунок 3.4), разработанном в СГУ имени Н.Г. Чернышевского [103–105]. Мобильный стенд позволяет осуществлять

одноосное сжатие образцов губчатой костной ткани. Конструктивно стенд представляет собой аналог двухколонной испытательной машины и позволяет проводить эксперименты по одноосному сжатию образцов с фиксацией перемещений и нагрузки в режиме реального времени.

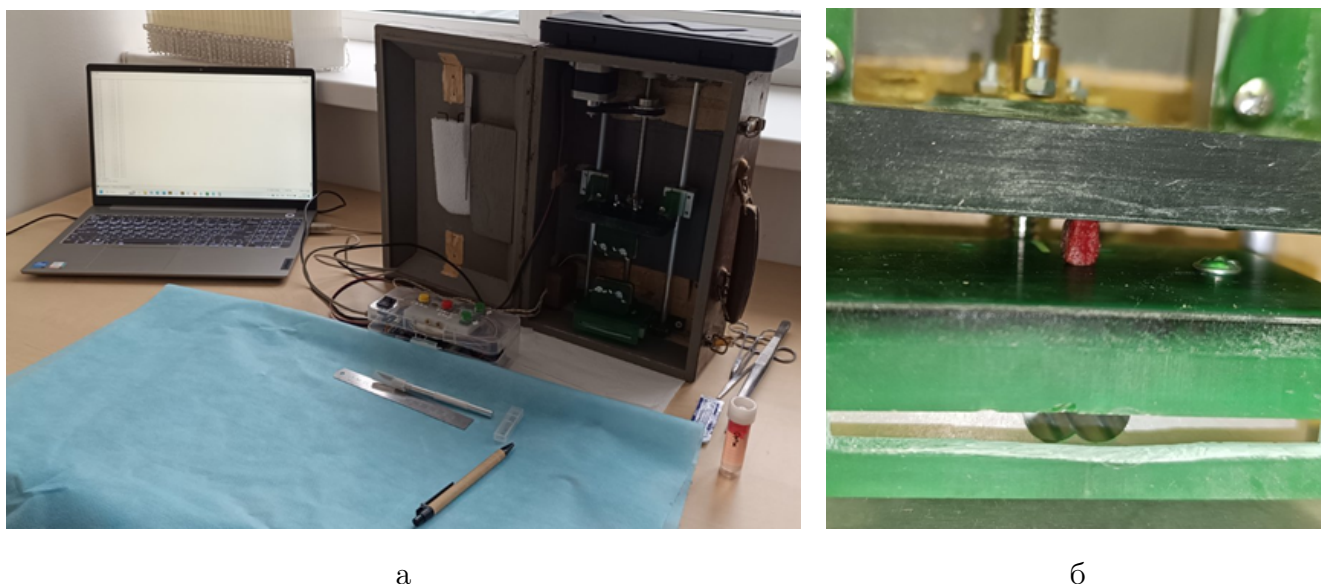


Рисунок 3.4 — Испытания на мобильном стенде: а – общий вид испытательного стенда; б – образец, установленный в стенде в ходе эксперимента

В результате испытания строится график зависимости напряжений от деформаций. По закону Гука для одноосного сжатия на основе линейного участка графика может быть рассчитан эффективный модуль упругости образца [26]. Большие деформации на диаграмме связаны с тем, что сжатию подвергались кости тел позвонков детей дошкольного возраста, существенно более мягкие по сравнению с костями взрослых пациентов. Пример графика с отмеченным линейным участком представлен на рисунке 3.5.

При одноосном сжатии/растяжении биологических материалов область диаграммы «напряжение-деформация» на рисунке 2.5, закрашенную зеленым, принято называть «носком» (в иностранной литературе *toe region*). При этом модуль упругости определяют по данным, расположенным на линейном участке диаграммы «напряжение-деформация», закрашенным оранжевым цветом на рисунке 3.5 [106–108]. Причина появления «носки» на диаграмме сжатия может

быть связана со сминанием микронеровностей на торцах образца.

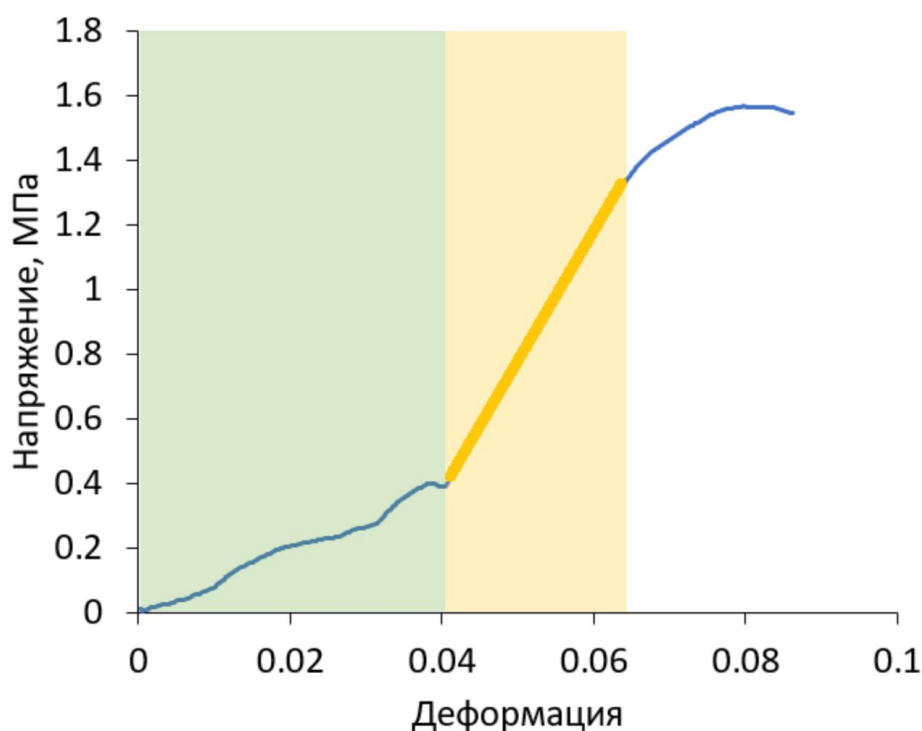


Рисунок 3.5 — Типовой график зависимости напряжений от деформаций (желтым показан линейный участок)

3.2 Методика определения объемной минеральной плотности костной ткани

Для экспериментального определения минеральной плотности кости (МПК) образцы костной ткани крупного рогатого скота после проведения экспериментов на сжатие обжигались в муфельной печи при температуре 600 °С до появления признаков белого каления (рисунок 3.6) [109]. Время сжигания зависело от их объёма и составляло от 3 до 4 часов. Важно отметить, что перед проведением экспериментов по сжатию для каждого образца были произведены замеры ширины, длины, высоты и массы. Для определения массы использовались лабораторные весы Ohaus ax5202 с точностью до 0,01 грамма.

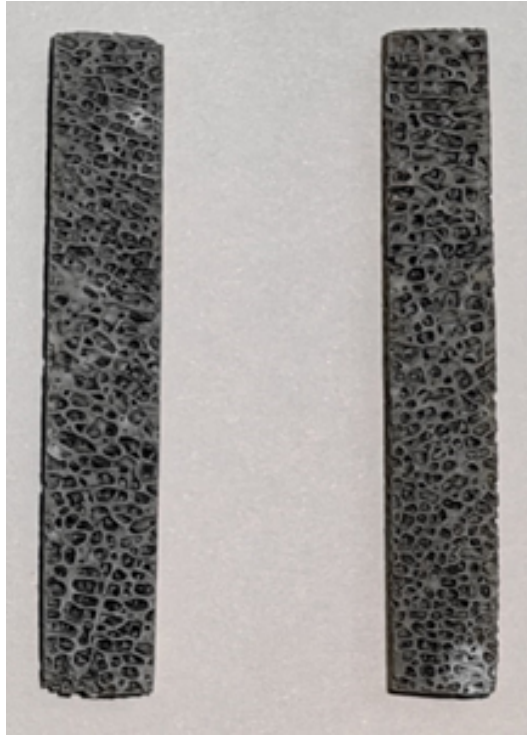


Рисунок 3.6 — Образцы после обжига в муфельной печи

После сжигания каждый образец был повторно взвешен, и была рассчитана его минеральная плотность по формуле (3.1):

$$BMD = \frac{m_{ash}}{V_{wet}}, \quad (3.1)$$

где m_{ash} — масса образца после сжигания (г), V_{wet} — объем образца до эксперимента (см³).

3.3 Протокол оценки средних значений единиц Хаунсфилда в телах позвонков по данным компьютерной томографии

В соответствии с методикой на аксиальных срезах для каждого позвонка взрослого пациента выделялась овальная область интереса (ROI) максимально возможного размера, исключая кортикальную кость (рисунок 3.7). В ROI сред-

нее значение Hu определялось автоматически. Для просмотра КТ и расчёта Hu использовалось программное обеспечение RadiAnt DICOM Viewer.

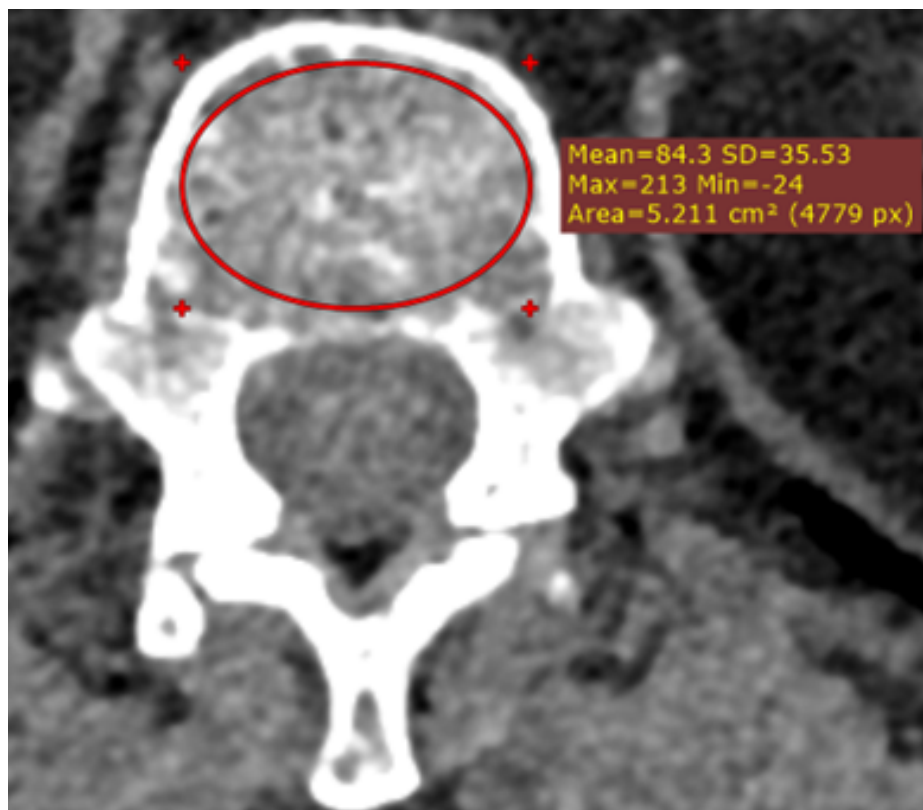


Рисунок 3.7 — Выделение ROI для определения среднего значения Hu

При анализе детских томограмм определяли средние значения Hu [92] тела полупозвонка, тел двух смежных с полупозвонком и следующих за ними интактных позвонков (рисунок 3.8). Область полупозвонка, из которой выделялся образец для испытаний, предварительно отмечалась на КТ лечащим врачом. В аксиальных срезах, соответствующих полупозвонку, вычислялось среднее значение Hu губчатой кости.

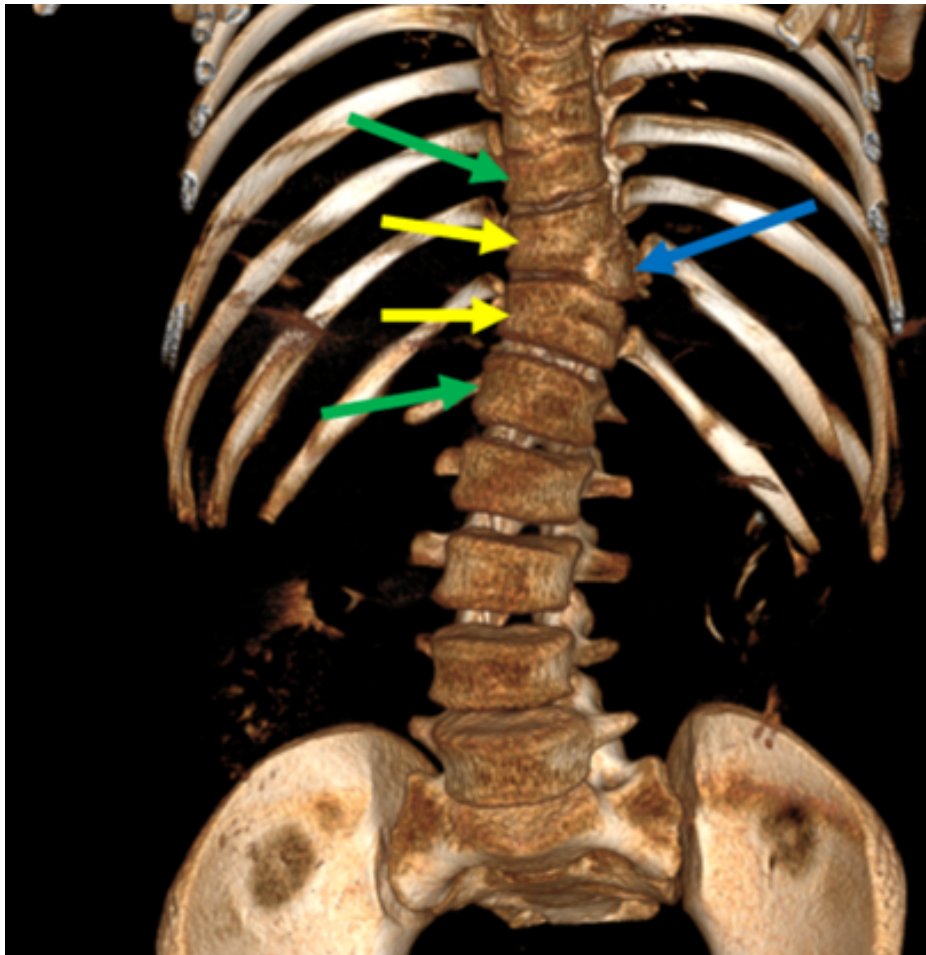


Рисунок 3.8 — Области, для которых вычислялись средние H_u : синяя стрелка – полупозвонок; желтые стрелки – смежные позвонки; зеленые стрелки – intactные (неповреждённые) позвонки

3.4 Алгоритм автоматизированной обработки диаграмм напряжение-деформация для определения механических характеристик

Исследование механических характеристик губчатой кости и построение зависимостей модуля упругости от МПК не представляется возможным без достаточного количества натурных экспериментов на испытательных машинах. При этом, как правило, обработка диаграмм «деформация-напряжение» проводится вручную, так как автоматические методы расчета модуля упругости,

заложенные в программное обеспечение испытательных машин, часто дают существенное отклонение от реальных результатов из-за присутствия на графиках участка так называемого «носки» (toe region), а также участков пластического деформирования и площадки текучести, в то время как модуль упругости необходимо определять только на линейном участке, соответствующем упругой деформации. Кроме того, предел прочности образца также должен определяться вручную, так как встроенные инструменты программного обеспечения разрывных машин позволяют фиксировать лишь максимальную нагрузку в ходе эксперимента, которая не всегда достигается в момент разрушения образца. Для повышения точности результатов испытаний проводится, как правило, серия экспериментов, и ручная обработка результатов может занимать значительное количество времени.

Ранее в Саратовском университете исследовались прочностные свойства губчатой кости головок бедра человека [16]: проведена серия экспериментов по одноосному сжатию образцов, в рамках стержневой теории рассчитаны их модули упругости. Обработка результатов экспериментов проводилась в ручном режиме. Каждый текстовый файл в формате .csv загружался в MS Excel, а по линейному участку на диаграмме рассчитывался модуль упругости. При большом числе экспериментов этот процесс является крайне трудоемким. В связи с этим в данной работе был разработан алгоритм автоматической обработки данных экспериментов по одноосному сжатию, позволяющий автоматически отбрасывать избыточные данные на диаграмме «напряжение-деформация», определять модуль упругости и предел прочности. В основе метода лежит алгоритм разбиения графика «напряжение-деформация» на прямолинейные отрезки и поиск модуля упругости на участках, которым соответствует наибольший коэффициент детерминации при описании участков графика линейными зависимостями.

Для автоматизации обработки результатов экспериментов формировалась модель данных, состоящая из толщины, ширины, высоты образца, а также столбцов со значениями напряжений и деформаций, полученных в ходе экс-

периментов на сжатие (хранятся в текстовом файле формата csv).

Для первичной обработки данных использовался метод скользящей средней. Первичная обработка необходима для исключения из анализа избыточных данных на кривой деформации (рисунок 3.9), которые находятся на графике после достижения предела прочности. По сути, необходимо было преобразовать данные к классическому виду диаграммы «напряжение-деформация» (к примеру, [110]).

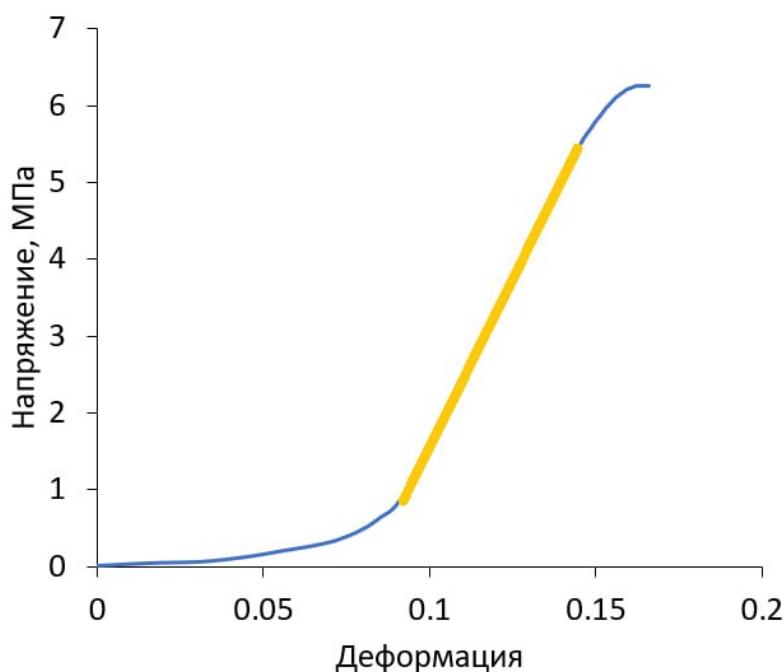


Рисунок 3.9 — Диаграмма «напряжение-деформация» после первичной обработки. Прямой линией показан линейный участок

После первичной обработки предел прочности определялся по диаграмме «напряжение-деформация» как глобальный максимум, то есть максимальное значение напряжения в МПа.

Определение модуля упругости сводится к поиску линейного участка диаграммы «напряжение-деформация». Для решения задачи поиска линейного участка был разработан алгоритм [26, 111], основанный на методе, описанном в справочнике по расчётам для программного обеспечения Bluehill [112].

Поиск осуществляется на участке от первой точки до точки с максималь-

ной нагрузкой. Ось абсцисс, соответствующая данному участку, делится на N равных отрезков. Методом наименьших квадратов рассчитывается угол наклона прямой, аппроксимирующей кривую на каждом отрезке. Из полученного множества отрезков с подсчитанными углами наклона выбирается пара соседних с наибольшей суммой углов. Отрезок из выбранной пары, рассчитанный угол для которого является наибольшим, соответствует искомому линейному участку кривой.

Число разбиений N выбирается из диапазона от 3 до 9. Диапазон разбиений определён эмпирически. Для каждого числа разбиений применяется алгоритм поиска линейного участка. Результатом будет последовательность линейных участков для каждого числа N . Критерием выбора итогового числа разбиений является коэффициент детерминации прямой линейного участка, аппроксимирующей диаграмму «напряжение-деформация»: выбирается N , которому соответствует самый высокий коэффициент.

Следует отметить, что алгоритм программного обеспечения Bluehill (встроенная управляющая программа испытательных машин Instron) использует фиксированное разбиение графика «напряжение-деформация» на 6 равных участков независимо от входных данных. В результате проведённых экспериментов по поиску линейного участка было установлено, что при фиксированном разделении графика модуль упругости не всегда определяется корректно.

3.5 Разработка и апробация алгоритма кластеризации данных механических испытаний

После применения методики автоматической обработки данных экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости, описанной в предыдущем разделе, было обнаружено, что при построении диаграммы зависимости механических свойств от значений N исходные данные разделяются на две

группы (два кластера) (рисунок 3.10). Оба кластера представляют собой пересекающиеся и вытянутые облака точек эллипсоидной формы, причем один кластер преимущественно направлен вдоль оси абсцисс.

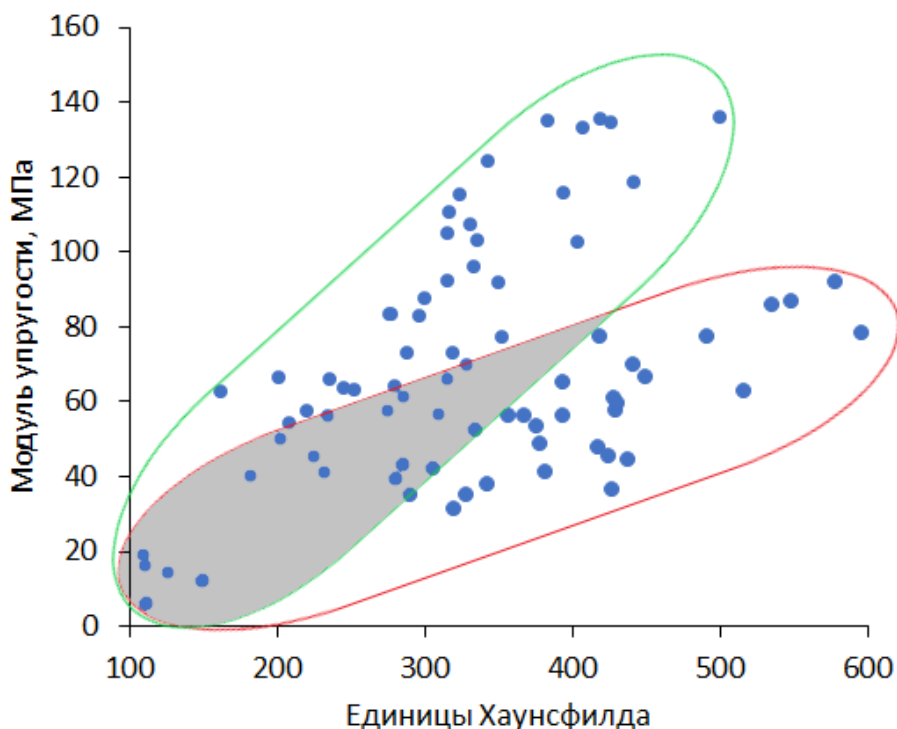


Рисунок 3.10 — Диаграмма зависимости модуля упругости от H_u с выделением двух пересекающихся кластеров

Для решения задачи кластеризации данных были проанализированы следующие алгоритмы. Метод k-средних [113,114] продемонстрировал низкую эффективность из-за невозможности точного определения центров кластеров, так как в области пересечения, выделенной серым цветом на рисунке 3.10, данный метод будет относить точки к тому или иному кластеру случайным образом. Также, метод k-средних более эффективен для поиска сферических кластеров примерно равного размера. В нашем случае, где кластеры являются вытянутыми и наклоненными относительно осей координат, данный метод некорректно сегментирует эллипсоидные облака, пытаясь разделить их на сферические участки. Алгоритм DBSCAN [115], основанный на анализе плотности, также не смог корректно разделить кластеры, поскольку не учитывает направление

и ориентацию их распределения, являющиеся одним из основных показателей. Метод Gaussian Mixture Models [113] не смог оценить параметры распределений из-за взаимного перекрытия кластеров и отсутствия четко выраженных максимумов правдоподобия.

Учитывая, что проанализированные методы кластеризации показали низкую эффективность, было принято решение о разработке оригинального алгоритма кластеризации данных.

Суть алгоритма заключается в следующем. Сначала значения эффективных модулей упругости и H_u нормировались и сводились к диапазону от 0 до 1 методом «Min-Max» [116]. Далее предполагалось, что в выборке имеется 2 кластера, поэтому она разбивалась на 2 начальные группы. С применением линейной регрессии методом наименьших квадратов строилась линия тренда для всех значений выборки. Полученная линия условно делит данные на две части (рисунок 3.11). Данный подход позволяет получить 2 практически равные выборки, которые будут являться исходными кластерами.

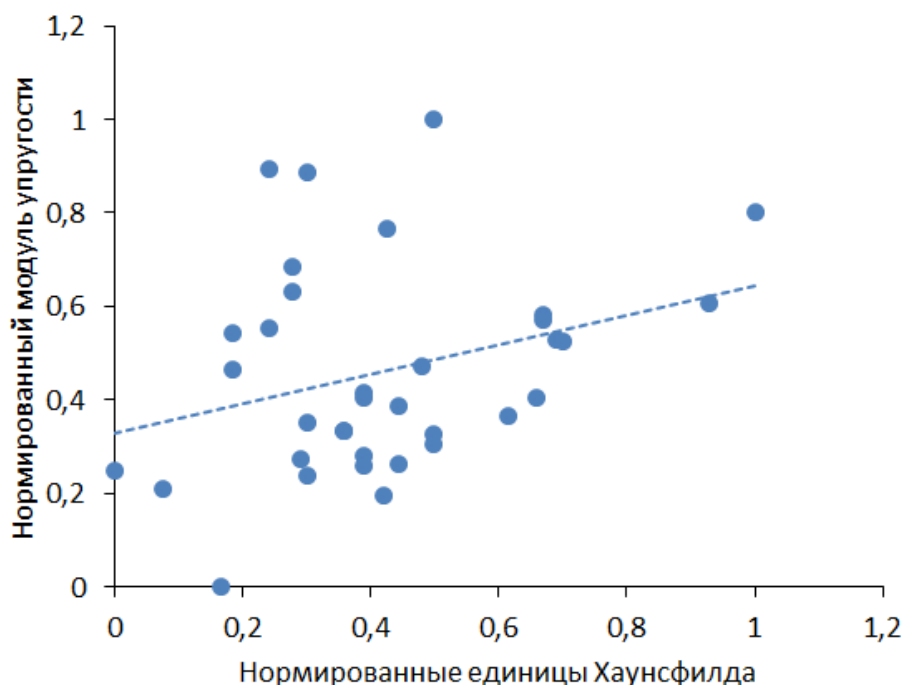


Рисунок 3.11 — Нормированная выборка с построенной линией тренда

Затем в каждом кластере выбирались наборы из 3 точек по определённым

алгоритмам. В кластере, который находится ниже линии тренда, производится двойная сортировка всех точек сначала по координате X (нормированные H_u) от меньшего к большему, затем по координате Y (нормированные эффективные модули упругости) от большего к меньшему. Из отсортированного набора точек берутся 3 точки с максимальными значениями координаты X и минимальными значениями координаты Y . В кластере, который находится выше линии тренда, производится двойная сортировка всех точек сначала по координате X от большего к меньшему, затем по координате Y от меньшего к большему. Из отсортированного набора точек берутся 3 точки с минимальным значением координаты X и максимальным значением координаты Y .

Далее предполагалось, что каждый составленный из 3 точек набор представляет собой отдельный кластер. Оставшиеся точки поочередно, начиная с точки с наименьшим радиус-вектором, добавлялись в каждый из кластеров. Для определения принадлежности точки к одному или другому кластеру строилась линейная регрессия, рассчитывалось значение коэффициента детерминации R^2 для каждого кластера, и за счёт разницы текущего и предыдущего R^2 сравнивались значения R^2 . Считалось, что точка принадлежит кластеру с наибольшей разницей значений. Пройдя таким образом по всем оставшимся точкам, получали разбиение на кластеры.

На последнем этапе проводилась корректировка и проверка всех точек на принадлежность к своему кластеру. Из общего списка имеющихся точек бралась точка и определялось, в каком кластере она находится. После этого её перемещали во второй кластер. Затем рассчитывалось значение R^2 для обоих кластеров и проверялось условие: сумма получившихся R^2 должна быть больше суммы R^2 до переноса точки из одного кластера в другой, и разность « $1-R^2$ » у кластера с добавленной точкой должна быть меньше разности « $1-R^2$ » у кластера без этой точки. При выполнении этого условия точка переходит в другой кластер, в противном случае точка остаётся в исходном кластере. Пройдя по всем точкам и убедившись, что все они находятся в своих кластерах, получалось

итоговое разбиение исходных данных на 2 кластера.

Отметим, что апробация алгоритма кластеризации результатов экспериментов по одноосному сжатию была проведена на образцах губчатой кости полупозвонков и головок бедра человека и на образцах губчатой кости позвонков и коленного сустава КРС.

3.6 Выводы по главе

В данной главе представлена методология натурных экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости. Описана методика определения объемной минеральной плотности кости, основанная на обжиге образцов в муфельной печи. В главе также даны подробные описания авторского алгоритма автоматизированной обработки результатов натурных экспериментов и оригинальной методики кластеризации данных.

Глава 4

Механические свойства губчатой кости

Пациент-ориентированное биомеханическое моделирование, в первую очередь, основывается на индивидуальных геометрических моделях исследуемых объектов, а также на их механических свойствах. Пациент-ориентированные механические свойства костных тканей могут быть определены на основе данных медицинского диагностического оборудования. Для этого необходимо проведение механических экспериментов, а также сканирование образцов в компьютерном томографе и/или сжигание образцов после экспериментов для оценки их минеральной плотности. На основе этих данных становится возможным связать структурные и механические свойства костных тканей посредством регрессионных зависимостей, которые можно использовать для расчета индивидуальных свойств конкретного пациента, необходимых для осуществления биомеханического моделирования. Отметим также, что при изучении механических свойств биологических объектов исследователи, во-первых, часто работают с существенно неоднородными и анизотропными материалами, а, во-вторых, ограничены в объемах тканей, из которых возможно изготовить образцы. Поэтому эксперименты с биологическими тканями проводятся на довольно больших выборках, обработка которых является крайне трудоемкой задачей. Более того, не всегда удается точно идентифицировать направление подготовки образцов из исходного объема ткани, что составляет большую проблему особенно при исследовании материалов со свойствами, существенно отличающимися в зависимости от направления.

С этой целью в данном исследовании разработаны, реализованы в виде программных продуктов и апробированы авторские методики автоматизированной обработки больших объемов результатов механических экспериментов по сжатию образцов костей. Также в работе предложен новый метод кластери-

зации данных, позволяющий строить зависимости механических от структурных свойств губчатой кости, соответствующие различным направлениям подготовки образцов. Эти разработки применены для получения новых регрессионных зависимостей, связывающих механические (эффективный модуль упругости, предел прочности) и структурные (рентгеновская плотность, выраженная в единицах Хаунсфилда и минеральная плотность кости) губчатой кости головок бедра взрослых пациентов и позвонков детей возраста 2-5 лет. В работе также выполнены эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости позвонков пациентов дошкольного возраста.

4.1 Апробация алгоритма автоматической обработки экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости бедра человека

Разработанный в данной диссертации и представленный в разделе 2.4 алгоритм автоматической обработки экспериментов по одноосному сжатию был апробирован при анализе результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости бедра. Эксперименты были проведены ранее на кафедре математической теории упругости и биомеханики.

В ходе работы был проведён анализ файлов с результатами экспериментов по одноосному сжатию. Для каждого образца строилось разбиение оси абсцисс графика на 3 – 9 отрезков. В каждом случае кривая аппроксимировалась линейной функцией, рассчитывался коэффициент детерминации и вычислялся модуль упругости. Корректно вычисленным считался модуль упругости, соответствующий разбиению с наибольшим коэффициентом детерминации.

На основе этих данных была создана таблица 4.1, демонстрирующая процентное соотношение конечного разбиения для каждого эксперимента.

Таблица 4.1 — Количество обработанных экспериментов при соответствующих разбиениях

Количество разбиений	Количество экспериментов
3	199
4	102
5	13
6	7
7	2
8	0
9	0

За счёт того, что алгоритм подразумевает автоматический подбор разбиений под каждую диаграмму «напряжение-деформация», то при обработке всех 323 результатов экспериментов для фрагментов губчатой кости головок бедренной кости [16] было получено, что в 199 случаев (составляет 61% от общего числа обработанных диаграмм) оптимальным является разбиение диаграммы на 3 равных отрезка, для 102 экспериментов (31% от общего числа) оптимальным является разбиение на 4 отрезка, для 13 экспериментов (4% от общего числа) оптимальным является разбиение на 5 отрезков, для 7 экспериментов (2% от общего числа) оптимальным является разбиение на 6 отрезков, для 2 экспериментов (менее 1% от общего числа) оптимальным является разбиение на 7 отрезков. Для всех экспериментов при разбиениях на 8 и более отрезков получались наименьшие значения коэффициента детерминации, что в результате ни одна диаграмма не была обработана.

Приведённые результаты демонстрируют, что в данном случае алгоритм, описанный в справочнике по расчётам [12], недостаточно точен для определения модуля упругости. Также следует отметить, что предложенное в [112] разделе-

ние на шесть равных частей обеспечивает только 2% от всех обработанных результатов экспериментов. Данный результат указывает на необходимость индивидуального подхода к делению исходных кривых «напряжение-деформация» на равные участки для более точного определения прямолинейного участка при поиске модуля упругости.

В таблице 4.2 приведены результаты расчётов модулей упругости при разбиении от 3 до 9 равных участков для выбранного случайным образом эксперимента по одноосному сжатию.

Таблица 4.2 — Модули упругости эксперимента, рассчитанные для различных разбиений графика «деформации-напряжения»

Количество разбиений	Коэффициент детерминации	Модуль упругости, МПа
3	0,85	4,18
4	0,79	4,44
5	0,81	4,33
6	0,71	4,71
7	0,71	4,69
8	0,74	4,61
9	0,7	4,73

На основе проведённых в Саратовском университете экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости головок бедра были получены модули упругости и зависимость для их расчета на основе рентгеновской плотности по КТ [16]. Данные этих экспериментов были повторно обработаны с помощью автоматического алгоритма. Описательные статистики вычисленных двумя способами модулей упругости представлены в таблице 4.3.

Таблица 4.3 — Описательные статистики вычисленных двумя способами модулей упругости

	Алгоритм машины Instron, МПа	Алгоритм автоматической обработки, МПа
Q1	57,71	58,03
Медиана	90	91
Q3	122,29	122,63

Для оценки нормальности распределения использовался тест Колмогорова-Смирнова, позволяющий проводить проверку для выборок, содержащих более 50 элементов [117].

Выборки с модулями упругости были сравнены с помощью критерия Манна-Уитни. Сравнение показало их равенство с уровнем значимости 5% [118]. Таким образом, этот факт, а также соответствие описательных статистик, представленных в таблице 4.3, говорит о том, что разработанный алгоритм позволяет корректно определять модуль упругости по кривой «напряжение-деформация».

Разработанный алгоритм и результаты экспериментов по одноосному сжатию легли в основу разработки архитектуры базы данных прочностных свойств губчатой ткани [30]. БД расширяет ранее созданную базу данных «Механическая» для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, содержащую механические свойства губчатой кости ПТК взрослых пациентов [31], и предназначена для сбора и хранения данных для последующего анализа прочностных свойств губчатой костной ткани, рассчитанных по результатам экспериментов на одноосное сжатие. Она хранит информацию о модуле упругости на сжатие, пределе прочности на сжатие, μ каждого исследованного образца, а также геометрические размеры образцов. БД может применяться для анализа накопленных данных и исследований, связанных с моделированием

напряженно-деформированного состояния костной ткани.

ER-диаграмма разработанной БД представлена на рисунке 4.1.

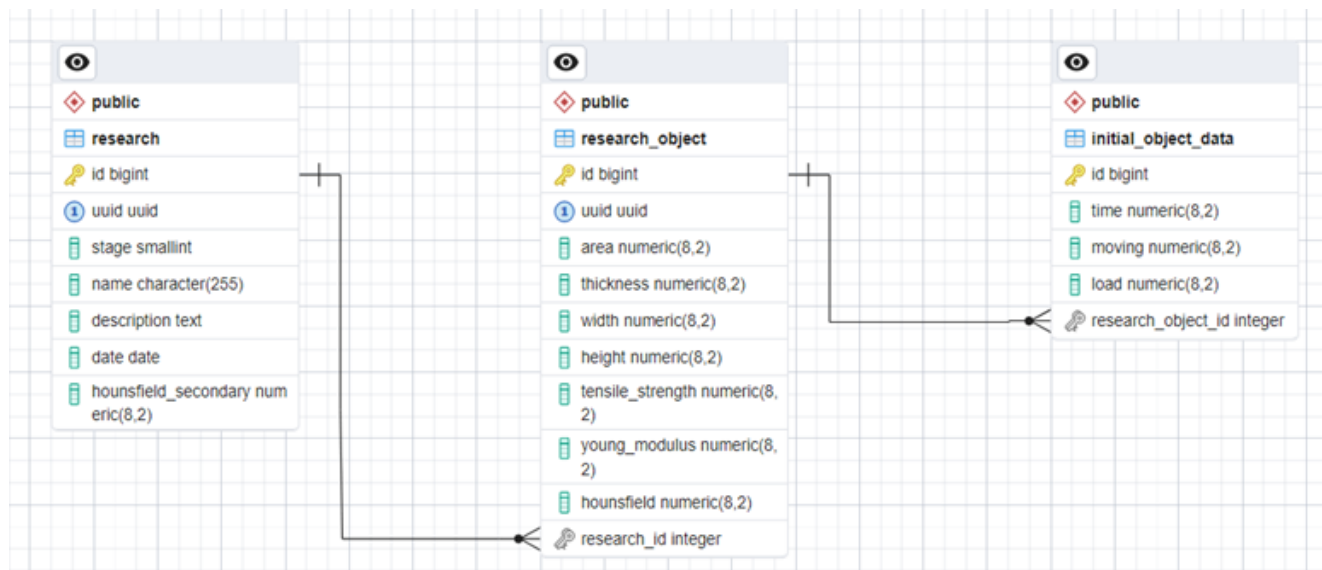


Рисунок 4.1 — ER-диаграмма базы данных

В результате автоматической обработки результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости бедра было выявлено, что алгоритм позволяет корректно определять модуль упругости по кривой «напряжение-деформация», а также определять по этой кривой предел прочности. Также было показано, что (рисунок 3.10) полученные таким образом модули упругости, скорее всего, делятся на два кластера. В этой связи возникла задача разработки и апробации оригинального метода кластеризации, который бы позволил разбить полученные данные на две группы (кластера).

4.2 Апробация алгоритма кластеризации на данных экспериментов с образцами губчатой кости крупного рогатого скота

Апробация разработанного в диссертации алгоритма кластеризации данных сначала была проведена на результатах экспериментов с губчатой костью

КРС [26]. Перед экспериментами образцы выпиливались по заранее заданным направлениям (для коленного сустава: вдоль оси сустава и поперек, для позвонков – вдоль оси тел позвонков и в поперечном направлении). Таким образом, алгоритм кластеризации применялся к данным, которые исходя из экспериментов были разделены на два кластера. Это позволило подтвердить корректную работу алгоритма на данных, распределение (по кластерам) которых известно до их обработки.

Ряд авторов показали, что губчатая костная ткань КРС по своим механическим характеристикам близка к человеческой, в связи с чем она может быть использована для отработки методик по обработке результатов экспериментов [119–123]. Существенным преимуществом такого подхода является доступность костей крупного рогатого скота и отсутствие необходимости оформления сопроводительных и разрешительных документов.

В данной работе были обработаны результаты 21 эксперимента по одноосному сжатию губчатой кости позвонков КРС и 20 экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости коленного сустава крупного рогатого скота. Для каждого образца были получены значения модуля упругости, предела прочности, минеральной плотности кости (МПК) [83].

В ходе экспериментов образцы выпиливались вдоль оси сустава и поперек, поэтому рассматривалось две группы результатов, соответствующих каждому направлению. Для разбиения выборок на однородные группы применялся кластерный анализ.

Регрессионные зависимости для расчета нормализованного модуля упругости губчатой кости коленного сустава по двум направлениям представлены на рисунке 4.2 и имеют вид:

$$E_{\text{прод_norm}} = 1,07\text{МПК}_{\text{norm}} + 0,003; R^2 = 0,8, \quad (4.1)$$

$$E_{\text{попер_norm}} = 0,58\text{МПК}_{\text{norm}} + 0,41; R^2 = 0,7. \quad (4.2)$$

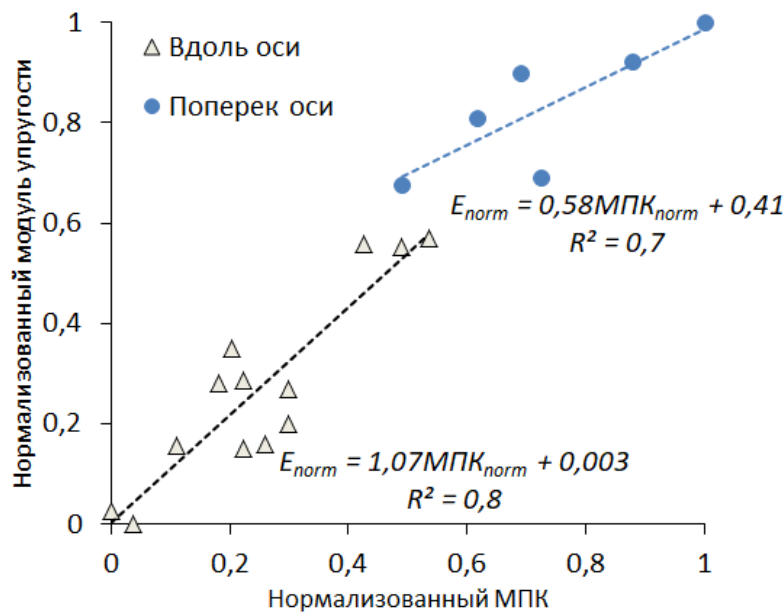


Рисунок 4.2 — Регрессионные зависимости для расчета нормализованного модуля упругости губчатой кости коленного сустава КРС

Регрессионные зависимости для расчета нормализованного предела прочности губчатой кости коленного сустава по двум направлениям представлены на рисунке 4.3 и имеют вид:

$$\sigma_{\text{прод_norm}} = 1,31МПК_{norm} - 0,05; R^2 = 0,9, \quad (4.3)$$

$$\sigma_{\text{попер_norm}} = 0,95МПК_{norm} + 0,02; R^2 = 0,9. \quad (4.4)$$

Для исследования губчатой кости позвонков КРС также готовились образцы в продольном (в направлении оси позвонка) и поперечном направлениях [26], поэтому регрессионные зависимости модуля упругости и предела прочности от МПК строились для двух групп результатов.

Регрессионные зависимости для расчета нормализованного модуля упругости губчатой кости поясничных позвонков КРС по двум направлениям представлены на рисунке 4.4 и имеют вид:

$$E_{\text{прод_norm}} = 0,51МПК_{norm} + 0,59; R^2 = 0,7, \quad (4.5)$$

$$E_{\text{попер_norm}} = 0,23МПК_{norm} - 0,008; R^2 = 0,7. \quad (4.6)$$

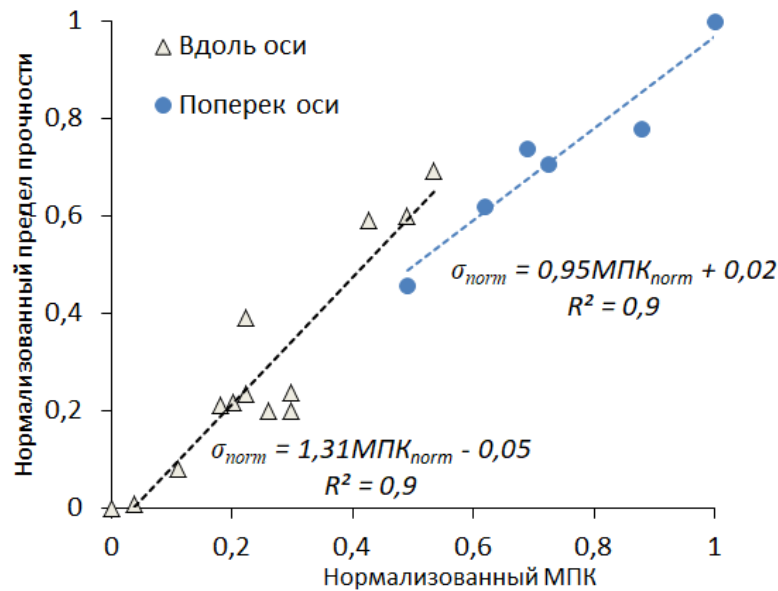


Рисунок 4.3 — Регрессионные зависимости для расчета нормализованного предела прочности губчатой кости коленного сустава КРС

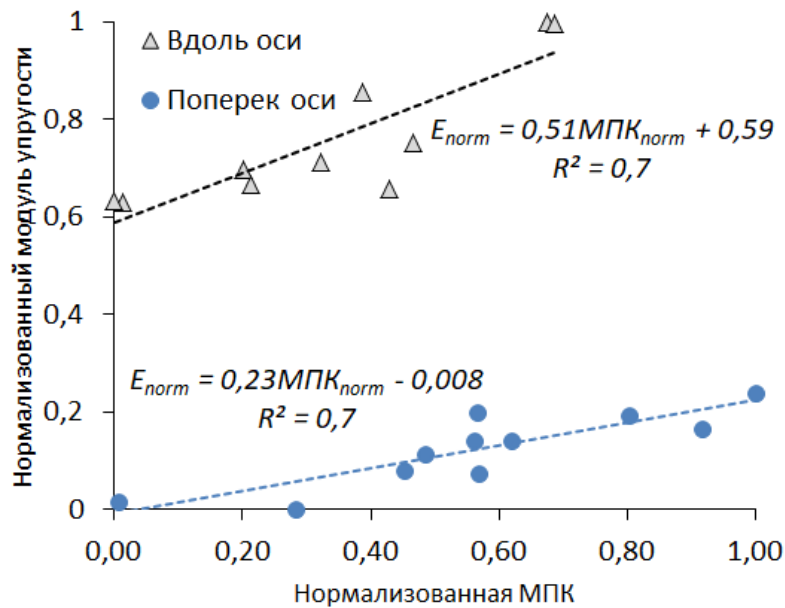


Рисунок 4.4 — Регрессионные зависимости для расчета нормализованного модуля упругости губчатой кости поясничных позвонков КРС

Регрессионные зависимости для расчета нормализованного предела прочности губчатой кости поясничных позвонков КРС по двум направлениям представлены на рисунке 4.5 и имеют вид:

$$\sigma_{\text{прод_norm}} = 0,57\text{МПК}_{\text{norm}} + 0,54; R^2 = 0,8, \quad (4.7)$$

$$\sigma_{\text{попер_norm}} = 0,39\text{МПК}_{\text{norm}} - 0,03; R^2 = 0,8. \quad (4.8)$$

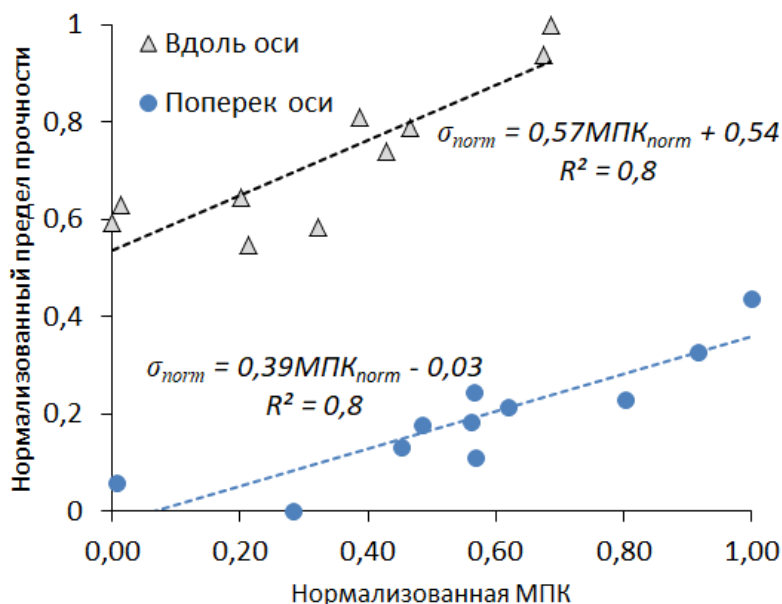


Рисунок 4.5 — Регрессионные зависимости для расчета нормализованного предела прочности губчатой кости поясничных позвонков КРС

Полученные результаты хорошо согласуются с данными [83, 95], что говорит о возможности применения методики для обработки результатов подобных экспериментов.

4.3 Результаты применения алгоритма кластеризации на данных экспериментов с образцами губчатой кости головок бедра человека

В предыдущем разделе была подтверждена способность алгоритма кластеризации корректно работать с данными, распределение (по кластерам) которых известно до их обработки.

В данном разделе покажем возможность применения разработанного алгоритма кластеризации на результатах экспериментов, в которых заранее не было ничего известно о направлениях подготовки образцов [16].

В ходе данного исследования были обработаны результаты выполненных ранее экспериментов по одноосному сжатию 323 фрагментов губчатой кости головок бедренной кости [16]. Каждый фрагмент являлся частью одного образца головки бедренной кости. Из одного образца получалось от 1 до 5 фрагментов. Подготовленные фрагменты имели форму прямоугольного параллелепипеда.

Перед началом экспериментов каждый фрагмент был отправлен в медицинское учреждение НИИТОН СГМУ, где с помощью компьютерного томографа Toshiba Aquilion 64 было проведено КТ-сканирование для определения среднего значения единиц Хаунсфилда. Затем каждый образец был доставлен в лабораторию кафедры математической теории упругости и биомеханики Саратовского государственного университета для проведения экспериментов по одноосному сжатию. Благодаря этому стало возможным автоматически рассчитать модуль упругости и предел прочности для каждого образца по методике, представленной в разделе 2.4.

На основе проведенных ранее экспериментов по определению механических характеристик губчатой кости головок бедра была построена регрессионная зависимость модуля упругости от единиц Хаунсфилда (рисунок 4.6).

Модель линейной множественной регрессии, описывающая зависимость эффективного модуля упругости от единиц Хаунсфилда, имеет вид:

$$E = (0,14Hu + 22,15) \text{ МПа}; R^2 = 0,23, \quad (4.9)$$

где E – модуль упругости (МПа), Hu – единицы Хаунсфилда, R^2 – коэффициент детерминации.

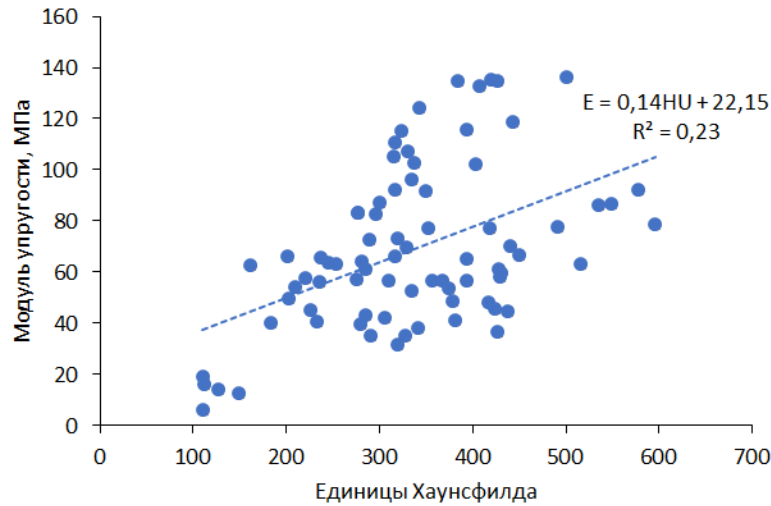


Рисунок 4.6 — Регрессионная зависимость для расчета модуля упругости

Следует отметить, что на представленном рисунке 4.6 наблюдается разделение общей выборки данных на две группы значений. В силу слишком низкого коэффициента детерминации в (4.9) было принято решение провести кластерный анализ данных на нормализованных значениях Hu и модулей упругости. Это позволило выявить два кластера, соответствующие образцам кости, предположительно выпиленным вдоль и поперек оси головок (рисунок 4.7).

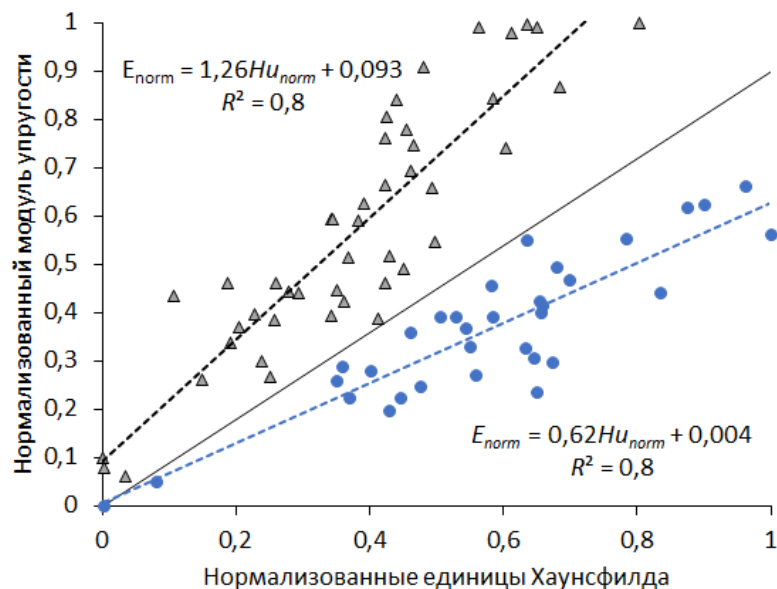


Рисунок 4.7 — Разбиение результатов на два кластера и регрессионные зависимости для каждого из них

Было сделано предположение, что выборка данных, обозначенная треугольниками, описывает модули упругости для образцов, выпиленных из головок бедренной кости вдоль направления физиологической нагрузки (далее – продольные образцы), которую испытывает кость в условиях жизнедеятельности человека. Вторая выборка, обозначенная кружками, описывает модули упругости для образцов, выпиленных в поперечном направлении (далее – поперечные образцы). Данное предположение подтверждается литературными источниками [124].

Регрессионные зависимости для расчета модуля упругости по двум направлениям представлены на рисунке 4.8 и имеют вид:

$$E_{\text{прод}} = (0,34Hu - 19,03) \text{ МПа}; R^2 = 0,8, \quad (4.10)$$

$$E_{\text{попер}} = (0,17Hu - 11,7) \text{ МПа}; R^2 = 0,8. \quad (4.11)$$

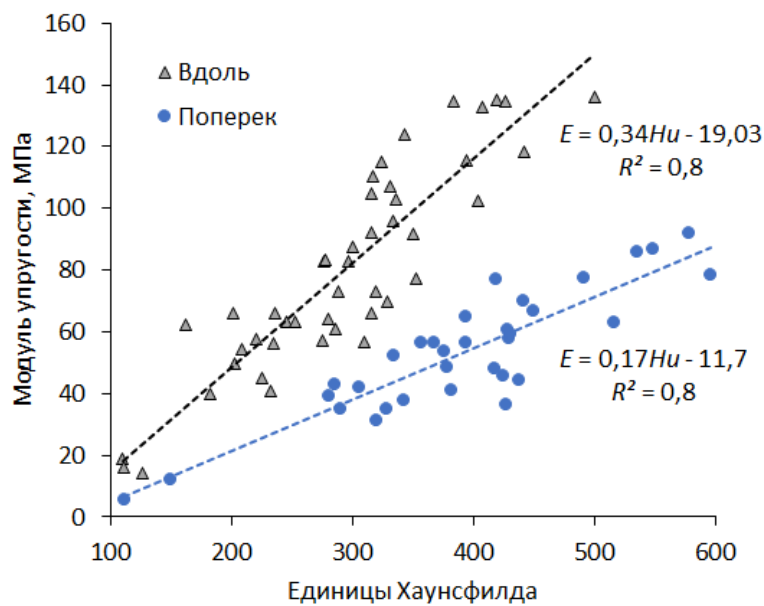


Рисунок 4.8 — Регрессионные зависимости для расчета модуля упругости для каждого кластера

В предыдущем исследовании [16] не были представлены зависимости для расчета предела прочности губчатой кости. В данной работе за счет применения метода автоматической обработки результатов натурных экспериментов и

за счет предложенного метода кластерного анализа были построены новые зависимости для расчета предела прочности по двум направлениям выпиливания образцов из головок бедра (рисунок 4.9).

$$\sigma_{\text{прод}} = (0,02Hu - 0,55) \text{ МПа}; R^2 = 0,7, \quad (4.12)$$

$$\sigma_{\text{попер}} = (0,013Hu - 0,68) \text{ МПа}; R^2 = 0,7. \quad (4.13)$$

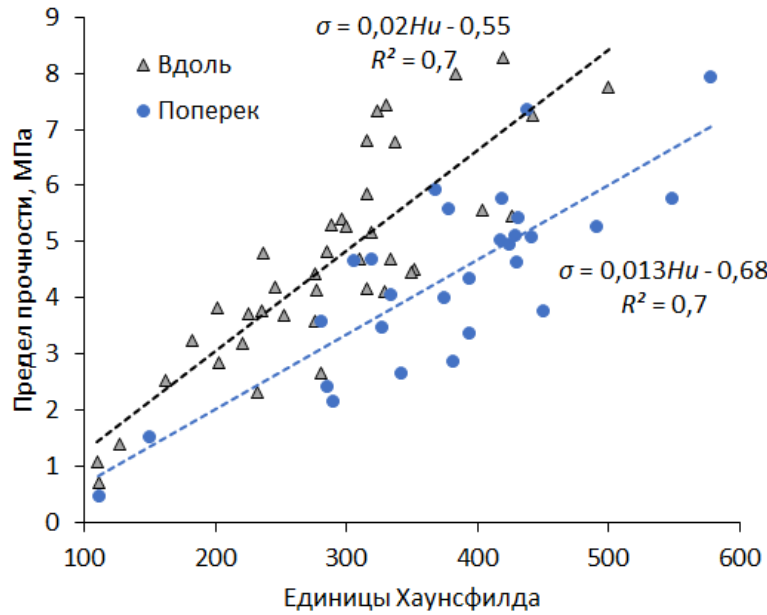


Рисунок 4.9 — Регрессионные зависимости для расчета предела прочности для каждого кластера

Таким образом, применение нового алгоритма позволило получить новые результаты по ранее проведенным экспериментам. Более того, в данной работе получены новые зависимости для расчета пределов прочности по КТ по каждому из двух направлений, чего ранее сделано не было.

Отдельно стоит отметить хорошую согласованность зависимостей для предела прочности, полученных в данном исследовании, и зависимостей, представленных в литературе, а также полученных коллегами на кафедре математической теории упругости и биомеханики [125]. Для визуального анализа схожести зависимостей для предела прочности от МПК результаты изображены на рисунке 4.10 [16, 92].

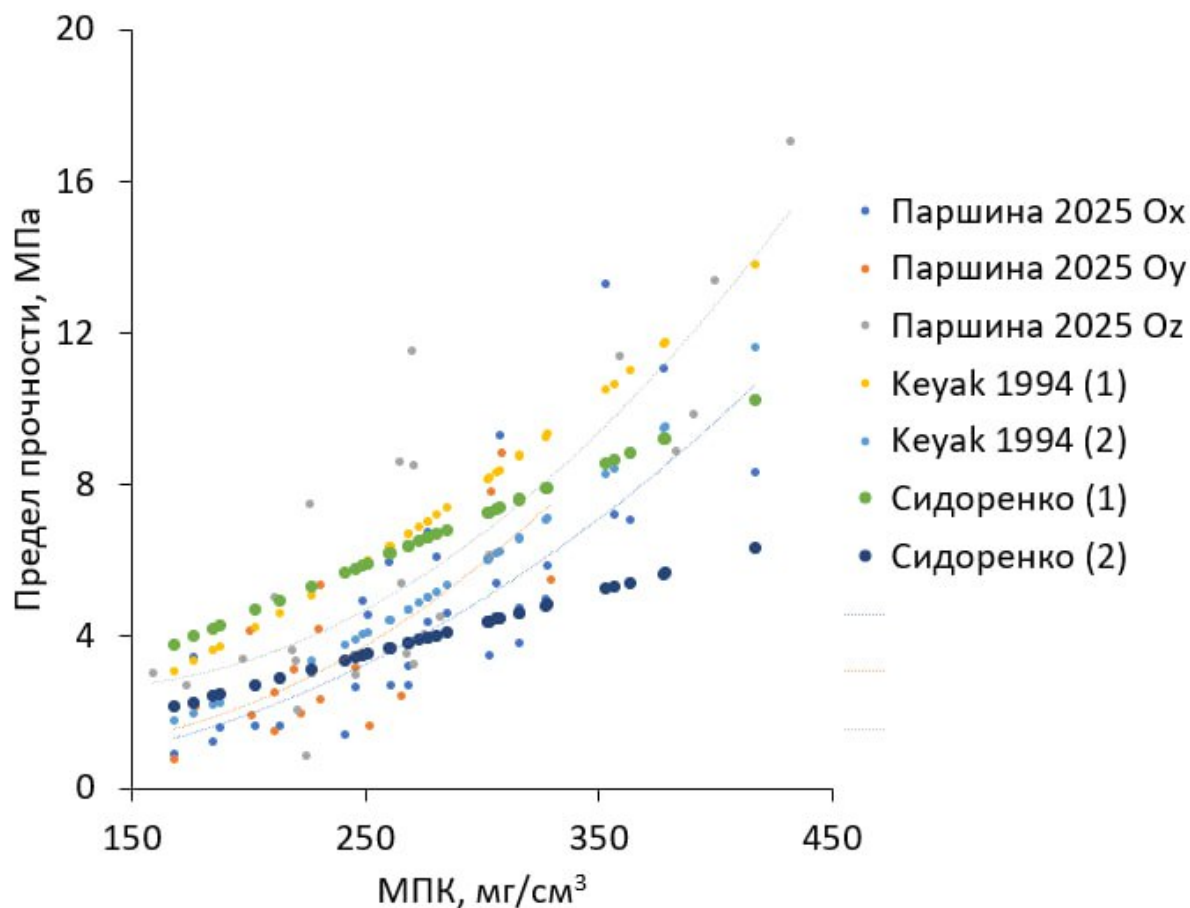


Рисунок 4.10 — Сравнение полученных зависимостей для предела прочности с литературными данными

4.4 Результаты автоматизированной обработки экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости детских позвонков

В предыдущих разделах Главы 3 данной диссертационной работы была продемонстрирована работа алгоритмов автоматизации обработки результатов экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости КРС и головок бедра человека. Также показана принципиальная возможность применения алгоритма кластеризации к результатам таких экспериментов.

Применим разработанные алгоритмы к результатам экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости детских позвонков.

В данной работе были проведены эксперименты по одноосному сжатию фрагментов тел удаленных во время операций по исправлению врожденных сколиотических деформаций полупозвонков от девятого грудного до третьего поясничного. Из 27 полупозвонков при подготовке образцов 2 были исключены в силу низкого качества костного материала. В результате для испытаний удалось приготовить 35 параллелепипедов из костной ткани, так как из ряда полупозвонков получилось вырезать по два образца [1].

Единицы Хаунсфилда (Hu) определяли по КТ пациентов с полупозвонками. Область полупозвонка, из которой выделялся образец для испытаний (или конкретный полупозвонок, если их было несколько у пациента), отмечалась врачом в программе для просмотра КТ (рисунок 4.11), после чего в срезах, соответствующих полупозвонку, вычислялось среднее значение Hu губчатой кости.



Рисунок 4.11 — Отмеченный на трехмерной реконструкции КТ полупозвонок

В первую очередь, в рамках данной работы необходимо было понять, насколько свойства полупозвонка отличаются от свойств расположенных рядом условно здоровых позвонков. Сделать это неинвазивно, очевидно, можно было, лишь оценив рентгеновскую плотность костной ткани, выражающуюся в Hu на КТ. С этой целью была проведена оценка средних значений Hu в смежных с полупозвонком и интактных, лежащих выше и ниже патологического сегмента, позвонках. Приведенные в таблице 4.4 данные позволили с помощью U -критерия Манна-Уитни показать, что выборки Hu для полупозвонков и условно здоровых позвонков статистически значимо ($\alpha=0,05$) 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.

Данные по Hu всех рассматриваемых позвонков были сведены в таблицу 4.4.

Со всеми подготовленными образцами были проведены испытания на одноосное сжатие на мобильном стенде [103]. Полученные эффективные модули упругости и соответствующие им Hu полупозвонков приведены в таблице 4.5.

Среднее значение эффективного модуля упругости по всем образцам, приведенным в таблице 4.5, составило $26,9 \pm 11,8$ МПа. Это довольно близко к значению, которое задавалось в работе [84] для материала замыкательной пластины позвонка 6-летнего пациента и составляло 25 МПа. Однако в этой же работе модуль упругости губчатой кости позвонка пациента раннего возраста принимался равным 75 МПа, так как авторы ориентировались на значения для взрослого пациента и просто уменьшали их на четверть.

Таблица 4.4 — Значения N_u для позвонков и полупозвонков

Пациент, полупо- звонок	Тело полупо- звонка	Тело крани- ального смежного позвонка	Тело каудаль- ного смежного позвонка	Тело крани- ального интакт- ного позвонка	Тело каудаль- ного ин- тактного позвонка
Ж, L3	200	205	200	231	215
М, L2	150	158	155	174	157
М, Th10	174	178	192	171	255
Ж, Th12	213	214	207	244	211
Ж, L1	133	137	158	197	148
М, Th11	340	315	286	283	282
Ж, Th11	270	262	279	247	251
Ж, Th9	232	244	236	225	203
Ж, Th11	220	223	189	205	154
М, L2	198	226	200	236	190
М, L1	282	251	272	267	213
М, L2	289	260	284	232	277
Ж, Th10	356	341	323	298	224
М, Th11	280	288	252	235	218
М, L1	187	183	185	170	177
Ж, Th11	187	197	192	165	161
Ж, L2	240	230	217	254	203
М, L1	195	198	183	203	186
Ж, Th11	200	259	237	217	221
Ж, Th10	170	181	160	161	135

Ж, Th10	244	249	260	225	226
Ж, L1	227	223	232	204	208
М, L1	220	210	180	219	171
Ж, Th12	228	260	262	240	231
Ж, L2	287	280	248	257	226

Таблица 4.5 — Значения H_u и эффективного модуля упругости (E) образцов

№	H_u	E , МПа	№	H_u	E , МПа
1	174	30,9	19	289	30,4
2	174	27,0	20	244	53,9
3	150	4,2	21	195	35,4
4	232	23,1	22	228	42,2
5	232	16,8	23	187	31,4
6	220	17,7	24	187	48,6
7	340	34,1	25	213	20,4
8	270	22,1	26	244	19,1
9	200	48,3	27	244	20,1
10	200	21,3	28	227	13,4
11	133	16,2	29	170	3,6
12	213	38,1	30	220	16,6
13	213	20,4	31	220	24,6
14	282	32,9	32	220	24,0
15	282	32,4	33	287	30,2
16	198	17,4	34	240	27,5
17	280	24,0	35	200	15,6
18	356	54,2			

На основе данных из таблицы 4.5 была построена регрессионная зависи-

мость модуля упругости от Hu (рисунок 4.12), которая имеет вид:

$$E = (0,07Hu + 10,63) \text{ МПа}; R^2 = 0,09. \quad (4.14)$$

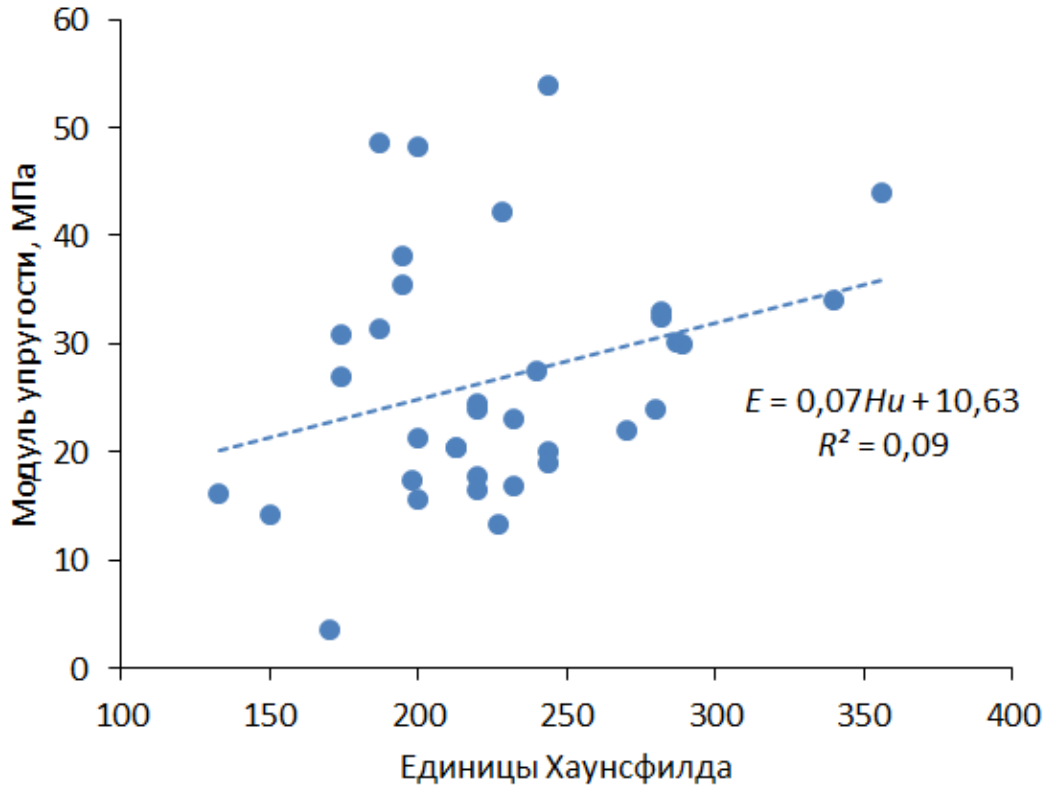


Рисунок 4.12 — Регрессионные зависимости для расчета модуля упругости губчатой кости детских полупозвонков

Следует отметить, что на представленном графике наблюдается разделение общей выборки данных на две группы. Аналогичный результат был получен в ходе работы с образцами губчатой кости головок бедра человека (рисунок 4.6). Основываясь на предположении о разделении данных относительно приложенной физиологической нагрузки (вдоль и поперёк оси тела позвонка), было принято решение разделить исходную выборку на 2 части (рисунок 4.13), используя разработанный метод кластеризации [1, 28].

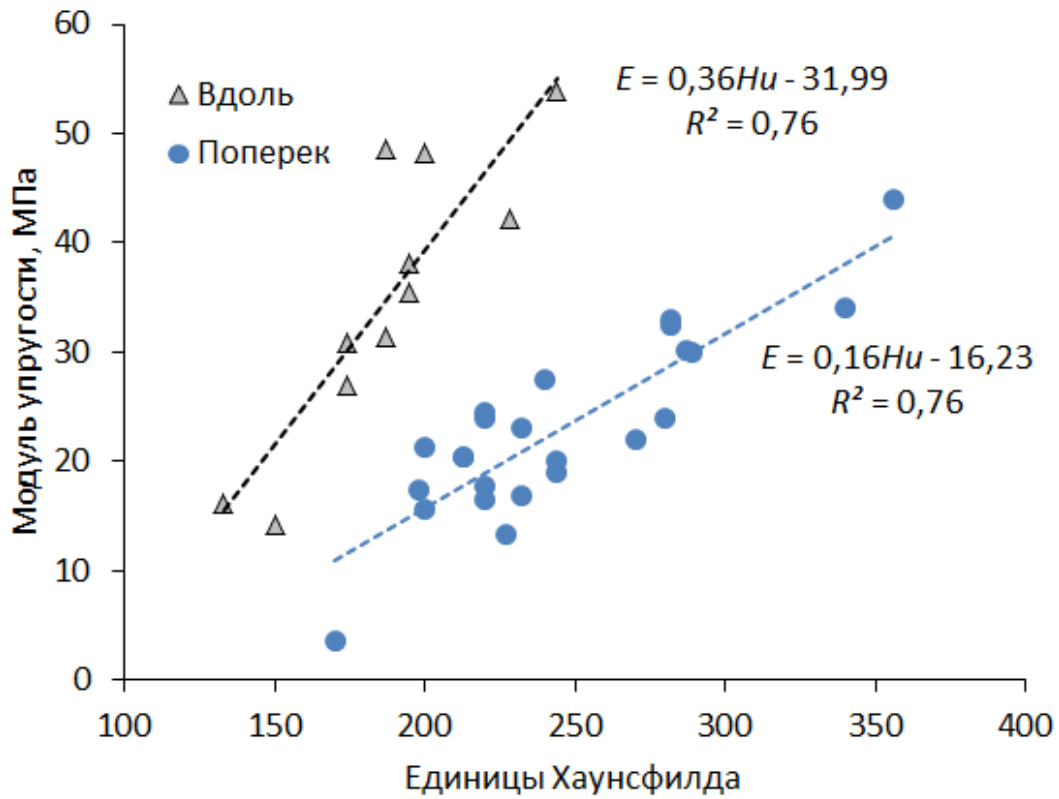


Рисунок 4.13 — Диаграмма зависимости эффективного модуля упругости от значений Hu

На основе полученного разделения данных на два кластера были получены регрессионные зависимости для расчёта модуля упругости по двум направлениям, имеющие следующий вид:

$$E_{\text{прод}} = (0,36Hu - 31,99) \text{ МПа}; R^2 = 0,76, \quad (4.15)$$

$$E_{\text{попер}} = (0,16Hu - 16,23) \text{ МПа}; R^2 = 0,76. \quad (4.16)$$

Описательные статистики кластеров, представленных на рисунке 4.13, приведены в таблице 4.6 в виде среднего и стандартного отклонения. Нормальность распределения данных показана с помощью критерия Шапиро-Уилка ($\alpha = 0,05$).

Таблица 4.6 — Описательные статистики кластеров из рисунка 4.13

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

Интерес представляет результат анализа полученного набора данных (рисунок 4.13). В процессе подготовки образцов не было возможности определить пространственную ориентацию удаленного фрагмента в теле полупозвонка, поэтому итоговые образцы для испытаний готовились исходя из соображений максимизации их продольного размера. Другими словами, при подготовке старались вырезать образец, линейный размер в направлении оси сжатия которого был бы существенно больше двух других размеров. Ранее показано [96, 126], что губчатая кость позвонков может проявлять неоднородные механические свойства [127, 128]. В направлении действия компрессионной нагрузки модули упругости, как правило, выше, чем в двух других перпендикулярных направлениях. Следует отметить, что для позвонков детского возраста таких данных ранее получено не было [129]. При первоначальном анализе облака точек, полученного в ходе исследования эффективного модуля упругости и μ , было показано, что линия тренда для этого набора данных строится с довольно низким коэффициентом детерминации ($R^2 = 0,31$).

При кластерном анализе облака точек было выявлено, что набор данных распадается на два кластера, коэффициенты детерминации для которых при построении линий тренда оказываются существенно выше (не менее 0,76). При этом в первый кластер вошло всего 5 точек, лежащих практически на одной прямой. Предположительно, это разделение обусловлено тем, что в первый кластер попали образцы, направление сжатия для которых при экспериментах совпало с осью тела позвонка (с условной осью приложения компрессионной

нагрузки). Во второй кластер вошли образцы, которые в исходном состоянии располагались поперек оси тела позвонка, поэтому соответствующие им эффективные модули упругости оказались ниже. Среднее значение эффективного модуля упругости для первого кластера составило $32,1 \pm 12,0$ МПа, для второго $25,0 \pm 8,5$ МПа. Для каждого кластера, как показано на рисунке 4.13, были построены регрессионные зависимости, позволяющие по H_u вычислить эффективный модуль упругости. В дальнейшем на основе этих зависимостей при биомеханическом моделировании могут задаваться разные свойства позвонков в разных направлениях, что сделает результаты расчетов еще более приближенными к реальной клинической картине. Таким образом, средний модуль упругости губчатой кости детских позвонков в продольном направлении оказался примерно в три раза ниже этого показателя у взрослых (в среднем 100 МПа) [58,86]. Этот результат хорошо согласуется с данными, полученными для прочностных свойств кортикальной кости у детей в сравнении с этими показателями у взрослых пациентов [130,131].

4.5 Выводы по главе

Представлены результаты апробации алгоритма по автоматизированной обработке результатов экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости головок бедра. Ранее при первичной обработке результатов этих экспериментов была получена единая зависимость для расчета модуля упругости на основе рентгеновской плотности кости по КТ [16]. Однако применение разработанного алгоритма [29] автоматизированного расчета модуля упругости позволило выявить две группы точек (рисунок 4.7) и по каждой из них построить свою зависимость. 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. Более того, в данной работе получены новые регрессионные зависимости для неинвазивного расчета предела прочности на сжатие губчатой кости головок бедренной кости человека (по двум направлениям) и рентгеновскую плотность, выраженную в единицах Хаунсфилда.

Отметим также, 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 губчатой кости позвонков детей дошкольного возраста. Получены данные о модуле упругости детских позвонков в продольном (вдоль оси тела позвонка) и поперечном направлениях (поперек оси тела позвонка). Построены новые оригинальные зависимости, связывающие модуль упругости губчатой кости детских позвонков и рентгеновскую плотность, выраженную в единицах Хаунсфилда. Оригинальные данные механических характеристик тел позвонков у детей дошкольного возраста являются ценным информационным материалом, дающим возможность проведения биомеханического моделирования операций на позвоночнике у пациентов данной возрастной категории.

Глава 5

Определение критерия стабильности металлофиксации поясничных позвонков

Биомеханическое моделирование является апробированным и надежным инструментом исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) сегментов позвоночника вместе с установленными системами фиксации. Механические свойства губчатой кости являются одним из определяющих факторов, влияющих на показатели НДС. В данной главе показано, как изменение свойств губчатой кости меняет показатели НДС сегментов позвоночника, и как моделирование может быть применено для получения клинически важных данных для практикующих врачей.

Декомпрессивно-стабилизирующие вмешательства являются одним из вариантов хирургического лечения дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника. Показаниями для данного вида вмешательства являются коррекция угловых взаимоотношений, в том числе сагиттального дисбаланса, и необходимость стабилизации в сегменте [132]. Клинические данные говорят о том, что до 80% пациентов удовлетворены результатами такого лечения [133].

Успешным результатом выполнения декомпрессивно-стабилизирующего вмешательства является формирование прочного искусственного межтелового костно-металлического блока в функционально выгодном положении (без потери коррекции), что будет обеспечивать стабильность в сегменте [134]. А такие явления, как проседание межтелового импланта или несращение межтелового блока, являются показателями неуспешности проведенного лечения.

Одним из предикторов несостоятельности фиксации является недостаточная прочность костной ткани, определяемая ее минеральной плотностью [21,22]. Минеральная плотность кости (МПК) может быть определена по данным ком-

пьютерной томографии в единицах Ханусфилда (Hu). При этом способе возможно оценить плотность губчатой костной ткани позвонков – в любом позвонке и в любой плоскости. Низкие значения Hu являются фактором риска несостоятельности металлоконструкции на поясничном отделе позвоночника, несращения межтелового блока и проседания импланта [135–137]. Также показано, что шкала Hu может быть с высокой точностью и специфичностью применена для определения остеопороза у пациентов [20]. Металлоконструкция, установленная в позвонки со сниженной МПК, не может обеспечить достаточную стабильность и прочность сегмента и способствовать формированию прочного костного блока.

Становится актуальной задача об определении и биомеханическом обосновании порогового значения Hu, при помощи которого можно выявлять пациентов не только со сниженной МПК, но и имеющих высокий риск несостоятельности металлофиксации на поясничном отделе позвоночника.

5.1 Расчёт механических свойств губчатой кости позвонков по данным компьютерной томографии

В главе 2 раздела 2.9 данной диссертационной работы приведена схема вычисления механических свойств губчатой кости тел позвонков на основе Hu. Очевидно, что увеличение Hu, то есть увеличение плотности кости, влечет за собой увеличение модуля упругости губчатой костной ткани, что продемонстрировано на рисунке 5.1.

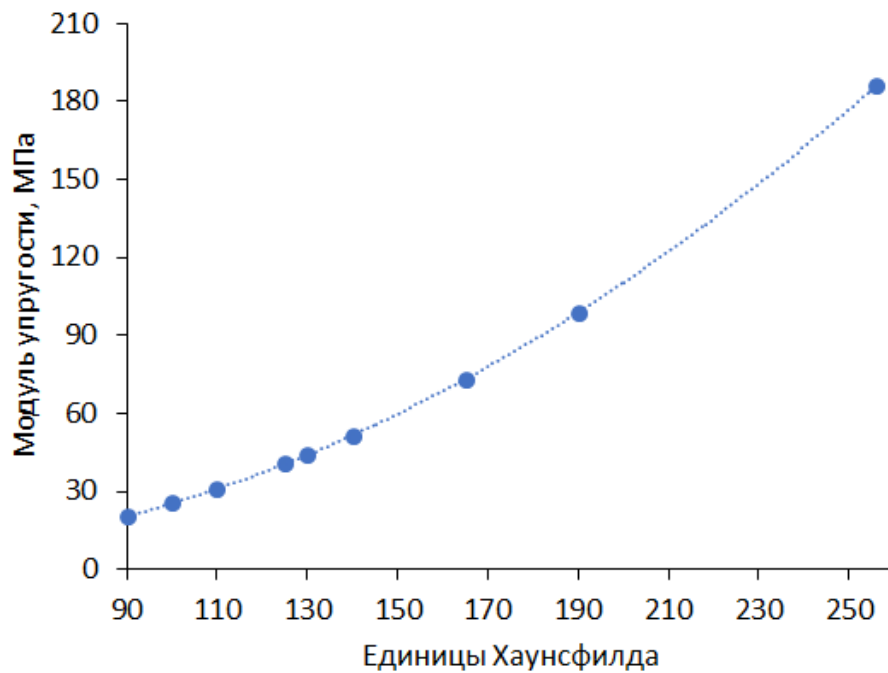


Рисунок 5.1 — Зависимость модуля упругости губчатой костной ткани от Hu

Аналогичная связь между Hu и пределом прочности губчатой кости позвонков представлена на рисунке 5.2.

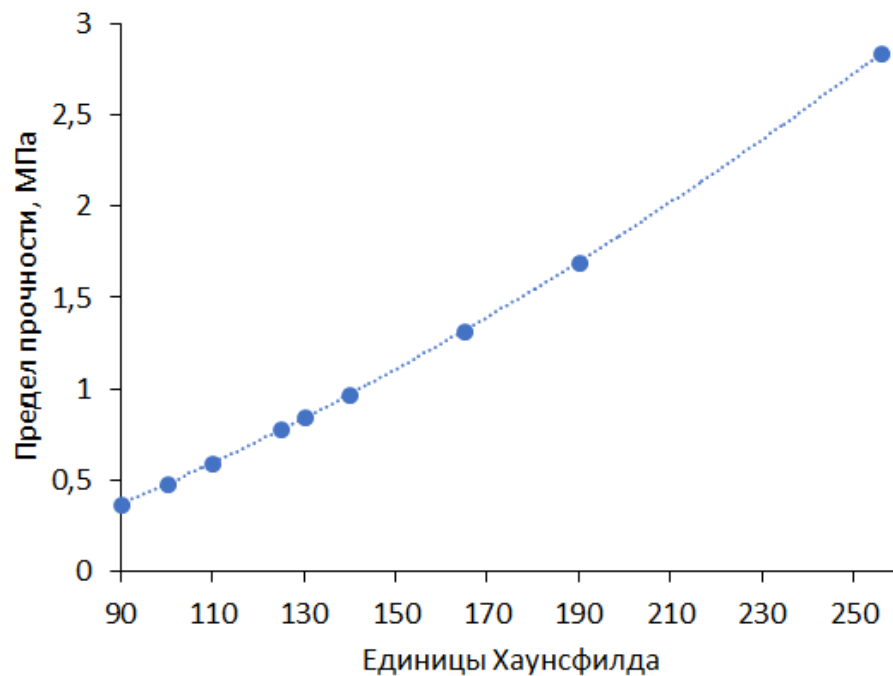


Рисунок 5.2 — Зависимость предела прочности губчатой костной ткани от Hu

Рассчитанные модули упругости и пределы прочности губчатой кости, использованные в моделировании, представлены в таблице 5.1.

Таблица 5.1 — Рассчитанные модули упругости и пределы прочности, а также соответствующие им Hu

Hu	256	190	165	140	130	125	110	100	90
$E^{(1)}$, МПа	144	81	62	45	39	36	28	23	19
$E^{(2)}$, МПа	228	116	85	59	50	45	34	27	22
$E_{\text{ср}}$, МПа	186	100	73	50	44	40	30	25	20
$\sigma_u^{(1)}$, МПа	2,85	1,89	1,52	1,16	1,01	0,94	0,72	0,57	0,42
$\sigma_u^{(2)}$, МПа	2,82	1,50	1,12	0,79	0,67	0,62	0,47	0,39	0,31
$\sigma_u^{\text{ср}}$, МПа	2,84	1,70	1,32	0,97	0,84	0,78	0,60	0,48	0,37

Значения прочностных свойств губчатой кости, представленные в таблице 2, хорошо соотносятся с литературными данными. Так, в работе [82] представлены и модули упругости, и пределы прочности губчатой кости позвонков человека, в том числе, пояснично-крестцового отдела: предел прочности при сжатии варьируется от 1,08 до 2,76 МПа. В статье [15] приводятся пределы прочности от 1,33 до 3,53 МПа. Отметим, что в данных работах речь идет о позвонках с нормальной плотностью кости. Нижняя граница приводимых в них пределов прочности соответствует значениям, рассчитанным в данной работе для Hu не ниже 140, которое, по данным литературы [7], отличает здоровую губчатую кость от кости со сниженной плотностью, при которой возможно проседание имплантата, приводящее к несостоятельности межтелового блока. В то же время, в [81] приводятся пределы прочности губчатой кости позвонков, достигающие 0,2-0,5 МПа, соответствующие низкой МПК. В работе [96] авторы рассчитывают модели позвонков с продольными модулями (вдоль оси тела позвонка) величиной 20 МПа (для кости с остеопорозом) и 60 МПа (для здоровой кости). В статье [138] при биомеханических расчетах использованы модули упругости 32 и 86 МПа.

В биомеханических расчётах, результаты которых приведены в разделе 4.2 использованы механические свойства из 4 и 7 строк таблицы 5.1 ($E_{\text{ср}}$ и $\sigma_u^{\text{ср}}$).

5.2 Результаты биомеханического моделирования комбинированного спондилодеза на уровне позвонков L4-L5

Для оценки риска расшатывания транспедикулярных винтов и проседания кейджа анализировались максимальные эквивалентные напряжения в губчатой кости позвонков при всех исследованных нагрузках и N_u .

На рисунке 5.3 представлены типичные поля эквивалентных напряжений в губчатой кости позвонков L4 и L5 ($N_u=190$, $E=100$ МПа) при различных вариантах нагружения.

Наибольшие напряжения сосредоточены на верхней замыкательной пластинке позвонка L5, на передней поверхности его тела и в местах вхождения винтов в дугоотросчатые суставы позвонков.

При флексии, экстензии, наклонах вперёд и назад, как правило, наибольшие напряжения обнаруживались по центру верхней замыкательной пластинки позвонка L5 (со смещением кпереди) и на его передней поверхности, а также в области контакта с обоими нижними транспедикулярными винтами (рисунок 5.4 справа).

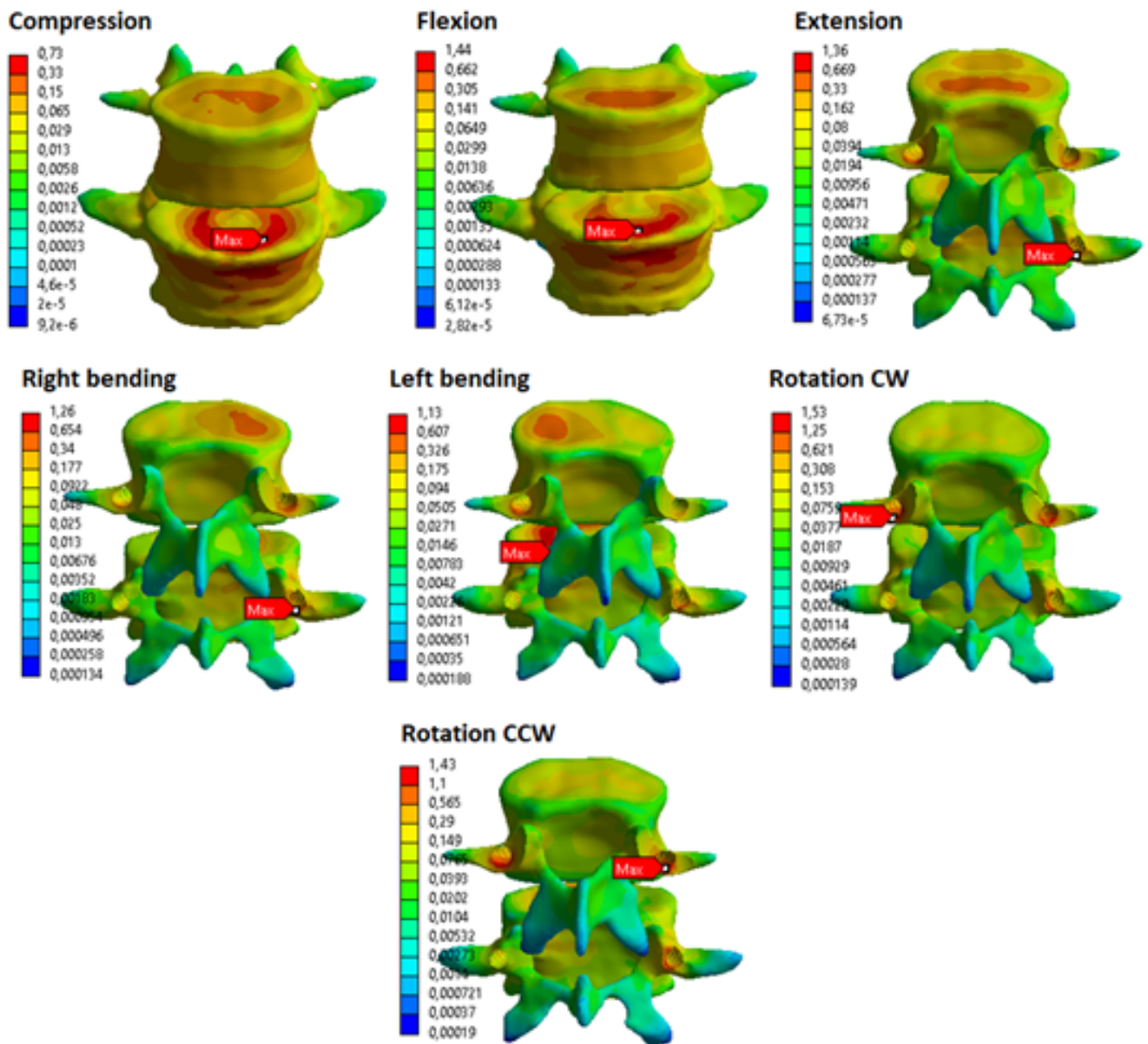


Рисунок 5.3 — Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу (МПа) в губчатой кости позвонков L4 и L5 ($H_u=190$, $E=100$ МПа). Здесь Compression – компрессия весом тела пациента, Flexion – наклон вперёд, Extension – наклон назад, Right bending – наклон вправо, Left bending – наклон влево, Rotation CW – поворот по часовой стрелке, Rotation CCW – поворот против часовой стрелки

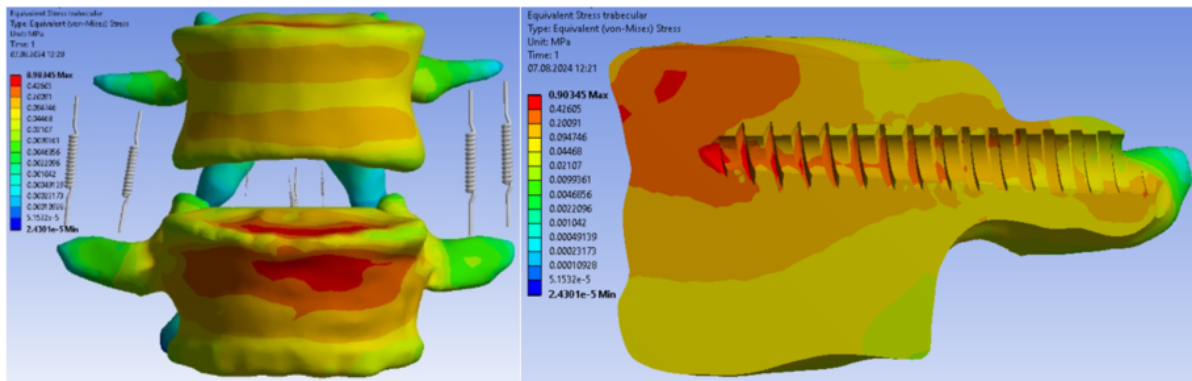


Рисунок 5.4 — Поля эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в губчатой кости позвонков (наклон назад)

При наклонах вправо и влево максимум напряжений также остается на верхней замыкательной пластинке нижнего позвонка (рисунок 5.5 слева), в то же время заметно смещение его локализации в соответствующую сторону относительно центра позвонка. При этом обнаруживаются повышенные напряжения на винтах, установленных с соответствующей стороны (рисунок 5.5 справа). Однако на передней поверхности тела позвонка при наклонах вправо и влево напряжения несколько снижаются.

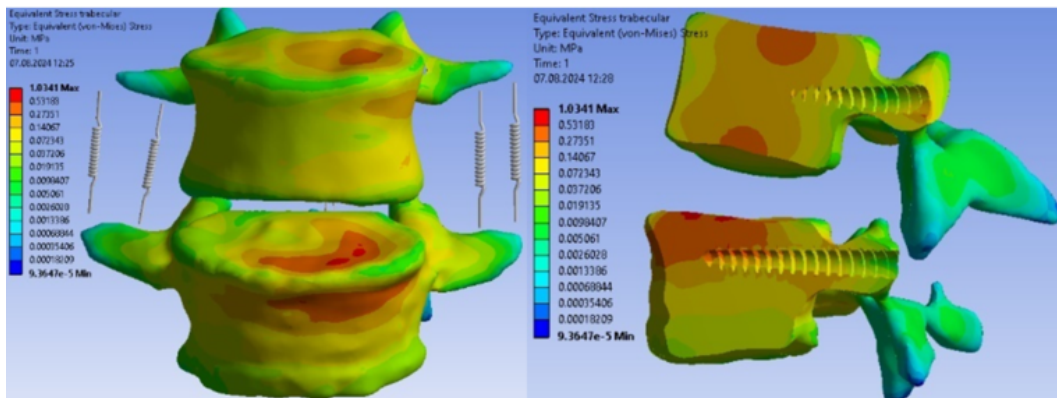


Рисунок 5.5 — Поля эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в губчатой кости позвонков (наклон влево)

В случае нагружения сегмента только сжимающей силой наиболее нагруженными остаются нижняя замыкательная пластинка, а также передняя поверхность позвонка L5 (рисунок 5.6 слева). Области контакта кости и вершин

всех четырех винтов также испытывают повышенные напряжения (рисунок 5.6 справа).

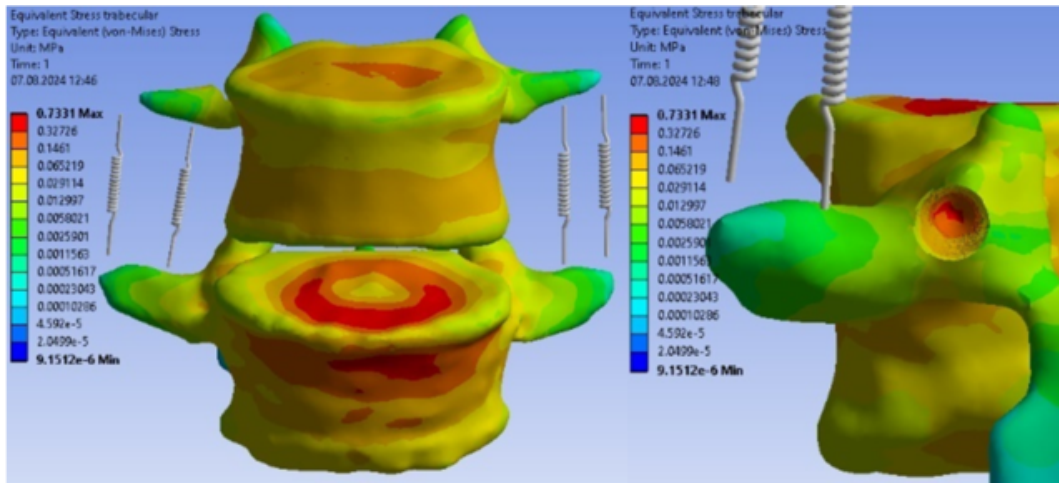


Рисунок 5.6 — Поля эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в губчатой кости позвонков (сжимающая сила)

При скручивающих нагрузках, имитирующих повороты тела по часовой стрелке и против часовой стрелки, максимумы напряжений сосредотачиваются на областях входа винтов в позвонок L4 (рисунок 5.7 слева). Присутствуют зоны с повышенными напряжениями на верхней замыкательной пластинке позвонка L5 (с соответствующим смещением относительно центра тела позвонка), однако они не достигают максимальных значений (рисунок 5.7 справа).

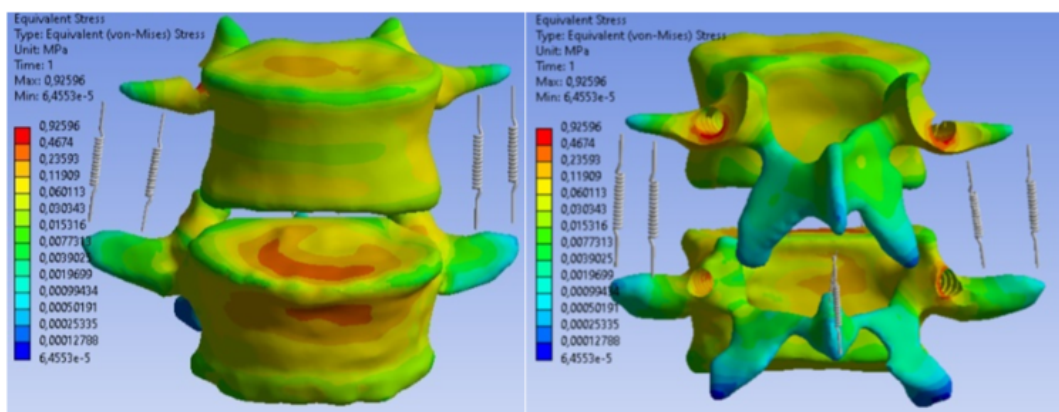


Рисунок 5.7 — Поля эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в губчатой кости позвонков (поворот по часовой стрелке)

Поля напряжений, изображенные на рисунках 5.4-5.7, демонстрируют, что

при физиологических нагрузках, связанных с естественными движениями тела человека, нагруженными оказываются и сами тела позвонков, и области их контакта с транспедикулярными винтами. Поэтому становится очевидным, что снижение прочностных свойств кости, вызванное снижением ее плотности, может приводить и к переломам тел позвонков, и к расшатыванию транспедикулярных конструкций. Это, в свою очередь, может приводить как к проседанию имплантатов – межтеловых заменителей, так и к потере несущей способности транспедикулярных винтов. В совокупности оба этих фактора могут вызывать несостоятельность межтелового блока.

Рассчитанные максимальные значения эквивалентных напряжений в губчатой кости позвонков L4 и L5, пределы прочности кости и соответствующие им N_u представлены в таблице 5.2.

Таблица 5.2 — Рассчитанные при различных нагрузках максимальные напряжения (в МПа) в губчатой кости позвонков, а также соответствующие им N_u .

N_u	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

Красным в таблице 5.2 выделены ячейки, в которых напряжения превышают соответствующий предел прочности. Это начинает происходить уже при $N_u=140$ (флексия). При $N_u=125$ напряжения превышают предел прочности при

флексии, экстензии, наклоне влево и ротации по часовой стрелке.

Графически данные из таблицы 5.2 представлены на рисунке 5.8. Пунктирная линия на рисунке 5.8 соответствует изменению предела прочности губчатой кости в зависимости от Hu . Наиболее близко к пределу прочности оказываются максимальные напряжения в губчатой кости при ротации по часовой стрелке, а наименьшие – при компрессии.

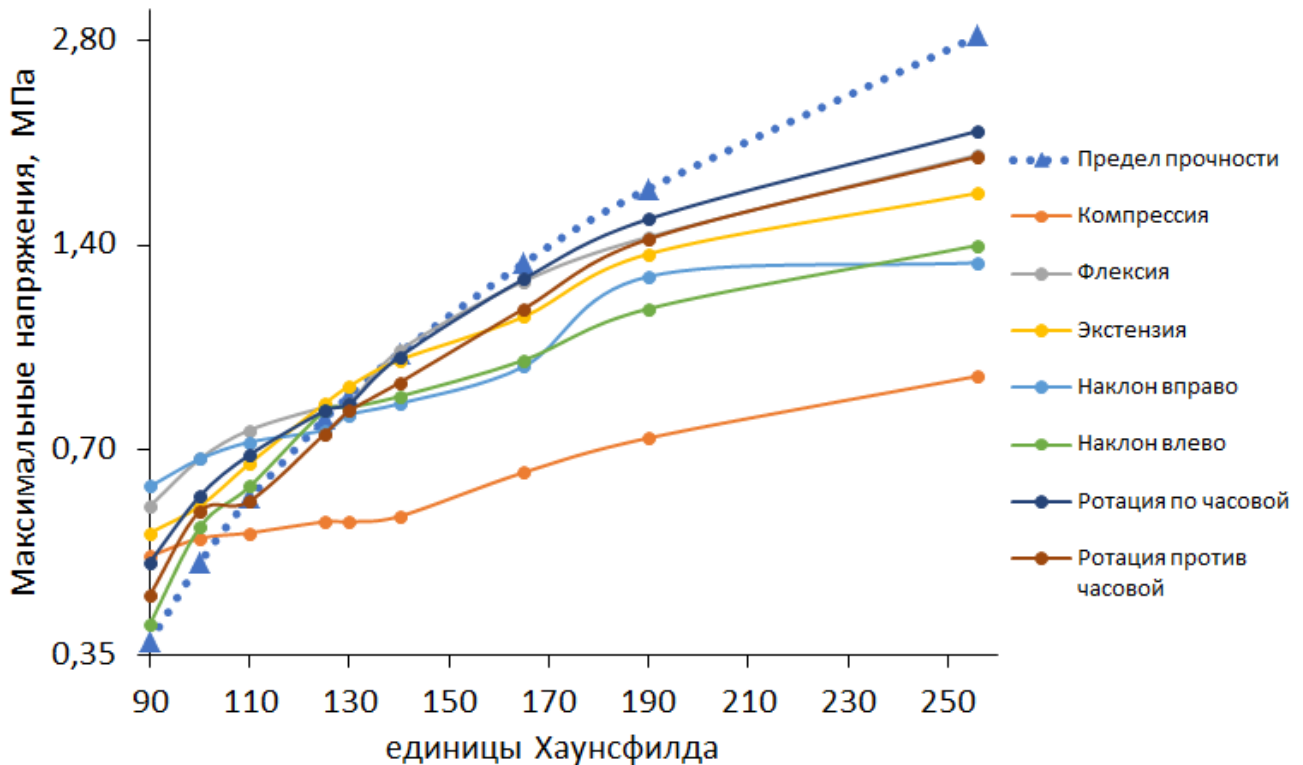


Рисунок 5.8 — Графическое представление вычисленных максимальных напряжений в губчатой кости позвонков в зависимости от Hu

Из таблицы 5.2 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. Даль-

нейшее снижение качества кости приводит как к снижению ее предела прочности, так и к тому, что при большинстве нагрузок максимальные напряжения 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 единиц типовые движения также могут вызывать повреждение кости, но при единичных нагрузках. Этот диапазон Hu можно считать менее опасным, но все же заслуживающим внимания врачей и рентгенологов.

Из таблицы 5.2 также видно, что наименее опасным, очевидно, является способ нагружения только сжимающей силой (компрессией), при котором напряжения в кости становятся выше ее предела прочности только при $Hu \leq 100$, при котором, по мнению авторов [20] и с учетом критериев American College Radiology кость позвонков считается пораженной остеопорозом. Наиболее опасными движениями с точки зрения биомеханики и прочности являются повороты тела, а также его флексия и экстензия, вызывающие наибольшие напряжения в губчатой кости позвонков, что показано в таблице 5.2 и рисунке 5.8. Из рисунка 5.8 видно, что темно-синяя кривая при всех исследованных Hu наиболее близко располагается к пунктирной линии, отражающей зависимость предела прочности губчатой кости от Hu . Можно предположить, что ротация является наиболее опасным движением, которое может привести к поломке губчатой кости позвонков при моносегментарной фиксации.

Далее были проанализированы максимальные эквивалентные напряжения в кортикальной кости и винтах. Это позволило оценить их риск повреждения при исследованных нагрузках и Hu .

На рисунке 5.9 представлены максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в винтах и кортикальной кости позвонков в зависимости от Hu . Из рисунка 5.9 видно, что наибольшие напряжения в винтах возникают при скручивающих нагрузках. При этом в кортикальной кости наибольшие напряжения выявлены при флексии, а также при ротации против часовой стрелки. Наименьшие напряжения в винтах и кортикальной кости обнаружены при

компрессии и наклоне вправо.

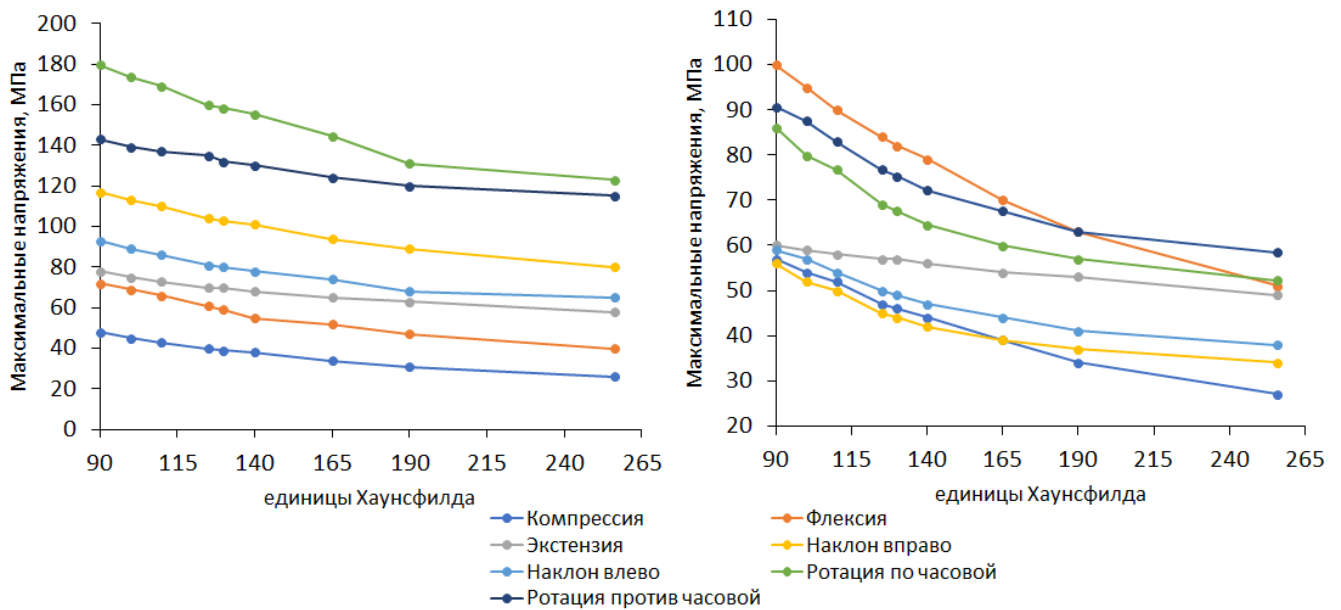


Рисунок 5.9 — Графическое представление вычисленных максимальных напряжений в винтах (слева) и кортикальной кости позвонков (справа) в зависимости от Hu

В данной работе рассматривалось снижение прочностных свойств только губчатой кости, но не кортикальной. На самом деле, была найдена всего одна работа, в которой представлены зависимости модуля упругости кортикальной кости от Hu [98]. Однако в этой работе [98] не было выявлено сильной корреляции между прочностными свойствами кортикальной кости и Hu , как это было показано многими авторами для губчатой кости. Более того, при численном моделировании свойства кортикальной кости обычно не меняют в зависимости от наличия остеопороза [96]. Поэтому в данной работе характеристики кортикальной кости оставались неизменными и не зависели от рентгеновской плотности. Известно, что предел текучести кортикальной кости позвонков принимается равным 200 МПа [96]. В работе [139] сообщается о пределе прочности кортикальной кости от 131 до 205 МПа. Также известно, что титановый сплав имеет предел прочности 870-960 МПа, тогда его предел выносливости должен быть равен 290-320 МПа. Сообщается также о более высоких пределах выносливости

титанового сплава, достигающих 490 МПа [140].

В результате моделирования показано, что наибольшие напряжения, возникающие в кортикальной кости (100 МПа) и в винтах (180 МПа), не достигают критических значений, которые могут повредить кортикальную кость или имплантаты (рисунок 5.9) даже при наименьшем рассмотренном $Hu=90$.

Снижение единиц Хаунсфилда губчатой кости приводит к снижению возникающих в ней эквивалентных напряжений, что отражено на рисунке 5.8 и в таблице 5.2. В то же время, эквивалентные напряжения в винтах и кортикальной кости увеличиваются (рисунок 5.9). На самом деле, при уменьшении плотности кости сокращается и ее несущая способность. При этом большую нагрузку вынуждены нести винты и кортикальная кость. Коэффициенты, отражающие снижение нагрузки на губчатую кость и возрастание нагрузки на кортикальную кость и винты, отражены в таблице 5.3.

Из таблицы 5.3 видно, что при снижении Hu от 256 до 90 единиц при компрессии максимальные напряжения в губчатой кости снижаются почти в два раза, а на винтах и в кортикальной кости наоборот практически двукратно увеличиваются. При вращении против часовой стрелки снижение Hu приводит к снижению напряжений в губчатой кости почти в 4,5 раза, при этом в винтах напряжения возрастают всего 1,24 раза, а в кортикальной кости – в 1,55 раза. Минимально напряжения в кортикальной кости возрастают в 1,22 раза при экстензии. Другими словами, наибольший риск повреждения кортикальной кости и имплантатов при моносегментарной фиксации позвоночника возникает при флексии и ротации.

Таким образом, на основе анализа максимальных напряжений в губчатой кости можно заключить, что $Hu=125$ является пороговым значением. С его помощью можно выявлять пациентов, у которых может возникнуть нестабильность систем транспедикулярной фиксации поясничных позвонков вследствие ослабления прочностных свойств губчатой кости. При этом надо с осторожностью подходить к лечению пациентов, у которых Hu губчатой кости пояс-

нических позвонков находятся в диапазоне от 125 до 140 единиц, так как и у них в определенных ситуациях может возникнуть повреждение костной ткани при декомпрессивно-стабилизирующих вмешательствах на нижнепоясничном уровне. Полученное пороговое значение $N_u=125$ хорошо согласуется с данными врачей, исследовавших несостоятельность межтелового блока и проседания имплантата при круговом поясничном спондилодезе [7, 68, 141]. Важно отметить, что в этом исследовании были сформированы три группы риска пациентов (таблица 5.4), которые хорошо согласуются с результатами современного мета-анализа [142].

Таблица 5.3 — Коэффициенты, отражающие снижение нагрузки на губчатую кость и возрастание нагрузки на кортикальную кость и винты при снижении N_u от 256 до 90 единиц

Нагрузка	Губчатая кость	Винты	Кортикальная кость
Компрессия	1,84	1,85	2,11
Флексия	3,28	1,80	1,96
Экстензия	3,15	1,34	1,22
Наклон вправо	2,13	1,46	1,65
Наклон влево	3,59	1,43	1,55
Ротация по часовой стрелке (CW)	4,29	1,46	1,65
Ротация против часовой стрелке (CCW)	4,40	1,24	1,55

Таблица 5.4 — Группы риска, основанные на дооперационной оценке H_u

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

5.3 Выводы по главе

В результате данного исследования вычислены модули упругости и пределы прочности губчатой кости поясничных позвонков при различных единицах Хаунсфилда.

Поставлены и численно с помощью метода конечных элементов решены задачи биомеханики о нагружении ПДС L4-L5 с системой фиксации статическими нагрузками, имитирующими статическое положение тела пациента, а также его наклоны и повороты (при различных значениях модуля упругости губчатой костной ткани). Проанализированы наибольшие эквивалентные напряжения по Мизесу, возникающие в губчатой, кортикальной костной ткани позвонков, а также в имплантатах. Показано, что изменение механических свойств губчатой кости влечет за собой существенное изменение показателей напряженно-деформированного состояния ПДС вместе с установленной системой фиксации.

Выявлены условия нагружения, при которых может возникать расшатывание транспедикулярных винтов и проседание межтелового кейджа, связанное с

повреждением губчатой костной ткани. Выявлено, что ротация является наиболее опасным движением, которое может привести к поломке губчатой кости позвонков при моносегментарной фиксации. Показано, что при исследованных прочностных свойствах кости и способах нагружения кортикальная кость и система фиксации не будут повреждены. При этом наибольший риск повреждения кортикальной кости и имплантатов при моносегментарной фиксации позвоночника может возникнуть при флексии и ротации.

Определено пороговое значение единиц Хаунсфилда $Hu=125$, позволяющее выявлять пациентов с риском расшатывания транспедикулярных винтов в поясничных позвонках. Определены группы риска пациентов, у которых может возникнуть риск нестабильности транспедикулярной фиксации и проседания межтелового заменителя на нижнепоясничном уровне. Продемонстрировано, что с помощью биомеханического моделирования можно получать клинически важные результаты для практикующих врачей.

Глава 6

Расчет конкретного клинического случая для определения максимальной допустимой контракционной нагрузки

В настоящее время в хирургии позвоночника получает развитие и всё более широкое применение предоперационное планирование с применением численного моделирования [9, 12, 143]. Для персонализированных расчетов необходимо знать характеристики костной ткани конкретного пациента, однако экспериментальных исследований по определению модулей упругости пациентов детского возраста, а особенно младших возрастных групп в силу ряда трудностей юридического и этического характера не проводилось.

Результаты таких экспериментов могут быть применены при использовании биомеханического моделирования в рамках предоперационного планирования хирургического лечения последствий врожденных сколиотических деформаций у детей. Планирование подобных операций [3, 144, 145] включает оценку тяжести деформации, измерение по данным компьютерной томографии плотности кости, выбор оптимальных типов и размеров имплантатов и ряд других этапов. При таком планировании хирургического лечения деформаций позвоночника у детей необходимо определить величину максимальных усилий, которые может прилагать хирург к фиксирующим винтами, чтобы реализовать план операции по коррекции деформации и не повредить позвонки. На самом деле, регрессионные зависимости, связывающие единицы Хаунсфилда и модуль упругости, при моделировании могут быть применены для количественной оценки таких параметров, как контракционная нагрузка.

В данной главе диссертации приведены результаты численного расчета конкретного клинического случая, направленного на выявление максимальной

допустимой контракционной нагрузки, которую хирург может прикладывать к транспедикулярным винтам при коррекции врожденной сколиотической деформации.

6.1 Результаты оценки механических свойств губчатой кости позвонков Th11-L2 пациента раннего возраста

Эффективный модуль упругости для тел позвонков и корней дуг в рассмотренном клиническом примере (рисунок 4.11) определялся по формуле, соответствующей кластеру с меньшим углом наклона линии тренда (рисунок 4.13). Это обусловлено тем, что необходимо было рассмотреть условно «худший» вариант состояния костных тканей пациента, чтобы определять предельно допустимую контракционную нагрузку с некоторым запасом.

По формуле, приведенной на рисунке 4.13, для «синего» кластера (пунктирная линия) были вычислены эффективные модули упругости тел позвонков и корней дуг (таблица 6.1), которые были использованы при моделировании. Пределы прочности (в МПа) губчатой кости тел позвонков и корней дуг рассчитаны по формуле (2.18).

Таблица 6.1 — Механические свойства материалов костной ткани и имплантатов

Параметр	Позвонок (тело)	Позвонок (корень дуги)
Модуль упругости, МПа	48	102
Предел прочности, МПа	3,4	13,7
Коэффициент Пуассона	0,29	0,29

6.2 Результаты биомеханического моделирования контракционной нагрузки на винты у пациента раннего возраста

Данная задача поставлена коллегами из НМИЦ им. Г.И. Турнера Минздрава России и имеет важное клиническое значение, так как результаты ее решения могут быть использованы врачами при планировании операции по исправлению сколиотической деформации.

В результате проведения биомеханического моделирования в рамках планирования операции по лечению сколиотической деформации у пациента раннего возраста, вызванной наличием полупозвонка, была проведена оценка величины максимального контракционного усилия, прикладываемого хирургом к транспедикулярным винтам, необходимого для исправления сколиотической деформации, при котором не произойдет повреждение костной ткани позвонков.

На рисунках 6.1-6.3 представлены типичные поля эквивалентных напряжений по Мизесу (в МПа) в позвонках и фиксирующих конструкциях.

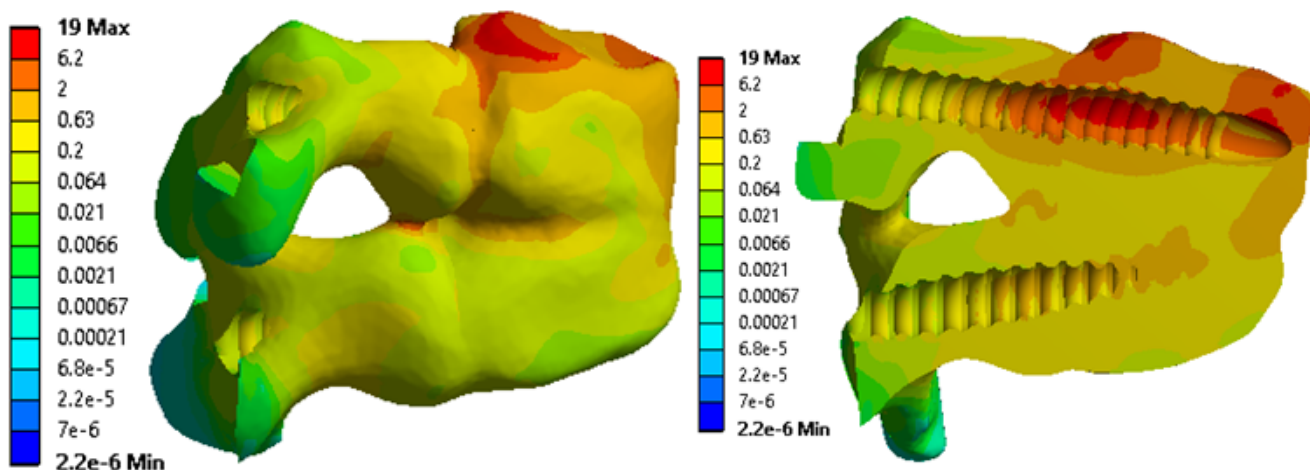


Рисунок 6.1 — Поле эквивалентных напряжений по Мизесу (в МПа) при нагрузке 5 кг на верхних позвонках Th11, Th12: слева – на поверхности, справа – в разрезе

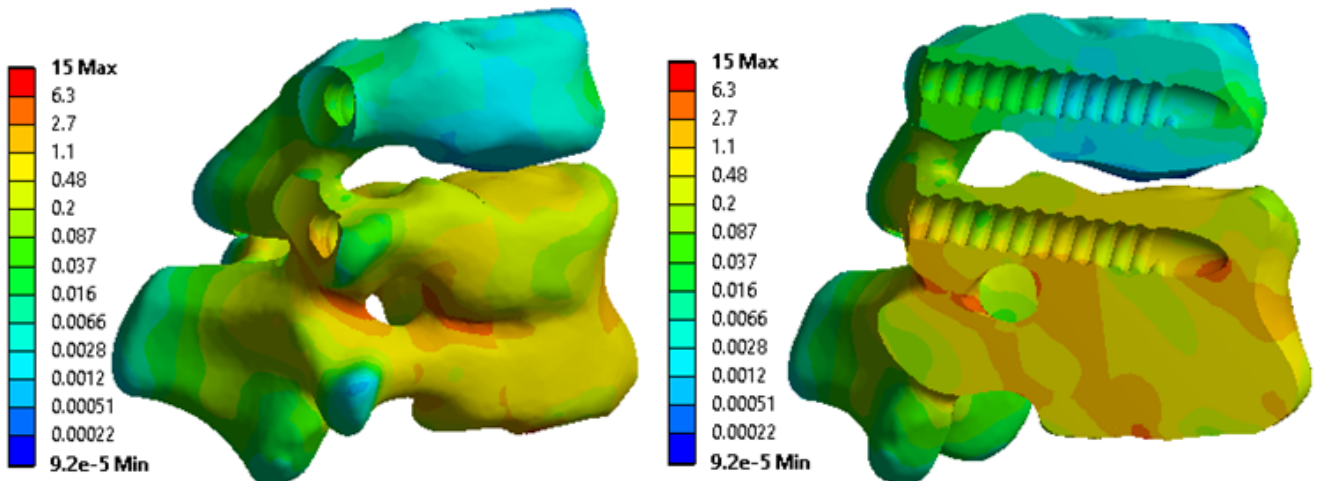


Рисунок 6.2 — Поле эквивалентных напряжений по Мизесу (в МПа) при нагрузке 5 кг на нижних позвонках L1, L2: слева – на поверхности, справа – в разрезе

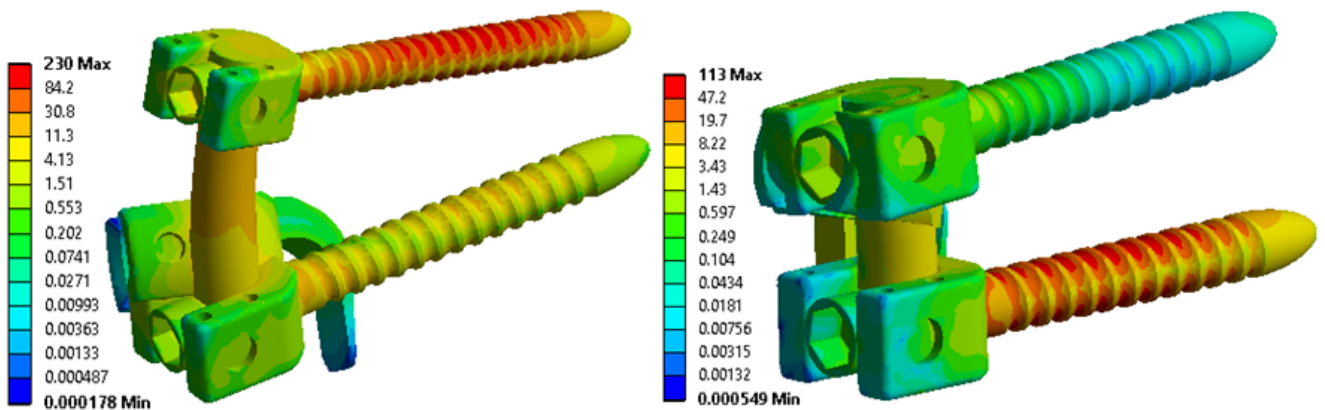


Рисунок 6.3 — Поле эквивалентных напряжений по Мизесу (в МПа) при нагрузке 5 кг на винтах в позвонках Th11, Th12 (слева) и винтах в позвонках L1, L2 (справа)

Выбор расположения плоскости разреза на рисунках 6.1 и 6.2 определяется тем, что при таком нагружении наибольшие напряжения возникают именно в области контакта с винтом в позвонке Th11 (рисунок 6.1). В области контакта с винтом в позвонке L2 (рисунок 6.2) эквивалентные напряжения оказываются ниже пределов прочности костной ткани души позвонка при всех рассмотренных нагрузках.

Как видно из рисунков 6.1-6.3, 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 достигали 412 МПа при нагрузке 10 кг. В транспедикулярных винтах позвонков L1-L2 напряжения достигали 305 МПа при нагрузке 17 кг, что не превышает допускаемые напряжения 490 МПа для титанового сплава [140]. Существенное снижение напряжений 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 в телах и дугах позвонков при различных нагрузках представлены в таблице 6.2. Пределы прочности для тел позвонков и корней дуг рассчитаны в разделе 2.9.2 и равнялись 3,4 МПа и 13,7 МПа соответственно.

Таблица 6.2 — Рассчитанные максимальные эквивалентные напряжения (в МПа) в теле и корне дуги позвонков

Нагрузка, кг	Позвонкок (тело)	Позвонкок (корень дуги)
Верхние позвонки (Th11, Th12)		
5	9,4	9,8
7	14,3	13,4
10	19,8	17,1
Нижние позвонки (L1, L2)		
5	7,2	4,7
10	15,0	8,8
16	22,1	13,2
17	22,7	13,8

В таблице 6.2 ячейки с напряжениями окрашены в зеленый цвет, если напряжения не превышают предел прочности кости, и в красный цвет – если превышают.

Из таблицы 6.2 видно, что при всех рассмотренных нагрузках возможно повреждение (или «проминание») 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 дуг позвонков. Поэтому далее будем анализировать эквивалентные напряжения в губчатой кости 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 выше предела прочности, можно считать нагрузку более 16 кг, при этом при нагрузке 16 кг напряжения в дугах нижних позвонков L1-L2 еще не превышают предельных значений.

6.3 Выводы по главе

На основе данных компьютерной томографии по построенным ранее зависимостям определены модули упругости тел и дуг позвонков пациента раннего возраста.

Проведено моделирование конкретного клинического случая и определена предельно допустимая контракционная нагрузка, которая может быть приложена к транспедикулярным винтам в процессе операции по коррекции врожденной сколиотической деформации у пациента раннего возраста. При моделировании рост тканей пациента раннего возраста не учитывался, а расчет нагрузок в сегментах позвоночника проводился для исходной геометрии, данные о которой были получены на основе предоперационной компьютерной томограммы.

Предлагаемый пациент-ориентированный подход к предоперационному планированию лечения последствий врожденных сколиотических деформаций позвоночника у пациентов раннего возраста позволяет снизить риски возникновения осложнений, связанных с повреждением губчатой кости позвонков.

Заключение

Ниже приведены основные результаты работы.

1. Проведены механические эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой кости позвонков пациентов раннего возраста.
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.
4. 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 ее эффективный модуль упругости и предел прочности.
5. С помощью биомеханического моделирования выявлены условия нагружения, при которых может возникать расшатывание транспедикулярных винтов, связанное с повреждением губчатой костной ткани.
6. Пороговым значением единиц Хаунсфилда, определяющим риск расшатывания транспедикулярных винтов в поясничных позвонках взрослых пациентов, является $H_u=125$.

7. Получены оригинальные данные о механических характеристиках тел позвонков у пациентов раннего возраста, дающие возможность проведения биомеханического моделирования операций на позвоночнике у пациентов данной возрастной категории.
8. Проведено моделирование конкретного клинического случая и определена предельно допустимая контрактационная нагрузка, которая может быть приложена в процессе операции по коррекции врожденной сколиотической деформации у пациента раннего возраста.

Результаты работы внедрены в образовательную деятельность на факультете фундаментальной медицины и биомедицинских технологий, а также на механико-математическом факультете Саратовского университета.

Приложение 1. Свидетельство о государственной
регистрации программы для ЭВМ «Программа
для автоматической обработки результатов
экспериментов по одноосному сжатию образцов
губчатой костной ткани»

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации программы для ЭВМ
№ 2024661970

**Программа для автоматической обработки результатов
экспериментов по одноосному сжатию образцов
губчатой костной ткани**

Правообладатель: *Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н.Г. Чернышевского»
(RU)*

Авторы: *Иванов Дмитрий Валерьевич (RU), Сидоренко
Дмитрий Александрович (RU)*

Заявка № **2024661325**
Дата поступления **22 мая 2024 г.**
Дата государственной регистрации
в Реестре программ для ЭВМ **22 мая 2024 г.**



Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности
Ю.С. Зубов

Приложение 2. Свидетельство о государственной регистрации базы данных «База данных прочностных свойств губчатой костной ткани»

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации базы данных

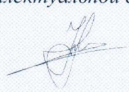
№ 2024622484

**База данных прочностных свойств губчатой костной
ткани**

Правообладатель: *Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» (RU)*

Авторы: *Бессонов Леонид Валентинович (RU), Доль Александр Викторович (RU), Иванов Дмитрий Валерьевич (RU), Сидоренко Дмитрий Александрович (RU)*

Заявка № **2024622262**
Дата поступления **02 июня 2024 г.**
Дата государственной регистрации
в Реестре баз данных **05 июня 2024 г.**

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Ю.С. Zubov



Приложение 3. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «Программа для автоматической кластеризации результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани»

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации программы для ЭВМ
№ 2025666008

**Программа для автоматической кластеризации
результатов экспериментов по одноосному сжатию
образцов губчатой костной ткани**

Правообладатель: *Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н.Г.
Чернышевского» (RU)*

Автор(ы): *Сидоренко Дмитрий Александрович (RU)*

Заявка № **2025665076**
Дата поступления **20 июня 2025 г.**
Дата государственной регистрации
в Реестре программ для ЭВМ **20 июня 2025 г.**



Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Ю.С. Зубов

Приложение 4. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе механико-математического факультета

УТВЕРЖДАЮ

проректор по учебной работе

СГУ имени Н.Г. Чернышевского

Малинский И.Г.

11 сентября 2025 г.

АКТ

об использовании результатов диссертации на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук Сидоренко Дмитрия Александровича «Биомеханическое исследование элементов позвоночно-тазового комплекса и систем металлофиксации у взрослых и детей» в учебном процессе механико-математического факультета

Настоящим актом подтверждается, что при осуществлении учебного процесса в Саратовском университете по направлению подготовки «Механика и математическое моделирование». 01.03.03 (бакалавриат) и 01.04.03 (магистратура) при чтении лекций и проведении практических занятий по дисциплинам «Специальные вопросы МКЭ в задачах механики», «Вычислительный эксперимент в механике», «Математические модели в механике сплошной среды и биомеханике» и при подготовке выпускных квалификационных работ используются результаты диссертационного исследования Сидоренко Дмитрия Александровича.

Исполняющий обязанности декана,
канд. физ.-мат. наук, доцент

Шаталова

Шаталина А.В.

Приложение 5. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе факультета фундаментальной медицины и биомедицинских технологий

УТВЕРЖДАЮ
проректор по учебной работе
СТУ имени Н.И. Чернышевского
Малинский И.Г.
25 августа 2025 г.

АКТ

об использовании результатов диссертации на соискание степени кандидата физико-математических наук Сидоренко Дмитрия Александровича «Биомеханическое исследование элементов позвоночно-тазового комплекса и систем металлофиксации у взрослых и детей» в учебном процессе факультета фундаментальной медицины и медицинских технологий

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационного исследования Сидоренко Дмитрия Александровича использованы в учебном процессе факультета фундаментальной медицины и медицинских технологий. В частности, результаты экспериментов по сжатию губчатой кости детских позвонков и результаты экспериментов по сжатию образцов губчатой кости крупного рогатого скота, а также алгоритм и программа для автоматизированной обработки результатов экспериментов по одноосному сжатию образцов губчатой кости использованы при преподавании дисциплины «Математические методы в медицине» специальности 30.05.03 (медицинская кибернетика).

Заместитель декана по учебной работе
факультета фундаментальной медицины
и медицинских технологий
канд. физ.-мат. наук



Голядкина А.А.

Исполняющий обязанности декана
факультета фундаментальной медицины
и медицинских технологий
канд. физ.-мат. наук



Голядкина А.А.

Список литературы

1. Сидоренко Д.А., Доль А.В., Бессонов Л.В., Кокушин Д.Н., Виссарионов С.В., Иванов Д.В. Экспериментальное исследование механических характеристик губчатой кости позвонков пациентов возрастной группы 2-5 лет // Российский журнал биомеханики. – 2025. – Т. 29, № 2. – С. 49-59.
2. Сафронова А.А., Жмайло М.А., Маслов Л.Б., Боровков А.И., Виссарионов С.В. Цифровая модель хирургической коррекции сколиотического искривления позвоночника у детей раннего возраста // Российский журнал биомеханики. – 2025. – Т. 29, № 2. – С. 22–35.
3. Виссарионов С.В., Картавенко К.А., Кокушин Д.Н., Ефремов А.М. Хирургическое лечение детей с врожденной деформацией грудного отдела позвоночника на фоне нарушения формирования позвонков // Хирургия позвоночника. – 2013. – № 2. – С. 32–37.
4. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 31–44.
5. Zhang NZ., Xiong QS., Yao J., Liu BL., Zhang M., Cheng CK. Biomechanical changes at the adjacent segments induced by a lordotic porous interbody fusion cage // Comput Biol Med. - 2022. - Vol. 143. - P. 105320.
6. Виссарионов С.В., Кокушин Д.Н., Картавенко К.А., Ефремов А.М. Хирургическое лечение детей с врожденной деформацией поясничного и пояснично-крестцового отделов позвоночника // Хирургия позвоночника. – 2012. – № 3. – С. 33-37.

7. Леонова О.Н., Байков Е.С., Пелеганчук А.В., Крутько А.В. Плотность костной ткани позвонков в единицах Хаунсфилда как предиктор несостоятельности межтелового блока и проседания имплантата при круговом поясничном спондилодезе // Хирургия позвоночника. - 2022. - Т. 19, № 3. - С. 57–65.
8. Wang H., Zhang C., Wang Y., Zeng Y., Chen S., Su X., Li W., Yu M., Chen D. Biomechanical analysis of spinal cord injury during scoliosis correction surgery // Front Bioeng Biotechnol. - 2024. - Vol. 12. - P. 1399691.
9. Иванов Д.В. Биомеханическая поддержка решения врача при выборе варианта лечения на основе количественных критериев оценки успешности // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. - 2022. - Т. 22, № 1. - С. 62–89.
10. Барабаш Ю.А., Иванов Д.В., Богатов В.Б., Лычагин А.В. Биомеханический подход к выбору вида интрамедуллярного фиксатора при смоделированном переломе бедренной кости // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 2. – С. 209-217.
11. Suetenkov D., Ivanov D., Dol A., Diachkova E., Vasil'ev Y., Kossovich L. Construction of Customized Palatal Orthodontic Devices on Skeletal Anchorage Using Biomechanical Modeling // Bioengineering (Basel). - 2022. - Vol. 9, № 1. - P. 12.
12. Бескровный А.С., Бессонов Л.В., Голядкина А.А., Доль А.В., Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Сидоренко Д.А. Разработка системы поддержки принятия врачебных решений в травматологии и ортопедии. Биомеханика как инструмент предоперационного планирования // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 2. - С. 118-133.
13. Донник А.М., Иванов Д.В., Коссович Л.Ю., Левченко К.К., Киреев С.И., Морозов К.М., Островский Н.В., Зарецков В.В., Лихачев С.В. Создание

- трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2019. – Т. 19, № 4. – С. 424-438.
14. Soodmand E., Kluess D., Varady P.A., Cichon R., Schwarze M., Gehweiler D., Niemeyer F., Pahr D., Woiczinski M. Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data compared to reference optical 3D scan // Biomed Eng Online. - 2018. - Vol. 17, №1. - P. 29.
 15. Öhman-Mägi C., Holub O., Wu D., Hall R.M., Persson C.. Density and mechanical properties of vertebral trabecular bone-A review // JOR Spine. - 2021. - Vol. 4, №4. - P. e1176.
 16. Bessonov L.V., Golyadkina A.A., Dmitriev P.O, Dol A.V., Zolotov V.S., Ivanov D.V., Kirillova I.V., Kossovich L.Y., Titova Yu.I., Ulyanov V.Yu., Kharlamov A.V. Constructing the dependence between the Young's modulus value and the Hounsfield units of spongy tissue of human femoral heads // Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics. - 2021. - Vol. 21, № 2. - P. 182-193.
 17. Kumaresan S., Yoganandan N., Pintar F.A., Maiman D.J., Kuppa S. Biomechanical study of pediatric human cervical spine: a finite element approach // Journal of biomechanical engineering. - 2000. - Vol. 122, № 1. - P. 60-71.
 18. Pei B., Lu D., Wu X., Xu Y., Ma C., Wu S. Kinematic and biomechanical responses of the spine to distraction surgery in children with early onset scoliosis: A 3-D finite element analysis / Front Bioeng Biotechnol. - 2022. - Vol. 10. - P. 933341.
 19. Okada R., Sakai T., Nishisho T., Nitta A., Takahara S., Oba K., Sairyo K. Preoperative Planning Using Three-dimensional Printing for Full-endoscopic

Spine Surgery: A Technical Note // NMC Case Rep J. - 2022. - Vol. 9. - P. 249-253.

20. Артюкова З.Р., Кудрявцев Н.Д., Петряйкин А.В., Абуладзе Л.Р., Сморгчова А.К., Ахмад Е.С., Семенов Д.С., Беляев М.Г., Белая Ж.Е., Владзимирский А.В., Васильев Ю.А. Применение алгоритма искусственного интеллекта для оценки минеральной плотности тел позвонков по данным компьютерной томографии // Медицинская визуализация. - 2023. - Т. 27, № 2. - С. 125-137.
21. Yao YC., Chou PH., Lin HH., Wang ST., Liu CL., Chang MC. Risk factors of cage subsidence in patients received minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion // Spine. - 2020. - Vol. 45, № 19. - P. E1279–E1285.
22. Khalid SI., Nunna RS., Maasarani S., Belmont E., Deme P., Chilakapati S., Eldridge C., Singh R., Bagley CA., Adogwa O. Association of osteopenia and osteoporosis with higher rates of pseudarthrosis and revision surgery in adult patients undergoing single-level lumbar fusion // Neurosurg Focus. - 2020. - Vol. 49, № 2. - P. E6.
23. Xi Z., Mummaneni PV., Wang M., Ruan H., Burch S., Deviren V., Clark AJ., Berven SH., Chou D. The association between lower Hounsfield units on computed tomography and cage subsidence after lateral lumbar interbody fusion // Neurosurg Focus. - 2020. - Vol. 49, № 2. - P. E8.
24. Mi J., Li K., Zhao X., Zhao CQ., Li H., Zhao J. Vertebral body Hounsfield units are associated with cage subsidence after transforaminal lumbar interbody fusion with unilateral pedicle screw fixation // Clin Spine Surg. - 2016. - Vol. 30, № 8. - P. E1130–E1136.
25. Pisano AJ., Fredericks DR., Steelman T., Riccio C., Helgeson MD., Wagner SC. Lumbar disc height and vertebral Hounsfield units: association with interbody cage subsidence // Neurosurg Focus. - 2020. - Vol. 49, № 2. - P. E9.

26. Сидоренко Д.А., Доль А.В., Бессонов Л.В., Магомедов И.М., Иванов Д.В. Автоматизированная обработка результатов механических экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости // Российский журнал биомеханики. – 2024. – Т. 28, № 4. – С. 120–129.
27. Бескровный А.С., Бессонов Л.В., Иванов Д.В., Золотов В.С., Сидоренко Д.А., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Построение трехмерных твердотельных моделей позвонков с использованием сверточных нейронных сетей // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2021. – Т. 21, № 3. – С. 368-378.
28. 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; опубл. 20.06.2025.
29. 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; опубл. 22.05.2024.
30. 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. № 2024622262 от 02.06.2024; опубл. 05.06.2024.
31. 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.,

Фалкович А.С., Харламов А.В.; заявл. № 2019622074 от 13.11.2019; опубл. 22.11.2019.

32. 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., Фалкович 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; опубл. 19.07.2021.

33. 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., Фалкович 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; опубл. 16.07.2021.

34. Рамих Э.А. Краткий очерк анатомо-функциональных особенностей позвоночника // Хирургия позвоночника. - 2007. - № 2. - С. 77-95.

35. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries // Spine. - 1983. - Vol. 8. - P. 817–831.

36. Denis F. Spinal instability as defined by three-column spine concept in acute spinal trauma // Clin. Orthop. Relat. Res. - 1984. - № 189. - P. 65–76.

37. Putzer M., Auer S., Malpica W., Suess F., Dendorfer S. A numerical study to determine the effect of ligament stiffness on kinematics of the lumbar spine during flexion // BMC Musculoskelet Disord. – 2016. – Vol. 17. – P. 95.
38. Лихачев С.В., Арсениевич В.Б., Островский В.В., Шульга А.Е., Зарецков А.В., Иванов Д.В., Доля А.В., Донник А.М., Зарецков В.В. Оптимизация спондилосинтеза при некоторых оскольчатых повреждениях позвонков грудно-поясничной локализации // Современные технологии в медицине. – 2020. – Т. 12, № 4. – С. 30-39.
39. Донник А.М., Иванов Д.В., Киреев С.И., Коссович Л.Ю., Островский Н.В., Норкин И.А., Левченко К.К., Лихачев С.В. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11 // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2019. – Т. 19, № 4. – С. 439-453.
40. Pei B., Xu Y., Zhao Y., Wu X., Lu D., Wang H., Wu S. Biomechanical comparative analysis of conventional pedicle screws and cortical bone trajectory fixation in the lumbar spine: An in vitro and finite element study // Front Bioeng Biotechnol. - 2023. -Vol. 11. - P. 1060059.
41. Lv QB., Gao X., Pan XX., Jin HM., Lou XT., Li SM., Yan YZ., Wu CC., Lin Y., Ni WF., Wang XY., Wu AM. Biomechanical properties of novel transpedicular transdiscal screw fixation with interbody arthrodesis technique in lumbar spine: A finite element study // J Orthop Translat. - 2018. - Vol. 15. - P. 50-58.
42. Cai XY., Sun MS., Huang YP., Liu ZX., Liu CJ., Du CF., Yang Q. Biomechanical Effect of L4-L5 Intervertebral Disc Degeneration on the Lower Lumbar Spine: A Finite Element Study // Orthop Surg. - 2020. - Vol. 12, № 3. - P. 917-930.

43. Dong L., Li G., Mao H., Marek S, Yang KH. Development and Validation of a 10-Year-Old Child Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model // Ann Biomed Eng. - 2013. - Vol. 41, № 12. - P. 2538-2552.
44. Finley SM., Astin JH., Joyce E., Dailey AT., Brockmeyer DL., Ellis BJ. FEBio finite element model of a pediatric cervical spine // J Neurosurg Pediatr. - 2021. - Vol. 29, № 2. - P. 218-224.
45. Phuntsok R., Mazur MD., Ellis BJ., Ravindra VM., Brockmeyer DL. Development and initial evaluation of a finite element model of the pediatric craniocervical junction // J Neurosurg Pediatr. - 2016. - Vol. 17, № 4. - P. 497-503.
46. Su JC., Li ZD., Cao LH., Yu BG., Zhang CC., Li M. Threedimensional finite element analysis of lumbar vertebra loaded by static stress and its biomechanical significance // Chinese Journal of Traumatology. - 2009. - Vol. 12, № 3. - pp.153-156.
47. Toosizadeh N., Haghpanabi M. Generating a finite element model of the cervical spine: estimating muscle forces and internal loads // Scientia Iranica B. - 2017. - Vol. 18, № 6. - pp. 1237-1245.
48. Su Y., Ren D., Wang P.C. Comparison of Biomechanical Properties of Single- and Two-segment Fusion for Denis Type B Spinal Fractures // Orthopaedic Surgery. – 2013. – Vol. 5, № 1. – P. 41–46.
49. Кудяшев А.Л., Хоминец В.В., Теремшонок А.В., Коростелев К.Е., Нагорный Е.Б., Доль А.В., Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Биомеханические предпосылки формирования проксимального переходного кифоза после транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника // Российский журнал биомеханики. - 2017. - Т. 21, № 3. - С. 313-323.

50. Xu M., Yang J., Lieberman I.H., Haddas R. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation // *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* - 2017.- Vol. 20, № 1. - P. 1–15.
51. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing // *Journal of Biomechanics.* – 2009. – Vol. 42, № 10. – P. 1520–1526.
52. Bidgood WD. Jr., Horii SC., Prior FW., Van Syckle DE. Understanding and using DICOM, the data interchange standard for biomedical imaging // *J Am Med Inform Assoc.* – 1997. – Vol. 4, № 3. – P. 199-212.
53. Гаврюшин С.С., Кузьмичев В.А., Грибов Д.А. Биомеханическое моделирование хирургического лечения воронкообразной деформации грудной клетки // *Российский журнал биомеханики.* - 2014. Т. 18, № 1. - С. 36-47.
54. Campbell J.Q., Coombs J.Q., Coombs D.J., Rao M., Rullkoetter P.J., Petrella A.J. Automated finite element meshing of the lumbar spine: Verification and Validation with 18 specimen - specific models // *Journal of Biomechanics.* - 2016. Vol. 49, № 13. - P. 2669-2676.
55. Jiang Y., Sun X., Peng X., Zhao J., Zhang K. Effect of sacral slope on the biomechanical behaviour of the low lumbar spine // *Experimental and Therapeutic medicine.* - 2017. - Vol. 13, № 5. - P. 2203-2210.
56. Хорошев Д.В. Влияние фасеточных суставов на биомеханическое поведение позвоночно-двигательного сегмента L4–L5: трехмерная модель межпозвоночного диска с идеальной жидкостью // *Российский журнал биомеханики.* – 2024. – Т. 28, № 2. – С. 145–156.
57. Dreischarf M., Zander T., Shirazi–Adl A., Puttlitz C.M., Adam C.J., Chen C.S., Goel V.K., Kiapour A., Kim Y.H., Labus K.M., Little J.P., Park W.M., Wang Y.H., Wilke H.J., Rohlmann A., Schmidt H. Comparison of eight published static

finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together // J Biomech. – 2014. – Vol. 47, № 8. – P. 1757-1766.

58. Huang W., Tian Y., Ma X., Lv F., Wang H., Jiang J. Biomechanical evaluation of a novel anatomical plate for oblique lumbar interbody fusion compared with various fixations: a finite element analysis // Ann Transl Med. – 2022. – Vol. 10, № 16. – P. 871.
59. Cheng P., Yang Y., Yu H., He Y. Automatic vertebrae localization and segmentation in CT with a two-stage Dense-U-Net // Sci Rep. – 2021. – Vol. 11. - P. 22156.
60. Lorensen W.E., Cline H.E. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm // ACM SIGGRAPH Computer Graphics. - 1987. - Vol. 21, № 4. - P. 163–169.
61. Möller H., Graf R., Schmitt J., Keinert B., Schön H., Atad M., Sekuboyina A., Streckenbach F., Kofler F., Kroencke T., Bette S., Willich SN., Keil T., Niendorf T., Pischon T., Endemann B., Menze B., Rueckert D., Kirschke JS. SPINEPS-automatic whole spine segmentation of T2-weighted MR images using a two-phase approach to multi-class semantic and instance segmentation // Eur Radiol. - 2025. - Vol. 35, № 3. - P. 1178-1189.
62. Galbusera F., Volkheimer D., Reitmaier S., Berger-Roscher N., Kienle A., Wilke HJ. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? // Eur Spine J. - 2015. - Vol. 24, № 5. - P. 1005-1016
63. Goldstein CL., Brodke DS., Choma TJ. Surgical Management of Spinal Conditions in the Elderly Osteoporotic Spine // Neurosurgery. - 2015. - Vol. 77, № 4. - P. S98-S107.

64. Blake GM., Fogelman I. The role of DXA bone density scans in the diagnosis and treatment of osteoporosis // Postgrad Med J. - 2007. - Vol. 83, № 982. - P. 509-517.
65. Wagner SC., Formby PM., Helgeson MD., Kang DG. Diagnosing the Undiagnosed: Osteoporosis in Patients Undergoing Lumbar Fusion // Spine. - 2016. - Vol. 41, № 21. - P. E1279-E1283.
66. Kohan EM., Nemani VM., Hershman S., Kang DG., Kelly MP. Lumbar computed tomography scans are not appropriate surrogates for bone mineral density scans in primary adult spinal deformity // Neurosurg Focus. - 2017. - Vol. 43, № 6. - P. E4.
67. Gausden EB., Nwachukwu BU., Schreiber JJ., Lorch DG., Lane JM. Opportunistic Use of CT Imaging for Osteoporosis Screening and Bone Density Assessment: A Qualitative Systematic Review // J Bone Joint Surg Am. - 2017. - Vol. 99, № 18.- P. 1580-1590.
68. Zou D., Sun Z., Zhou S., Zhong W., Li W. Hounsfield units value is a better predictor of pedicle screw loosening than the T-score of DXA in patients with lumbar degenerative diseases // Eur Spine J. - 2020. - Vol. 29, № 5. - P. 1105-1111.
69. Mikula AL., Puffer RC., Jeor JDS., Bernatz JT., Fogelson JL., Larson AN., Nassr A., Sebastian AS., Freedman BA., Currier BL., Bydon M., Yaszemski MJ., Anderson PA., Elder BD. Teriparatide treatment increases Hounsfield units in the lumbar spine out of proportion to DEXA changes // J Neurosurg Spine. - 2019. - Vol. 32, № 1. P. 50-55.
70. Yao Y.C., Chao H., Kao K.Y., Lin H.H., Wang S.T., Chang M.C., Liu C.L., Chou P.H. CT Hounsfield unit is a reliable parameter for screws loosening or

cages subsidence in minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion // Scientific Reports. – 2023. – Vol. 13. - P. 1620.

71. Zhou J., Yuan C., Liu C., Zhou L., Wang J. Hounsfield unit value on CT as a predictor of cage subsidence following stand-alone oblique lumbar interbody fusion for the treatment of degenerative lumbar diseases // BMC Musculoskelet Disord. – 2021. – Vol. 22. - P. 960.
72. Schreiber JJ., Anderson PA., Rosas HG., Buchholz AL., Au AG. Hounsfield units for assessing bone mineral density and strength: a tool for osteoporosis management // J Bone Joint Surg Am. - 2011. - Vol. 93, № 11. - P. 1057-1063.
73. Sakai Y., Takenaka S., Matsuo Y., Fujiwara H., Honda H., Makino T., Kaito T. Hounsfield unit of screw trajectory as a predictor of pedicle screw loosening after single level lumbar interbody fusion // J Orthop Sci. – 2018. – Vol. 23. – P. 734–738.
74. Lee M., Lee E., Lee J.W. Value of computed tomography Hounsfield units in predicting pedicle screw loosening in the thoracic spine // Sci Rep. – 2022. – Vol. 12. - P. 18279.
75. Li J., Zhang Z., Xie T., Song Z., Song Y., Zeng J. The preoperative Hounsfield unit value at the position of the future screw insertion is a better predictor of screw loosening than other methods // Eur Radiol. – 2023. – Vol. 33. – P. 1526–1536.
76. Keaveny T.M., Borchers R.E., Gibson L.J., Hayes WC. Theoretical analysis of the experimental artifact in trabecular bone compressive modulus // Journal of Biomechanics. - 1993. - Vol. 26. - P. 599–607.
77. Keaveny T.M., Borchers R.E., Gibson L.J., Hayes W.C. Trabecular bone modulus and strength can depend on specimen geometry // Journal of Biomechanics. - 1993. - Vol. 26. - P. 991–1000.

78. Lievers W.B., Waldman S.D., Pilkey A.K. Minimizing specimen length in elastic testing of end-constrained cancellous bone // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. - 2010. - Vol. 3. № 1. - P. 22-30.
79. Hamed E., Novitskaya E., Li J., Jasiuk I., McKittrick J. Experimentally-based multiscale model of the elastic moduli of bovine trabecular bone and its constituents // Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. - 2015. - Vol. 54. - P. 207-216.
80. Metzner F., Fischer B., Heyde C.E., Schleifenbaum S. The effects of force application on the compressive properties of femoral spongy bone // Clinical Biomechanics. - 2023. - Vol. 101. - P. 105866.
81. Lang S.M., Moyle D.D., Berg E.W., Detorie N., Gilpin A.T., Jr Pappas N.J., Reynolds J.C., Tkacik M., Waldron 2nd R.L. Correlation of mechanical properties of vertebral trabecular bone with equivalent mineral density as measured by computed tomography // J Bone Joint Surg Am. – 1988. – Vol. 70. № 10. – P. 1531–1538.
82. Kopperdahl D.L., Keaveny T.M. Yield strain behavior of trabecular bone // J Biomech. – 1998. – Vol. 31, № 7. – P. 601–608.
83. Parshina I.F., Ivanov D.V., Dol A.V., Vindokurov I.V., Bessonov L.V., Tashkinov M.A. On the issue of studying the structural and mechanical characteristics of bovine cancellous bone // Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics. - 2025. - Vol. 25, Iss. 2. - P. 231-245.
84. Jebaseelan D.D., Jebaraj C., Yoganandan N., Rajasekaran S. Validation efforts and flexibilities of an eight-year-old human juvenile lumbar spine using a three-dimensional finite element model // Med Biol Eng Comput. – 2010. – Vol. 48, № 12. – P. 1223-1231.
85. Zhang Z., Li H., Fogel G.R., Xiang D., Liao Z., Liu W. Finite element model predicts the biomechanical performance of transforaminal lumbar interbody

fusion with various porous additive manufactured cages // Computers in Biology and Medicine. – 2018. – Vol. 95. – P. 167–174.

86. Li J., Shang J., Zhou Y., Li C., Liu H. Finite element analysis of a new pedicle screw-plate system for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion // PLoS One. – 2015. – Vol. 10, № 12. – P. E0144637.
87. Коробейников С.Н. Нелинейное деформирование твердых тел. Новосибирск: Издательство СО РАН, 2000. — 262 с.
88. Computational Contact Mechanics, ed. P. Wriggers (Springer, Berlin/Heidelberg, 2006).
89. Shirazi-Adl A., Dammak M., Paiement G. Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants // J Biomed Mater Res. - 1993. - Vol. 27, № 2. - P. 167-175.
90. Liu S., Qi W., Zhang Y., Wu Z.X., Yan Y.B., Lei W. Effect of bone material properties on effective region in screw-bone model: an experimental and finite element study // Biomedical engineering online. - 2014. - Vol. 13. - P. 83.
91. Паршина И.Ф., Иванов Д.В., Доль А.В., Виндокуров И.В., Бессонов Л.В., Ташкинов М.А. К вопросу об изучении структурных и механических характеристик губчатой костной ткани крупного рогатого скота // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2025. – Т. 25, № 2. – С. 231-245.
92. Ivanov D.V., Kirillova I.V., Kossovich L.Yu., Bessonov L.V., Petraikin A.V., Dol A.V., Ahmad E.S., Morozov S.P., Vladzimirsky A.V., Sergunova K.A., Kharlamov A.V. Influence of convolution kernel and beam-hardening effect on the assessment of trabecular bone mineral density using quantitative computed tomography // Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics. – 2020. – Vol. 20. № 2. – P. 205–219.

93. Weaver AA., Beavers KM., Hightower RC., Lynch SK., Miller AN., Stitzel JD. Lumbar Bone Mineral Density Phantomless Computed Tomography Measurements and Correlation with Age and Fracture Incidence // Traffic Inj Prev. - 2015. - Vol. 16. - P. S153–S160.
94. Pickhardt PJ., Pooler BD., Lauder T., del Rio AM., Bruce RJ., Binkley N. Opportunistic screening for osteoporosis using abdominal computed tomography scans obtained for other indications // Ann Intern Med. - 2013. - Vol. 158, № 8. - P. 588-595.
95. Parshina I.F., Dol A.V., Bessonov L.V., Falkovich A.S., Ivanov D.V. On the Question of the Effect of the Loading Method on the Cancellous Bone Effective Elasticity Modulus // Mech. Solids. - 2024. - Vol. 59, № 7. - P. 3870–3879.
96. Wang W., Baran GR., Garg H., Betz RR., Moumene M., P.J. Cahill The benefits of cement augmentation of pedicle screw fixation are increased in osteoporotic bone: A finite element analysis // Spine Deformity. – 2014. – Vol. 2, № 4. – P. 248–259.
97. Mosekilde L., Bentzen S.M., Ortoft G., Jørgensen J. The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density // Bone. – 1989. – Vol. 10, № 6. – P. 465–470.
98. Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone // Med Eng Phys. – 1995. – Vol. 17, № 5. – P. 47-55.
99. Yamamoto I., Panjabi MM., Crisco T., Oxland T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint // Spine. - 1989. - Vol. 14, № 11. - P. 1256-1260.

100. Dreischarf M., Rohlmann A., Bergmann G., Zander T. Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine // J Biomech. – 2011. – Vol. 44, № 12. – P.2323–2327.
101. Chleboun GS., Amway MJ., Hill JG., Root KJ., Murray HC., Sergeev AV. Measurement of segmental lumbar spine flexion and extension using ultrasound imaging // J Orthop Sports Phys Ther. - 2012. - Vol. 42, № 10. - P. 880-885.
102. Kaye B., Randall C., Walsh D., Hansma P. The effects of freezing on the mechanical properties of bone // The Open Bone Journal. – 2012. – Vol. 4. – P. 14–19.
103. Паршина И.Ф., Доль А.В., Иванов Д.В., Бессонов Л.В., Майстренко Д.Н., Генералов М.И. Разработка и апробация мобильного стенда по исследованию механических свойств биологических тканей // Российский журнал биомеханики. – 2024. – Т. 28, № 3. – С. 39–46.
104. Dol A.V., Gulyaeva A.O., Falkovich A.S., Maystrenko D.N., Generalov M.I., Solovyov A.V., Terin D.V., Lemeshekin M.O. Development and approbation of a mobile test bench for mechanical uniaxial compression testing of biological tissues // Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Mathematics. Mechanics. Informatics. – 2023. – Vol. 23, № 4. – P. 472–481.
105. Овсепьян А.Л., Саламатова В.Ю., Рамазанов А.Н., Диц Д.Д., Вартанов О.С., Бардынин Д.Н., Клочко Н.В., Подоровский А.В., Василевский Ю.В. Разработка испытательной машины для двухосного тестирования мягких тканей и биоматериалов // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 4. – С. 12–24.
106. Galbusera F., Freutel M., Dürselen L., D’Aiuto M., Croce D., Villa T., Sansone V., Innocenti B. Material models and properties in the finite element

- analysis of knee ligaments: a literature review // *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. - 2014. - Vol. 2. - P. 54.
107. Blankevoort L., Huiskes R. Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee // *Journal of biomechanical engineering*. - 1991. - Vol. 113, № 3. - P. 263–269.
108. Metzner F., Neupetsch C., Fischer J.P., Drossel W.G., Heyde C.E., Schleifenbaum, S. Influence of osteoporosis on the compressive properties of femoral cancellous bone and its dependence on various density parameters // *Scientific reports*. - 2021. - Vol. 11, № 1. - P. 13284.
109. Акулич Ю.В., Акулич А.Ю., Денисов А.С. Предоперационное определение индивидуальных физических характеристик губчатой костной ткани проксимального отдела бедра человека // *Российский журнал биомеханики*. – 2011. – Т. 15, № 1. – С. 33–41.
110. Гуреева Н.А., Киселева Р.З., Клочков Ю.В., Николаев А.П., Рябуха В.В. О физических уравнениях деформируемого тела на шаге нагружения с реализацией на основе смешанного МКЭ // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика*. – 2023. – Т. 23, вып. 1. – С. 70–82.
111. Сидоренко Д.А., Иванов Д.В. Разработка алгоритма автоматизированной обработки результатов механических экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости головок бедра // В сборнике: *Математическое моделирование и биомеханика в современном университете - 2024. Сборник Тезисов докладов XVIII Всероссийской школы*. – 2024. – С. 98.
112. Instron Bluehill Calculation Reference, Reference Manual - Software, Help Version 1.1 [Электронный ресурс] – URL: <https://www.nmt.edu/>

academics/mtls/faculty/mccoy/docs/instron/bluehill_calculation_reference_manual_-_en.pdf (дата обращения 21.10.2024).

113. Maruthamuthu A., Gnanapandithan L.P.G. Brain tumour segmentation from MRI using superpixels based spectral clustering // Journal of King Saud University: Computer and Information Sciences. - 2020. - Vol. 32, Iss. 10. - P. 1182-1193.
 114. Tuhin U.P., Samir K.B. Segmentation of brain tumor from brain MRI images. Reintroducing k-means with advanced dual localization method Int // J. Eng. Res. Appl. - 2012.- Vol. 2, № 3. - P. 226-231
 115. Lörzing P., Schake P., Schlierf M. Anisotropic DBSCAN for 3D SMLM Data Clustering // J Phys Chem B. - 2024. - Vol. 128, № 33. - P. 7934-7940.
 116. Mazziotta M., Pareto A. Data normalization for aggregating time series: the constrained min-max method // The Italian Journal of Economic, Demographic and Statistical Studies. – 2021. – Vol. 75, № 4. – P. 86–96.
-
117. Hanusz Z., Tarasińska J. Normalization of the Kolmogorov–Smirnov and Shapiro–Wilk tests of normality // Biometrical Letters. – 2015. – Vol. 52. – P. 85–93.
 118. Nachar N. The Mann-Whitney U: A Test for Assessing Whether Two Independent Samples Come from the Same Distribution // Tutorials in Quantitative Methods for Psychology. – 2008. – Vol. 4. – P. 1-13.
 119. Yu B., Zhao G.F., Lim J.I., Lee Y.K. Compressive mechanical properties of bovine cortical bone under varied loading rates // Proc Inst Mech Eng H. – 2011. – Vol. 225, Iss. 10. – P. 941-947.

120. Endo K., Yamada S., Todoh M., Takahata M., Iwasaki N., Tadano S. Structural strength of cancellous specimens from bovine femur under cyclic compression // PeerJ. – 2016. – Vol. 25, Iss. 4. – P. 1562.
121. Fletcher J.W.A., Williams S., Whitehouse M.R., Gill H.S., PreatoniJuvenile E. bovine bone is an appropriate surrogate for normal and reduced density human bone in biomechanical testing: a validation study // Sci Rep. – 2018. – Vol. 8. – P. 10181.
122. Gersie T., Bitter T., Wolfson D., Freeman R., Verdonshot N., Janssen D. Quantification of long-term nonlinear stress relaxation of bovine trabecular bone // J Mech Behav Biomed Mater. – 2024. – Vol. 152. – P. 106434.
123. Guillén T., Zhang Q.H., Tozzi G., Ohrndorf A., Christ H.J., Tong J. Compressive behaviour of bovine cancellous bone and bone analogous materials, microCT characterisation and FE analysis // J Mech Behav Biomed Mater. – 2011. – Vol. 4. – P. 1452-1461.
124. Kalouche I., Crepin J., Abdelmoumen S., Mitton D., Guillot G., Gagey O. Mechanical properties of glenoid cancellous bone // Clin Biomech. - 2010 . - Vol. 25, № 4. - P. 292-298.
125. Keyak JH., Lee IY., Skinner HB. Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: use of different densitometric measures // J Biomed Mater Res. - 1994. - Vol. 28, № 11. - P. 1329-1336.
126. Unnikrishnan GU., Gallagher JA., Hussein AI., Barest GD., Morgan EF. Elastic anisotropy of trabecular bone in the elderly human vertebra // J Biomech Eng. – 2015. – Vol. 137, № 11. – P. 114503.
127. Whitehouse W.J. Irregularities and asymmetries in trabecular bone in the innominate and elsewhere // J. Metab. Bone Dis. Rel. Res. – 1981. – Vol. 2. – P. 271–278.

128. Ватульян А.О., Юров В.О. О новом подходе к идентификации неоднородных механических свойств // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2024. – Т. 24, № 2. – С. 209–221.
129. Zhao S., Arnold M., Ma S., Abel RL., Cobb JP., Hansen U., Boughton O. Standardizing compression testing for measuring the stiff-ness of human bone // Bone Joint Res. – 2018. – Vol. 7, № 8. – P. 524–538.
130. Raum K., Liu Z., Aghamiry H.S. Quantitative bone ultrasound // Quantification of Biophysical Parameters in Medical Imaging. – 2024. – P. 439–464.
131. Lefèvre E., Lasaygues P., Baron C., Payan C., Launay F., Follet H., Pithioux M. Analyzing the anisotropic Hooke's law for children's cortical bone // J. Mech. Behav. Biomed. – 2015. – Vol. 49. – P. 370–377.
132. Reisener MJ., Pumberger M., Shue J., Girardi FP., Hughes AP. Trends in lumbar spinal fusion – a literature review // J Spine Surg. - 2020. - Vol. 6. - P. 752–776.
133. Ogura Y., Kobayashi Y., Shinozaki Y., Kitagawa T., Yonezawa Y., Takahashi Y., Yoshida K., Yasuda A., Ogawa J. Factors influencing patient satisfaction after decompression surgery without fusion for lumbar spinal stenosis // Glob Spine J. - 2020. - Vol. 10. - P. 627–632.
134. Kunder S.L., Rijkers K., Caelers I.J.M.H., Bie de R.A., Koehler P.J., Santbrink van H. Lumbar interbody fusion, a historical overview and a future perspective // Spine. - 2018. - Vol. 43. - P. 1161–1168.
135. St Jeor J.D., Jackson T.J., Xiong A.E., Freedman B.A., Sebastian A.S., Currier B.L., Fogelson J.L., Bydon M., Nassr A., Elde B.D. Average lumbar Hounsfield

units predicts osteoporosis-related complications following lumbar spine fusion
// The Spine Journal. – 2022. – Vol. 12. – P. 851–857.

136. Zaidi Q., Danisa O.A., Cheng W. Measurement techniques and Utility of Hounsfield Unit Values for Assessment of Bone Quality Prior to Spinal Instrumentation: A Review of Current Literature // Spine. – 2019. – Vol. 44. – P. E239–E244.
137. Amorim-Barbosa T., Pereira C., Catelas D., Rodrigues C., Costa P., Rodrigues-Pinto R., Neves P. Risk factors for cage subsidence and clinical outcomes after transforaminal and posterior lumbar interbody fusion // Eur J Orthop Surg Traumatol. – 2022. – Vol. 32. – P. 1291-1299.
138. Varghese V., Kumar GS., Venkatesh K. A finite element analysis based sensitivity studies on pull out strength of pedicle screw in synthetic osteoporotic bone models. В сборнике: IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). - 2016. - P. 382-387.
139. Morgan EF., Unnikrisnan GU., Hussein AI. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States // Annu Rev Biomed Eng. - 2018. - Vol. 20. - P. 119-143.
140. Wang M., Wang Y., Huang A., Gao L., Li Y., Huang C. Promising tensile and fatigue properties of commercially pure titanium processed by rotary swaging and annealing treatment // Materials (Basel). – 2018. – Vol. 11, № 11. – P. 2261.
141. Schreiber JJ., Hughes AP., Taher F., Girardi FP. An association can be found between hounsfield units and success of lumbar spine fusion // HSS J. - 2014. - Vol. 10, № 1. - P. 25-29.
142. Singh M., Kim J., Nassar J., Xu A., Peresuh S., Shah K., Farias M., Diebo B., Daniels A.. Generation and validation of a Hounsfield unit (HU) threshold for

predicting mechanical and junctional complications following thoracolumbar or lumbar fusion: a systematic review and meta-analysis // Eur Spine J. - 2025.

143. Иванов Д.В., Бессонов Л.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Киреев С.И. Концепция систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. - 2022. - Т. 22, вып. 4. - С. 517-535.
144. Barker R., Fareedi S., Thompson D., Saunders D. The use of CT angiography in the preoperative planning of cervical spine surgery in children // Childs Nerv Syst. - 2009. - Vol. 25, № 8 - P. 955-959.
145. Виссарионов С.В., Кокушин Д.Н., Дроздецкий А.П., Белянчиков С.М. Технология использования 3D-КТ-навигации в хирургическом лечении детей с идиопатическим сколиозом // Хирургия позвоночника. - 2012. - № 1. - С. 41-47.