

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«ПЕРМСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

На правах рукописи

ХОРОШЕВ ДЕНИС ВЛАДИМИРОВИЧ

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ГИПЕРРЕЦЕПЦИИ
В КАПСУЛЕ ФАСЕТОЧНОГО СУСТАВА
ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА L4–L5

Специальность

1.1.10. – «Биомеханика и биоинженерия»

Диссертация на соискание ученой степени

кандидата физико-математических наук

Научные руководители: к.т.н., доц. О.Р. Ильялов

заслуженный деятель науки РФ,

д.т.н., профессор Ю.И. Няшин

Пермь – 2024

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. Физиология позвоночно-двигательного сегмента поясничного отдела человека. Заболевания поясницы и методы лечения.....	12
1.1 Структура позвоночно-двигательного сегмента поясницы.....	12
1.1.1 Строение поясничных позвонков.....	12
1.1.2 Структура и состав поясничного межпозвонкового диска	14
1.1.3 Строение фасеточного сустава поясничного отдела.....	18
1.1.4 Устройство связочного аппарата на уровне поясницы.....	20
1.2 Заболевания поясницы.....	21
1.3 Методы лечения боли в пояснице.....	22
1.4 Обсуждение терминов «боль» и «гиперрецепция».....	23
Выводы по главе 1.....	26
ГЛАВА 2. Статистическая обработка геометрических данных для цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента <i>L4–L5</i>	27
2.1 Методика определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента <i>L4–L5</i>	30
2.2 Геометрические параметры цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента <i>L4–L5</i> для трех возрастных групп.....	36
2.3 Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента <i>L4–L5</i>	42
Выводы по главе 2.....	45
ГЛАВА 3. Построение конечно-элементной модели позвоночно-двигательного сегмента <i>L4–L5</i>	46

3.1 Обзор конечно-элементных моделей позвоночно-двигательных сегментов за 2005–2023 годы.....	46
3.2 Построение объемной геометрической модели поясничного сегмента.....	67
3.3 Физические характеристики моделей.....	72
3.4 Критерий появления гиперрецепции.....	73
3.5 Постановка задачи определения напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательного сегмента <i>L4–L5</i>	74
Выводы по главе 3.....	80
ГЛАВА 4. Результаты расчета напряженно-деформированного состояния модели позвоночно-двигательного сегмента <i>L4–L5</i>	81
4.1 Выбор вида конечно-элементного разбиения.....	81
4.2 Адекватность результатов.....	83
4.3 Результаты и обсуждение.....	86
Выводы по главе 4.....	97
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	99
Список литературы.....	100
Приложение 1. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе на кафедре «Нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии».....	121
Приложение 2. Акт о внедрении в практическую деятельность.....	122

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы. Проблема боли в спине занимает актуальное и значительное положение в области здравоохранения, на решение которой тратится много денежных средств. Среди всего населения планеты почти 80 % [20, 44, 51, 72] испытывает боль в спине. Ежегодные мировые расходы на ее лечение достигают 100 млрд. долларов [20, 75, 110]. Согласно проекту «Изучение глобального бремени болезней» [72] за 2019 г., проводимого под эгидой Всемирной организации здравоохранения, боль в спине стабильно занимает существенное место среди причин нетрудоспособности. Результаты исследований [20, 31, 72, 142] показывают, что боль в пояснице напрямую влияет на качество жизни и работоспособность населения планеты.

Врачебная клиническая практика в «ГКБ им. С.Н. Гринберга» (г. Пермь) [54, 56] показала, что одной из множества причин появления боли в пояснице является фасеточный синдром [18] и его морфологическая основа – подвывих фасеточных суставов на уровне сегмента позвоночника *L4–L5*. В более 70 % случаев при обращении пациентов с поясничной болью диагностируется подвывих суставов. Из литературы известно, что при подвывихе фасеточных суставов в капсулах возникает гиперрецепция [28, 153]. Под гиперрецепцией понимается повышенная возбудимость рецепторов и проводников.

На позвоночник действуют разнообразные виды нагружения – сжимающие и растягивающие нагрузки, сгибающие и крутящие моменты, комбинированные виды нагружения. В настоящем исследовании рассматриваются только те виды нагружения, которые характерны для профессий, при которых позвоночник в основном подвержен влиянию осевой нагрузки. Например, профессии водителя или тракториста. Исследование [93] показало, что в большинстве случаев появление грыжи межпозвонкового диска *L4–L5* у водителей транспорта связано с их трудовой деятельностью. Также серьезные осевые нагрузки испытывают спортсмены: штангисты,

гиревики и т.д. Определение причины/источника гиперрецепции на уровне сегмента позвоночника *L4–L5* в клинической практике является достаточно трудной задачей, поскольку далеко не каждый специалист способен определить эту патологию, так как грыжа межпозвонкового диска и фасеточный сустав близко расположены.

Объектом исследования в работе является фасеточный сустав позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*.

Предмет исследования – биомеханическая модель фасеточных суставов позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*.

Цель работы – разработка способа диагностики состояния подвывиха фасеточного сустава позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* на основе методов биомеханического моделирования для повышения эффективности лечения гиперрецепции на поясничном уровне.

Задачи исследования:

1. Установить значения физиологической нормы геометрических параметров фасеточных суставов позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* на снимках компьютерной томографии при отсутствии патологий в капсулах суставов.
2. Построить биомеханическую модель капсулы фасеточного сустава с учетом критерия возникновения гиперрецепции. Разработать биомеханическую модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* с учетом подвижных фасеточных суставов и критерия возникновения гиперрецепции.
3. Оценить изменения биомеханических параметров в позвоночно-двигательном сегменте *L4–L5* с учетом дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе: с учетом изменения геометрии и механических свойств сегмента.

Научная новизна.

1. Впервые определены значения физиологической нормы геометрических параметров фасеточных суставов позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*

на снимках компьютерной томографии при отсутствии патологий в капсулах суставов для трех возрастных групп (п. 4 паспорта специальности 1.1.10.).

2. Представлена новая биомеханическая модель позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ с учетом подвижности фасеточных суставов, синовиальной жидкости и критерия появления гиперрецепции (п. 4 паспорта специальности 1.1.10.).

3. Представлена физиологически ориентированная постановка биомеханической задачи определения напряженно-деформированного состояния в позвоночно-двигательном сегменте $L4-L5$ с учетом подвижных фасеточных суставов и критерия появления гиперрецепции (п. 2 паспорта специальности 1.1.10.).

4. Впервые проведено биомеханическое моделирование позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ с учетом двигательной активности фасеточных суставов, которые в совокупности приводят к поясничной гиперрецепции (п. 1 паспорта специальности 1.1.10.).

5. Впервые разработан «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента $L4-L5$ » для объективизации практического опыта специалистов из области медицины (п. 6 паспорта специальности 1.1.10.).

Теоретическая и практическая значимость. Диапазон базовых значений геометрических параметров фасеточных суставов для каждой возрастной группы, предложенный в «Способе диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента $L4-L5$ », является дополнительным критерием количественной оценки подвывиха фасеточных суставов (п. 4, 6 паспорта специальности 1.1.10.). Построенная биомеханическая трехмерная модель позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$, учитывающая подвижность фасеточных суставов и синовиальную жидкость, позволяет прогнозировать возникновение гиперрецепции в пояснице и описывает поведение фасеточных суставов в норме и в патологии с учетом дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе

(п. 1, 2 паспорта специальности 1.1.10.). Это, в свою очередь, позволило сформулировать дифференцированную тактику ведения пациентов с дегенеративными заболеваниями на поясничном уровне, что может улучшить их качество жизни.

Диссертационное исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-31-90055 «Персонализированное биомеханическое моделирование поведения сегментов поясничного отдела позвоночника». Результаты диссертационной работы внедрены в практическую деятельность нейрохирургического отделения ГБУЗ ПК «ГКБ им. С.Н. Гринберга». (г. Пермь) (акт внедрения от 08.02.2024) и в учебную деятельность кафедры «Нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии» Пермского государственного медицинского университета имени академика Е.А. Вагнера (г. Пермь) (акт внедрения от 25.01.2024).

Положения, выносимые на защиту

1. Способ диагностики состояния подвывиха фасеточного сустава позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* на основе методов биомеханического моделирования.
2. Способ определения напряженно-деформированного состояния в позвоночно-двигательном сегменте *L4–L5* с учетом капсул фасеточных суставов, учитывающий критерий появления гиперрецепции при травматическом осевом нагружении.
3. Биомеханическая модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*, учитывающая подвижность капсул фасеточных суставов и синовиальную жидкость.
4. «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента *L4–L5*» позволяет определить подвывих фасеточных суставов на уровне сегмента *L4–L5* у человека.

Достоверность результатов. В диссертационном исследовании достоверность результатов обусловлена корректной математической

постановкой задачи, сравнением результатов с экспериментальными исследованиями и результатами численного моделирования других авторов.

Апробация работы. Результаты диссертационного исследования были доложены на конференциях международного и всероссийского уровней:

- Всероссийский симпозиум «Биомеханика – 2024» (Москва, 2024);
- Всероссийская конференция молодых ученых с международным участием «Фундаментальная и прикладная медицина “*Biomeeting*”» (Саратов, 2022);
- XVI Всероссийская школа «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (пос. Дивноморское, 2022; 2023; 2024);
- XXI Международная конференция «Современные проблемы механики сплошной среды» (Ростов-на-Дону, 2023);
- XXV, XXVI, XXVII Российские научно-практические конференции с международным участием «Медицина боли: от понимания к действию» (Казань, 2019; Владивосток, 2020; 2021);
- Всероссийские научно-практические конференции молодых ученых с международным участием «Математика и междисциплинарные исследования» (Пермь, 2019; 2020; 2021);
- XXVII, XXX, XXXII Всероссийские школы-конференции молодых ученых и студентов «Математическое моделирование в естественных науках» (Пермь, 2018; 2021; 2023);
- Международная конференция «Функциональные материалы: прогнозирование свойств и технологии изготовления» (*ICFM-2019*) (Пермь, 2019);
- VIII съезд Научного медицинского общества анатомов, гистологов и эмбриологов (Воронеж, 2019);
- XXVIII Всероссийская научно-практическая конференция «Поленовские чтения» (Санкт-Петербург, 2019);
- XII, XIII Всероссийские съезды по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики (Уфа, 2019; Санкт-Петербург, 2023);

- Международный Евро-Азиатский Конгресс по вопросам биоэтики, молекулярной и персонализированной медицины «*Biomed-inn-2019*» (Пермь, 2019);
- XIV Всероссийская конференция с международным участием «Биомеханика-2020» (Пермь, 2020);
- IX Всероссийский съезд нейрохирургов (Москва, 2021);
- *International Symposium Non-Equilibrium Processes in Continuous Media* (Пермь, 2021).

Диссертационное исследование неоднократно обсуждалось на семинарах кафедры «Вычислительная математика, механика и биомеханика» Пермского национального исследовательского политехнического университета (рук. – д.т.н., проф. Ю.И. Няшин). Также работа обсуждалась на всероссийском онлайн семинаре по биомеханике (рук. – д.ф.-м.н., доц. А.Г. Кучумов). Результаты диссертационной работы докладывались на семинаре кафедры математической теории упругости и биомеханики Саратовского государственного университета им. Н.Г. Чернышевского (рук. – д.ф.-м.н., проф. Л.Ю. Коссович). Работа регулярно обсуждалась с доктором медицинских наук, практикующим врачом-нейрохирургом, доцентом Н.Е. Устюжанцевым.

Публикации по теме диссертации. Основные положения работы отражены в 25 печатных работах, 4 из них в списке ВАК.

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, четыре главы, заключение, два приложения и список литературы. Общий объем работы составляет 122 страницы, включая 49 рисунков, 4 таблицы и 21 страницу библиографии, содержащей 157 наименований.

Личный вклад автора. Автором лично построены все конечно-элементные модели для решения вышеупомянутых задач, лично разработана математическая постановка задачи с критерием возникновения гиперрецепции и проведена численная реализация модели. Автором диссертации:

1) выполнен литературный обзор конечно-элементных моделей позвоночно-двигательных сегментов;

2) проведено измерение и статистическая обработка геометрических параметров для цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ на анонимизированных данных компьютерной томографии пациентов;

3) разработана «Методика оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии поясничного отдела в конечно-элементную геометрическую модель позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ »;

4) выполнено построение объемной геометрической модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$;

5) предложена биомеханическая модель сегмента $L4-L5$ без патологий и с учетом дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе;

б) решены задачи по биомеханическому моделированию позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ без патологий и с учетом дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе;

7) разработан «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента $L4-L5$ ».

В статьях [48, 94, 95] большая часть текста обзоров принадлежит автору. Численная реализация моделей и решение задач представлены в статьях [37–40, 44–47, 49, 51, 53–55, 96, 97]. В статьях [41, 50, 52, 56, 98] разработка методики, измерение и статистическая обработка геометрических параметров для цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ выполнены автором. Лично автором написаны статьи [42, 43].

Благодарности. Автор выражает искреннюю благодарность Ю.И. Няшину за помощь в реализации работы, сотрудникам кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета (отдельная благодарность О.Р. Ильялову, А.Г. Кучумову) и Н.Е. Устюжанцеву (Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера).

ГЛАВА 1. ФИЗИОЛОГИЯ ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ЧЕЛОВЕКА. ЗАБОЛЕВАНИЯ ПОЯСНИЦЫ И МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ

1.1. Структура позвоночно-двигательного сегмента поясницы

1.1.1. Строение поясничных позвонков

Позвонок включает в себя тело, дугу и отростки. Тело позвонка *1* представляет собой переднюю утолщенную часть позвонка, что показано на рис. 1, *а* и *в*. Сверху и снизу оно ограничено поверхностями, обращенными соответственно к выше- и нижележащим позвонкам, спереди и с боков – несколько вогнутой поверхностью, а сзади – уплощенной [29]. На теле позвонка, особенно на его задней поверхности, присутствует большое количество питательных отверстий – следы прохождения сосудов и нервов в вещество кости. Тела позвонков скреплены между собой межпозвонковыми дисками и образуют позвоночный столб.

Дуга позвонка ограничивает сзади и с боков позвоночное отверстие; располагаясь одно над другим, отверстия образуют позвоночный канал *8* (рис. 1, *а*), в котором расположен спинной мозг. От заднебоковых граней тела позвонка дуга начинается суженным отрезком – это ножка дуги позвонка *2*, переходящая в пластинку дуги позвонка. На верхней и нижней поверхностях ножки находятся верхняя позвоночная вырезка *11* и нижняя позвоночная вырезка *12* (рис. 1, *в*). Верхняя вырезка одного позвонка, прилегая к нижней вырезке верхнего позвонка, образует межпозвонковое отверстие для прохождения спинномозгового нерва и сосудов.

Отростки позвонка в количестве семи выступают на дуге позвонка. Один из них, непарный, направлен от середины дуги кзади – это остистый отросток *5*, который показан на рис. 1. Остальные отростки парные. Одна пара – верхние суставные отростки *7*, располагаются со стороны верхней поверхности дуги, другая пара – нижние суставные отростки *6*, выступают со стороны нижней поверхности дуги и третья пара – поперечные отростки *3*,

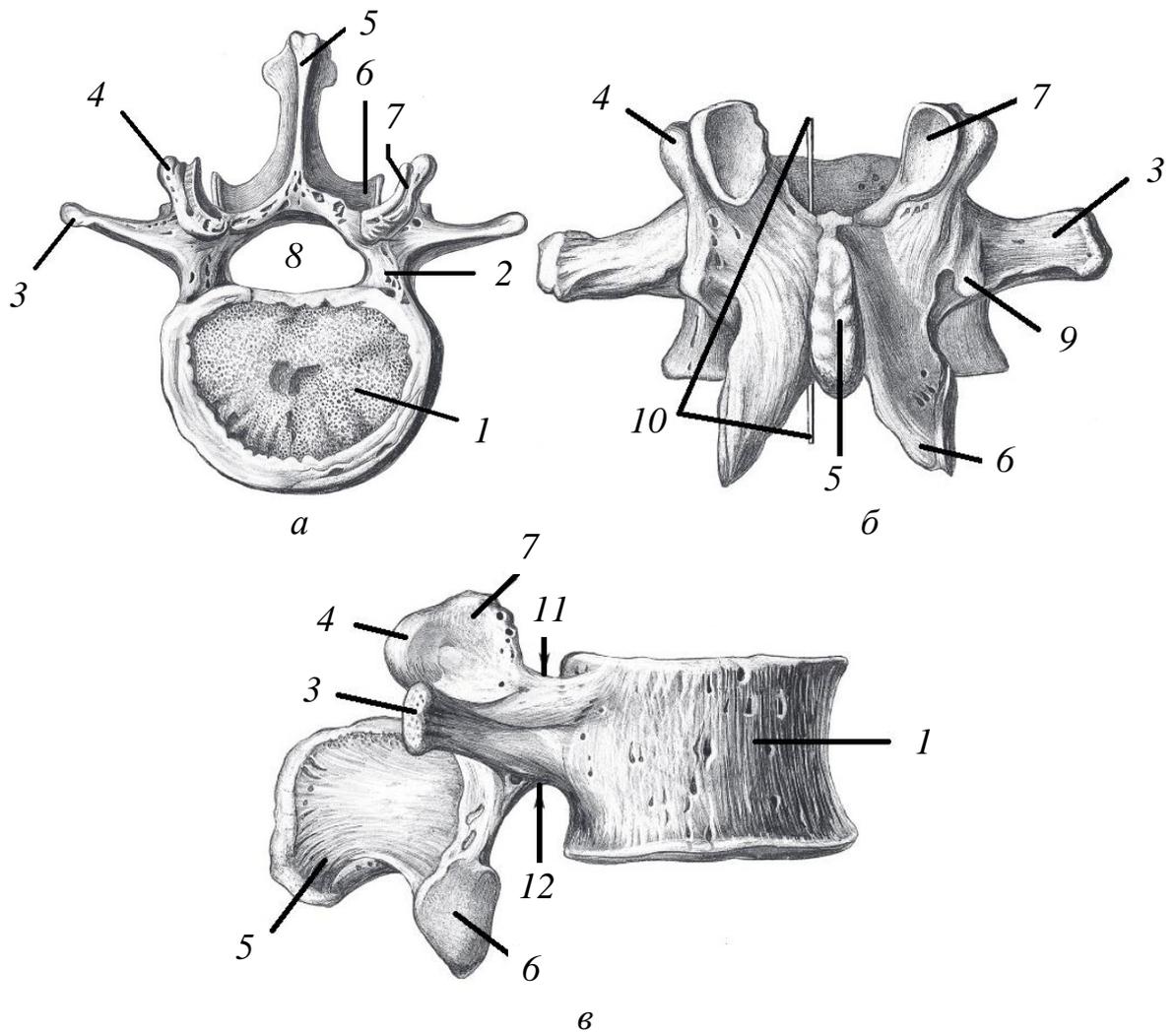


Рис. 1. Поясничный позвонок. Вид: *а* – сверху, *б* – сзади, *в* – справа. 1 – тело позвонка, 2 – ножка позвонка, 3 – поперечный отросток, 4 – сосцевидный отросток, 5 – остистый отросток, 6 – нижний суставной отросток, 7 – верхний суставной отросток, 8 – позвоночный канал, 9 – рудимент рёберного отростка, 10 – зонд в позвоночном канале, 11 – верхняя позвоночная вырезка, 12 – нижняя позвоночная вырезка [29]

отходят со стороны боковых поверхностей дуги. На суставных отростках имеются суставные поверхности. Этими поверхностями каждый вышележащий позвонок сочленяется с нижележащим.

Поясничные позвонки числом 5 (*L1–L5*), отличаются от прочих своей массивностью. Тело позвонков бобовидное, дуги сильно развиты, позвоночное отверстие больше, чем у грудных позвонков, и имеет

неправильно-треугольную форму [29]. Каждый поперечный отросток, располагаясь впереди суставного, удлинен, сжат спереди назад, идет латерально и несколько кзади. Его большая часть – поперечный отросток 3 – представляет рудимент ребра. На задней поверхности основания поперечного отростка имеется слабо выраженный добавочный отросток – рудимент реберного отростка 9 (рис. 1, б).

Остистый отросток 5 короткий и широкий, утолщен и закруглен на конце. Суставные отростки, начинаясь от дуги, направляются кзади от поперечного и располагаются почти вертикально. Суставные поверхности залегают в сагиттальной плоскости, при этом верхняя вогнутая и обращена медиально, а нижняя выпуклая и направлена латерально [29]. При сочленении двух соседних позвонков верхние суставные отростки одного позвонка охватывают с боков нижние суставные отростки другого. На заднем наружном крае верхнего суставного отростка поясничного позвонка имеется небольшой сосцевидный отросток 4.

1.1.2. Структура и состав поясничного межпозвонкового диска

Строение поясничного межпозвонкового диска рассмотрено на рис. 2. Каждый межпозвонковый диск поясничного отдела состоит из трех основных компонентов: центрального пульпозного ядра 3, окруженного периферическим фиброзным кольцом 2, и хрящевых замыкательных пластинок 1, что покрывают верхнюю и нижнюю части диска. Хотя пульпозное ядро находится четко в центре диска, а фиброзное кольцо (рис. 3) отчетливо на его периферии, граница между ядром и кольцом внутри диска незаметна, так как периферические части пульпозного ядра сливаются с более глубокими частями фиброзного кольца [61].

В типичных здоровых межпозвонковых дисках молодых людей пульпозное ядро представляет собой полужидкую массу слизистого вещества (гелеобразное, студенистое вещество) [61]. Жидкая составляющая пульпозного ядра позволяет ему деформироваться под давлением и быть

несжимаемым. Если приложить давление с любого направления, ядро попытается деформироваться и, таким образом, передаст давление во всех направлениях.

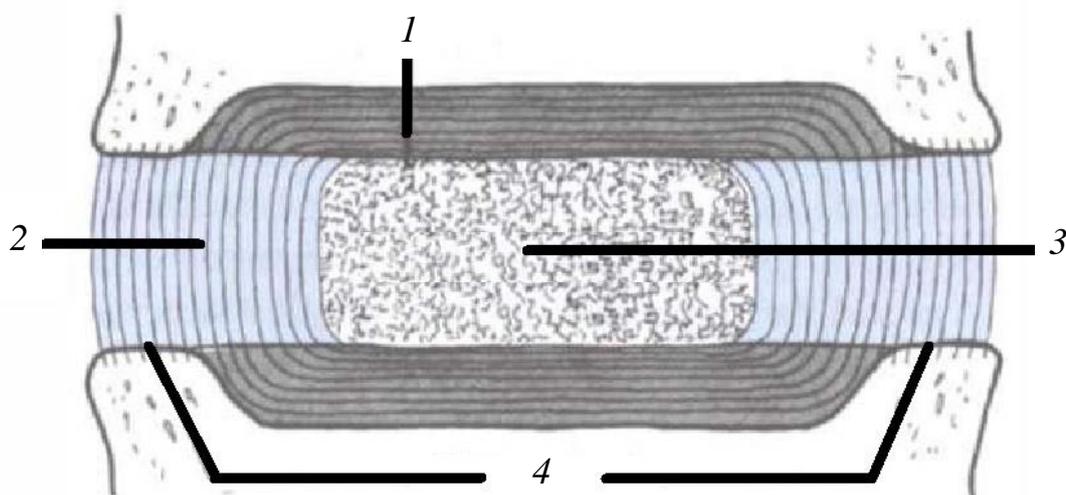


Рис. 2. Строение поясничного межпозвоночного диска: 1 – хрящевая замыкательная пластинка, 2 – фиброзное кольцо, 3 – пульпозное ядро, 4 – кольцевой апофиз [61]

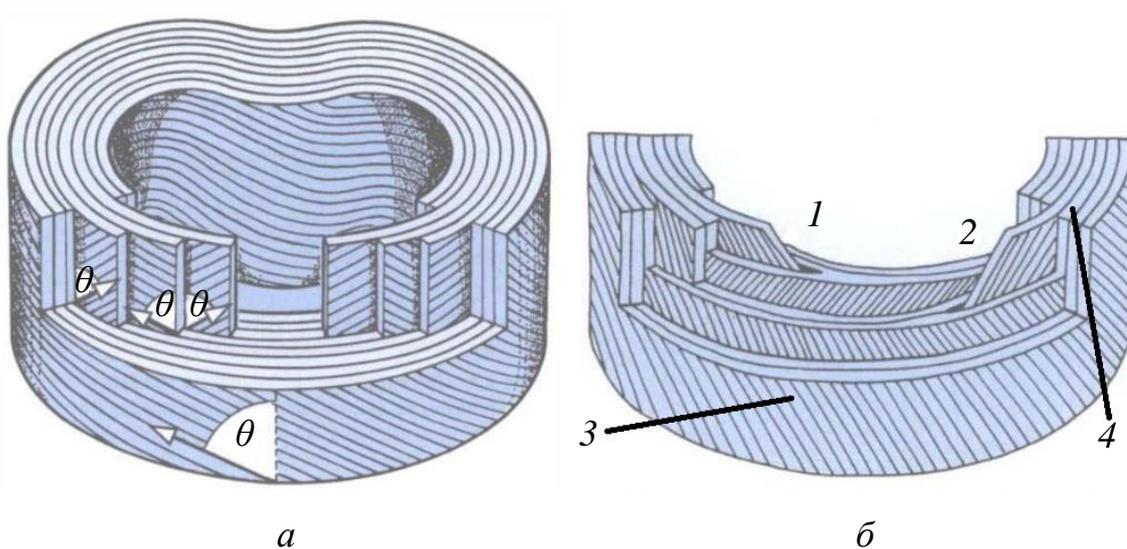


Рис. 3. Строение фиброзного кольца. *a* – ориентация коллагеновых волокон, где $\theta = \pm 60^\circ$ к вертикали; *б* – появление неполных колец. 1 – два последовательных кольца соединяются вокруг конца неполного кольца, 2 – два последовательных кольца смыкаются, не сливаясь, вокруг конца другого неполного кольца, 3 – коллагеновое волокно, 4 – матрикс [61]

Строение фиброзного кольца изображено на рис. 3. Фиброзное кольцо состоит из набора 10–20 строго упорядоченных коллагеновых волокон 3 [61] толщиной 100–200 мкм [13], которые поочередно уложены под углом $\pm 60^\circ$ к вертикали (среднее значение в любом кольце) [13], а также из матрикса 4, который заполняет пространство между волокнами.

Коллагеновые волокна толще по направлению к центру диска; они так же толстые в передней и боковой частях кольца, но сзади они более тонкие и плотно упакованы [61]. Следовательно, задняя часть фиброзного кольца тоньше, чем остальная часть кольца. Коллагеновые волокна лежат параллельно друг другу, проходя от позвонка выше к позвонку ниже. Вблизи их прикреплений волокна могут быть ориентированы более или менее круто относительно сагиттальной плоскости.

Коллагеновые волокна погружены в матрикс или основное вещество. Под матриксом подразумевается раствор, состоящий из питательных веществ (вода, глюкоза, соли, кислород и т. д.), клеток, молочной кислоты и межклеточной жидкости. Матрикс не только играет роль демпфера при мгновенных нагрузках на межпозвонковый диск, а также является важной частью в схеме доставки и выведения питательных веществ.

Существуют полные и неполные кольца в фиброзном кольце, которые показаны на рис. 3, б. Неполное кольцо имеет разрыв по окружности диска. В любом квадранте фиброзного кольца около 40 % колец являются неполными, а в заднебоковом квадранте почти 50 % являются неполными [61].

Каждая хрящевая замыкательная пластинка 1 представляет собой слой хряща толщиной около 0,6–1 мм, который покрывает область тела позвонка, окруженную кольцевым апофизом 4, что представлено на рис. 2. Таким образом, две хрящевые замыкательные пластинки каждого диска полностью покрывают пульпозное ядро, и по периферии они охватывают площадь межпозвонкового хряща размером примерно до 2/3 части фиброзного кольца [60]. Коллагеновые волокна внутренних колец фиброзного кольца входят в хрящевую замыкательную пластинку и вращаются в центре внутри нее, что

изображено на рис. 2. Проследивая эти волокна по всей их длине, можно увидеть, что пульпозное ядро заключено в сферу коллагеновых волокон, более или менее похожую на капсулу.

Там, где хрящевой замыкательной пластинки недостаточно, над кольцевым апофизом коллагеновые волокна самых поверхностных колец фиброзного кольца врастают непосредственно в кость тела позвонка. Изначально, эти волокна прикрепляются к хрящевой замыкательной пластинке позвонка, которая полностью покрывает тела позвонков в развивающемся поясничном отделе позвоночника, но они вторично впитываются в кость, когда кольцевой апофиз окостеневает [61]. Из-за прикрепления фиброзного кольца к хрящевым замыкательным пластинкам позвонков внутренние кольца прочно связаны с межпозвонковым диском. Однако внешние кольца слабо прикреплены к телам позвонков [61].

Межпозвонковый диск включает в себя воду и коллагеновые волокна (эластические волокна, мембраны), которые погружены в матрикс из протеогликанового геля (фиброзная ткань) [94]. Протеогликаны являются гидрофильными. Благодаря этому в диске присутствует внутридискное давление. По данным [15], внутридискное давление в вертикальном положении туловища составляет 630 кПа, при переходе в горизонтальное положение оно снижается до 330 кПа. Вода является главным компонентом диска, составляющим от 65 до 90 % его объема, в зависимости от конкретного участка диска и возраста человека. Коллаген является основным структурным белком тела человека и представляет собой группу из 17 индивидуальных белков. В межпозвонковом диске присутствуют несколько типов коллагена, причем наружное кольцо состоит преимущественно из коллагена I типа (обладает наибольшей механической прочностью), а ядро и хрящевая замыкательная пластинка – из коллагена II типа (обладает восстанавливающими свойствами). Оба типа коллагена образуют волокна, формирующие структурную основу диска. Волокна ядра

значительно тоньше, чем волокна наружного кольца (соответственно 0,05 и 0,1–0,2 мкм в диаметре).

1.1.3. Строение фасеточного сустава поясничного отдела

Строение фасеточного сустава 3 на уровне поясничного позвоночно-двигательного сегмента представлено на рис. 4. Поясничный фасеточный сустав образован сочленением нижнего суставного отростка вышележащего позвонка 2 с верхним суставным отростком нижележащего позвонка 1. Поверхности суставных отростков покрыты суставным хрящом 9, а синовиальная мембрана 10 соединяет края суставных хрящей двух граней в каждом суставе. Синовиальная оболочка окружена капсулой сустава 4, которая прикрепляется к суставным отросткам на небольшом расстоянии от края суставного хряща. Далее рассмотрим каждую часть фасеточного сустава подробнее.

Суставной хрящ покрывает грани верхнего и нижнего суставных отростков и принимает ту же вогнутую или выпуклую форму, что и нижележащая грань. В обычном суставном хряще толще всего центр грани, который достигает значения около 2 мм [61].

Поверхности суставных отростков поясничных позвонков имеют яйцевидную форму, размером около 16 мм в высоту и 14 мм в ширину и площадью поверхности около 160 мм² [61].

Вокруг своих дорсального (заднего), верхнего и нижнего краев поясничный фасеточный сустав окружен волокнистой (суставной) капсулой, образованной коллагеновыми волокнами, проходящими более или менее поперечно от одного суставного отростка к другому. Вдоль дорсальной стороны сустава самые внешние волокна капсулы прикреплены примерно в 2 мм от края суставного хряща [61], но некоторые из самых глубоких волокон прикрепляются к краю суставного хряща (рис. 5, б).

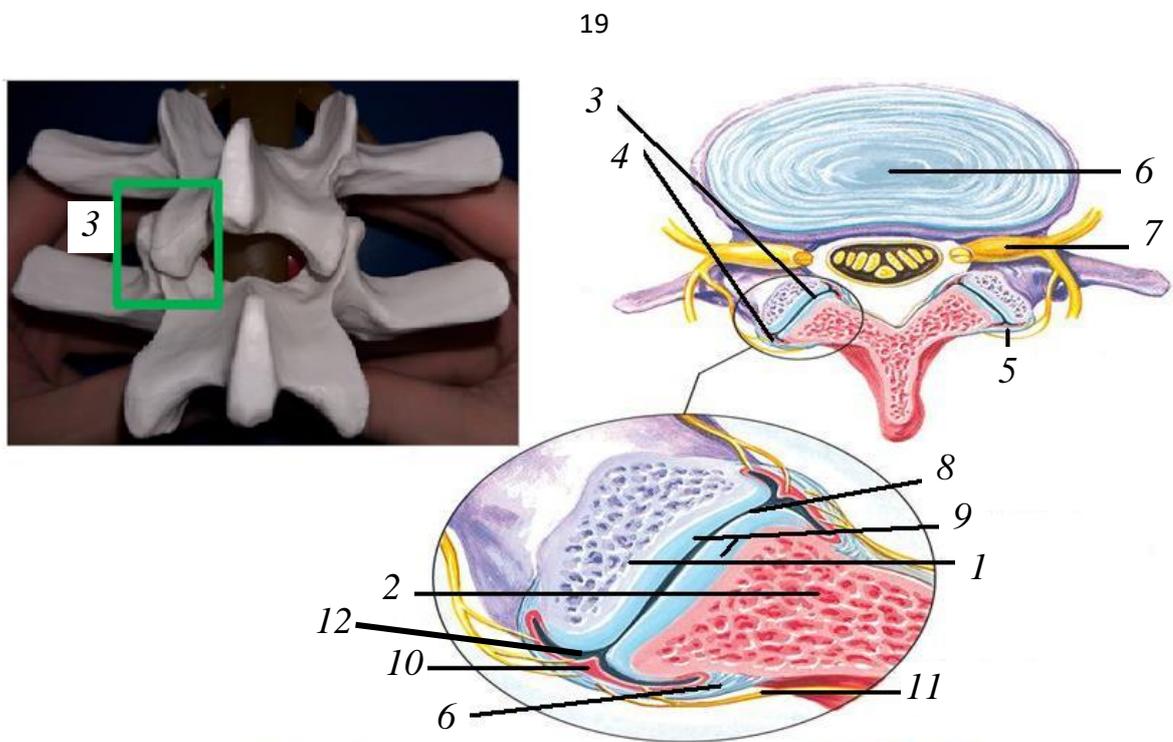


Рис. 4. Строение фасеточного сустава на уровне поясничного позвоночно-двигательного сегмента. 1 – верхний суставной отросток нижележащего позвонка, 2 – нижний суставной отросток вышележащего позвонка, 3 – фасеточный сустав, 4 – суставная капсула, 5 – двухуровневая иннервация синовиальной мембраны и капсулы фасеточного сустава, 6 – межпозвонковый диск, 7 – корешок спинного мозга, 8 – суставной зазор, 9 – суставной хрящ, 10 – синовиальная мембрана, 11 – иннервация синовиальной мембраны и капсулы фасеточного сустава, 12 – синовиальная жидкость [106]

На верхнем и нижнем полюсах сустава капсула прикрепляется дальше от костно-хрящевых соединений, создавая подкапсулярные карманы [61] над верхним и нижним краями как верхнего, так и нижнего суставных отростков (рис. 5, *а*). Спереди фиброзная капсула сустава полностью заменена желтой связкой, которая прикрепляется близко к краю сустава (рис. 5, *б*).

Суставная капсула состоит из двух слоев [61]. Внешний слой состоит из плотно упакованных параллельных коллагеновых волокон. Этот слой имеет длину 13–17 мм в верхней и средней областях сустава, но 15–20 мм в длину над нижним полюсом сустава [61]. Внутренний слой состоит из

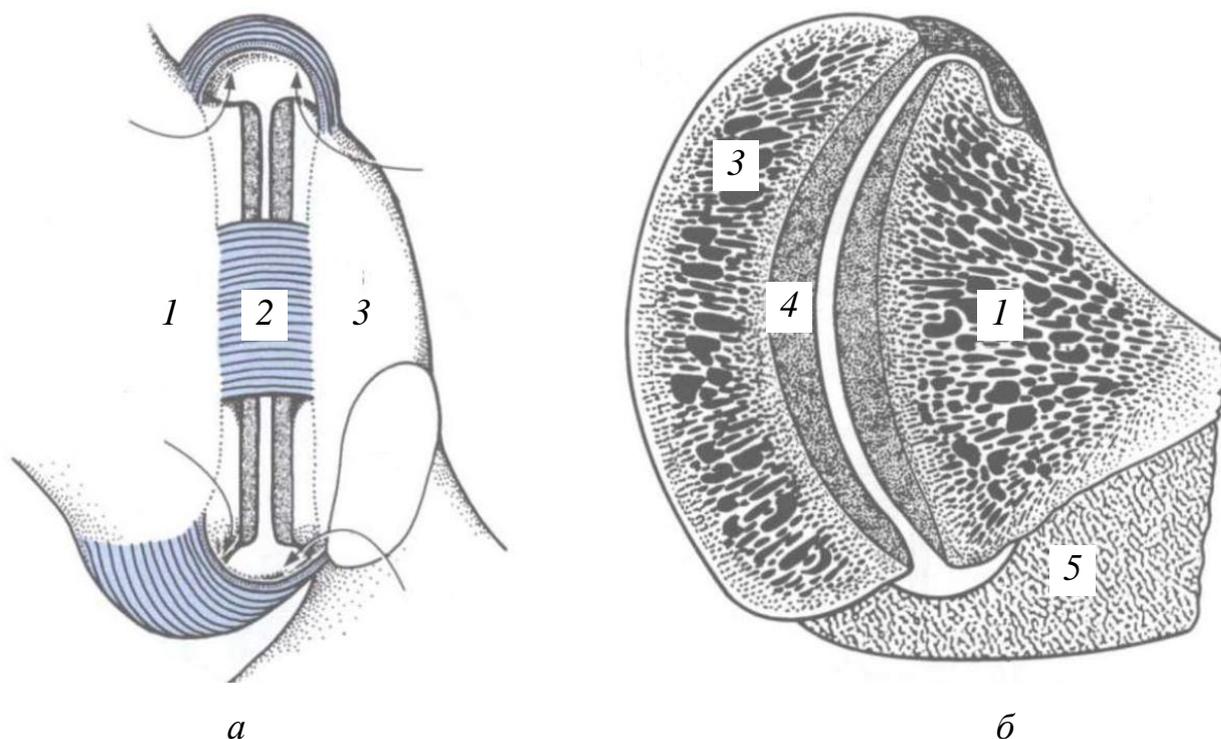


Рис. 5. *а* – вид сзади правого поясничного фасеточного сустава, в котором задняя капсула частично удалена, чтобы открыть полость сустава и подкапсулярные карманы (указаны стрелками). *б* – вид сверху на горизонтальный срез через поясничный фасеточный сустав. 1 – нижний суставной отросток, 2 – суставная капсула, 3 – верхний суставной отросток, 4 – суставной хрящ, 5 – желтая связка [61]

эластичных волокон неправильной ориентации; он имеет длину 6–10 мм над верхней и средней областями сустава и 9–16 мм над его нижним полюсом [61]. Капсула сустава толстая в дорсальной части и усилена. На верхнем и нижнем полюсах сустава капсула обильная и рыхлая.

1.1.4. Устройство связочного аппарата на уровне поясницы

Позвоночно-двигательный сегмент приводится в движение мышцами, ограничителем его движения являются связки и суставы. На рис. 6 представлено устройство связочного аппарата поясничного отдела. Он включает в себя семь видов связок: передняя и задняя продольные, желтая, межостистая, надостистая, межпоперечная и суставная капсула фасеточного сустава.

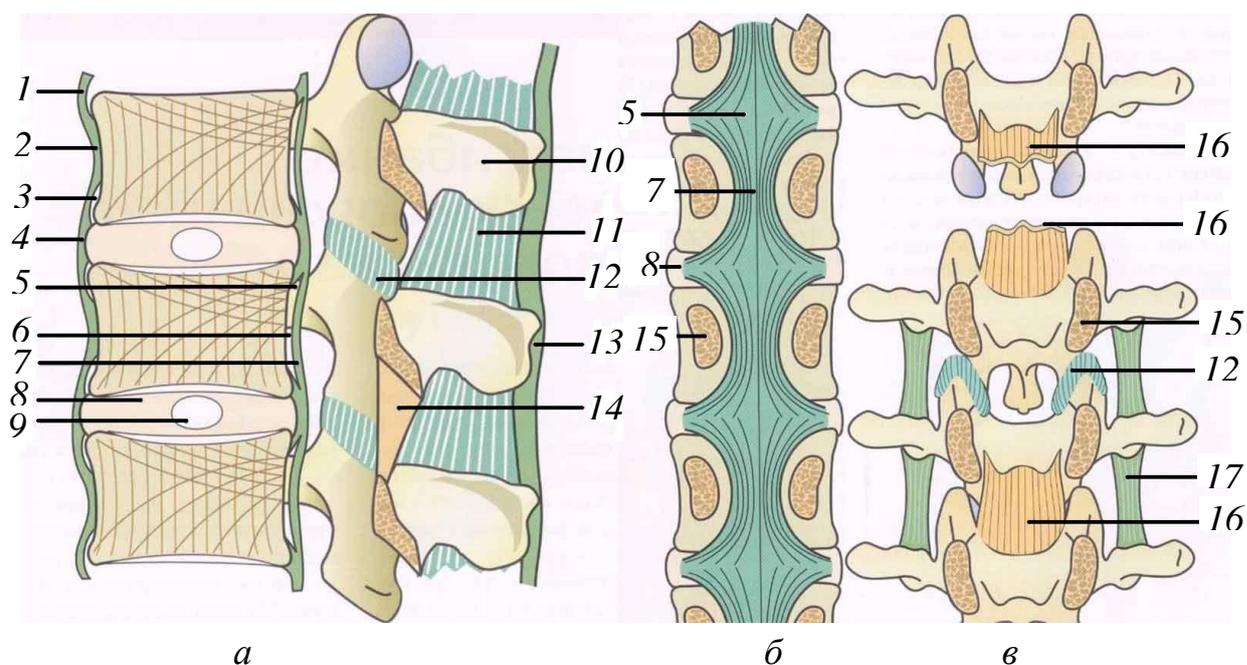


Рис. 6. Вид слева сагиттального среза поясницы – *а*, вид сзади фронтального среза через позвоночный канал – *б* и вид спереди – *в*. 1 – передняя продольная связка, 2 – середина передней поверхности тела позвонка, 3 и 6 – свободное пространство, 4 – передняя часть межпозвонкового диска, 5 – задняя часть межпозвонкового диска, 7 – задняя продольная связка, 8 – фиброзное кольцо, 9 – пульпозное ядро, 10 – остистый отросток, 11 – межостистая связка, 12 – суставная капсула, 13 – надостистая связка, 14 – желтая связка, 15 – ножка позвонка, 16 – позвоночный канал, 17 – межпоперечная связка [16]

1.2. Заболевания поясницы

Проблема боли в спине занимает актуальное и значительное положение в области здравоохранения. Среди всего населения планеты почти 80 % [18, 23, 38, 45, 135, 157] испытывает боль в спине. Известно, что дегенеративно-дистрофические заболевания выявляются преимущественно в шейном и поясничном отделах позвоночника [30]. Результаты исследований [7, 18, 28, 58, 135] показывают, что боль в пояснице напрямую влияет на качество жизни и работоспособность населения планеты. Боли в пояснице могут быть

разовыми или носить эпизодический характер. Боль в пояснице можно поделить на прямую и косвенную [37, 41, 47].

Болезни, вызывающие прямые боли поясничного отдела:

- грыжа межпозвонкового диска [20, 27];
- фасеточный синдром (спондилоартроз) [30, 35];
- листез (смещение позвонка);
- грыжа Шморля [14, 20, 27];
- мышечный спазм;
- разрыв мышц, сухожилий и связок;
- перелом поясничного отдела позвоночника;
- остеонекроз [21] и др.

Болезни, вызывающие косвенные боли поясничного отдела:

- заболевания почек;
- заболевания желчного пузыря;
- заболевания внутренних половых органов у женщин;
- патологические новообразования в позвоночнике и др.

1.3. Методы лечения боли в пояснице

В медицине выделяют консервативный и оперативный виды лечения пациентов [59]. К консервативному виду лечения относятся:

- 1) Медикаментозная терапия.
- 2) Физиотерапия.
- 3) Массаж.
- 4) Кинезитерапия.
- 5) Мануальная терапия.
- 6) Блокады.
- 7) Вытяжение позвоночника.
- 8) Иглоукалывание и др.

К оперативному виду относятся всевозможные хирургические операции:

- 1) Вертебропластика.
- 2) Спинальная ламинэктомия.
- 3) Дискэктомия.
- 4) Нуклеопластика.
- 5) Радиочастотная денервация.
- 6) Спондилодез.
- 7) Межкостистые распорки и др.

Вышеупомянутые виды лечения показали свою популярность при лечении болей в пояснице.

1.4. Обсуждение терминов «боль» и «гиперрецепция»

Боль – неприятное сенсорное и эмоциональное переживание, связанное с истинным или потенциальным повреждением ткани или описываемое в терминах такого повреждения [89]. Такого утверждения придерживаются в Международной ассоциации по изучению боли. Таким образом, боль сочетает в себе ощущение (температурное, механическое, химическое воздействие и т.д.), и эмоциональное переживание (радость, злость, печаль и т.д.). Следовательно, чтобы смоделировать боль необходимо не только учесть большое количество индивидуальных параметров (температура, давление, химическое взаимодействие и т.д.), но и воспроизвести эмоцию в этот момент, что делает задачу о моделировании боли методом конечных элементов практически невозможной. Хотя, если ввести предположение, что наличие эмоционального переживания не является обязательным элементом определения «боль», то единственным ограничением становится большое количество индивидуальных параметров. Эти параметры приведут к значительным вычислительным трудностям, которые могут поставить под вопрос решение самой задачи, поэтому необходимо уменьшить это число индивидуальных параметров до минимально возможного. Для этого существенно важно выполнить переход от термина «боль» к более узкому понятию «гиперрецепция», которое

уменьшает число индивидуальных параметров до одного. **Гиперрецепция** – повышенная возбудимость рецепторов и проводников. Известно, что существует два типа болей:

1) Ноцицептивный – восприятие боли непосредственно болевыми рецепторами, в том числе и свободными нервными окончаниями.

2) Нейропатический – восприятие боли головным мозгом, но помимо болевых рецепторов принимают участие любые нервные волокна (даже поврежденные) на всем протяжении и рецепторы (барорецепторы, хеморецепторы, проприорецепторы, которые изменяют свою модальность (чувствительность)).

Именно при гиперрецепции происходит комбинированный тип боли, т.е. активны оба типа боли, что делает данный термин удобным в использовании. Далее вместо слова «боль» будет использован термин «гиперрецепция», так как слово «боль» имеет широкое значение.

Врачебная практика в «ГКБ им. С.Н. Гринберга» (г. Пермь) [48, 49] показала, что подвывих фасеточных суставов на уровне сегмента *L4–L5* диагностируется в более 70 % случаев при обращении пациентов с поясничной гиперрецепцией. Это одна из множества причин гиперрецепции в пояснице. Из литературы известно, что при подвывихе фасеточных суставов в капсулах суставов возникает гиперрецепция [28, 153]. Подвывих фасеточных суставов тесно связан с изменением пятна контакта в области суставных отростков. В силу анатомических особенностей пятно контакта представляет собой сложную поверхность.

Механизм появления подвывиха фасеточных суставов выглядит следующим образом: при чрезмерной нагрузке на сегмент изменяется пятно контакта в области суставных отростков, что приводит к растяжению капсулы сустава и возникает гиперрецепция в капсуле (близлежащие барорецепторы (отвечают за ощущение давления на кость) или афферентные рецепторы (чувствительные), которые иннервированы в синовиальную мембрану и суставную капсулу, подают сигнал о наличии гиперрецепции в

пояснице), затем организм реагирует на этот сигнал миотонической реакцией (мышечный спазм глубоких мышц, скованность сегмента) и при снятии нагрузки мышечный спазм сохраняется, что только усугубляет ситуацию и приводит к нарастанию подвывиха фасеточных суставов. После этого нервные импульсы проходят по нерву Люшка, который является источником гиперрецепции в сегменте и охватывает два фасеточных сустава по горизонтали. Это очень специфический нерв, проводящий вегетативные (автономные), механические и чувствительные импульсы нервной системы. На этом этапе можно применить термин «гиперрецепция» и использовать критическое значение деформации капсулы сустава из работы [131].

Стоит заметить, что в литературе врачи-практики излишне часто акцентируют внимание на проблемах в межпозвонковом симфизе, тогда как фасеточный сустав обходят стороной. Главная проблема заключается в корректной постановке диагноза «подвывих фасеточных суставов» поясничного отдела при помощи методов визуализации цифровой медицины, так как в литературе имеется клиническое описание заболевания без выделения морфофункционального (топографо-анатомического) обоснования. Далеко не каждый специалист способен определить эту болезнь, которую можно перепутать с грыжей межпозвонкового диска из-за достаточно близкого расположения источников гиперрецепции. Сублюксация фасеточных суставов достаточно часто встречается при возрастном изменении морфометрических параметров и свойств межпозвоночного хряща [41]. Для борьбы с этим недугом предлагается способ диагностики состояния подвывиха фасеточного сустава позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* на основе методов биомеханического моделирования, состоящий из:

1. скорой диагностики подвывиха фасеточного сустава «Способа диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента *L4–L5*»;

2. способа определения напряженно-деформированного состояния в позвоночно-двигательном сегменте *L4–L5* с учетом капсул фасеточных суставов в рамках критерия образования гиперрецепции. Он заключается в построении биомеханической модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* (построение индивидуальной геометрии сегмента, задании физических характеристик, применении критерия гиперрецепции, постановке задачи определения напряженно-деформированного состояния (под главы 3.2, 3.3, 3.4, 3.5)) и анализе результатов расчета напряженно-деформированного состояния модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* (под глава 4.3).

Выводы по главе 1

Представлено анатомическое строение позвоночно-двигательного сегмента поясничного отдела человека. Детально разобрана каждая составляющая сегмента: поясничный позвонок, межпозвонковый диск (пульпозное ядро, фиброзное кольцо (коллагеновые волокна, матрикс), хрящевая замыкательная пластинка), фасеточный сустав (суставные отростки, суставной хрящ, синовиальная мембрана, суставная капсула), связочный аппарат (связки: передняя и задняя продольные, желтая, межкостистая, надкостистая и межпоперечная).

Эта информация поможет избежать ошибок при создании модели поясничного позвоночно-двигательного сегмента с фасеточной капсулой.

Рассмотрено питание и состав межпозвонкового диска поясницы.

Представлены заболевания, которые могут быть причиной боли в поясничном отделе позвоночника. Приведено деление болей в пояснице на прямую и косвенную боли.

Кратко показано большинство методов лечения болей в пояснице.

Рассмотрены термины «боль» и «гиперрецепция». Обосновано использование термина «гиперрецепция».

ГЛАВА 2. СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ДАННЫХ ДЛЯ ЦИФРОВОЙ МОДЕЛИ ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА *L4–L5*

Сублюксация (подвывих) фасеточных суставов и грыжа межпозвонкового диска по локализации очень близкие заболевания, которые сложно на первый взгляд отличить начинающему врачу. Ранее в разделе 1.4 был рассмотрен механизм образования сублюксации (подвывиха) фасеточных суставов, который имеет в своей основе клиническое описание, врачебный опыт и теоретические предположения. В качестве морфофункционального (топографо-анатомического) обоснования существования подвывиха фасеточных суставов проведена статистическая обработка геометрических данных для цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*.

Геометрия цифровой модели любой части тела человека воспроизводится по снимкам компьютерной или магнитно-резонансной томографий с применением программного пакета для анализа набора данных исследований, что позволяет ученым работать с биомеханическими моделями *in vivo* [9, 66, 78, 80, 102, 114] и получать важные результаты для помощи врачу при лечении пациента. Например, на рис. 7 показана цифровая модель позвонков *L4* и *L5*, полученная по данным компьютерной томографии при помощи программы *Mimics Materialise*. В работах [9, 66, 80] объект моделирования – позвоночно-двигательный сегмент, в статьях [78, 102, 114] рассматривается весь поясничный отдел. В настоящий момент существует множество программ для преобразования данных исследований томографии в цифровую конечно-элементную модель (например, *InVesalius*, *3D Slicer*, *Mimics Materialise* и т.д.). Пакет *Mimics Materialise* применяют авторы [9, 66, 78, 80, 102, 114]. Следует подчеркнуть, что в диссертационной работе все операции выполнены при использовании программы *Mimics Materialise*.

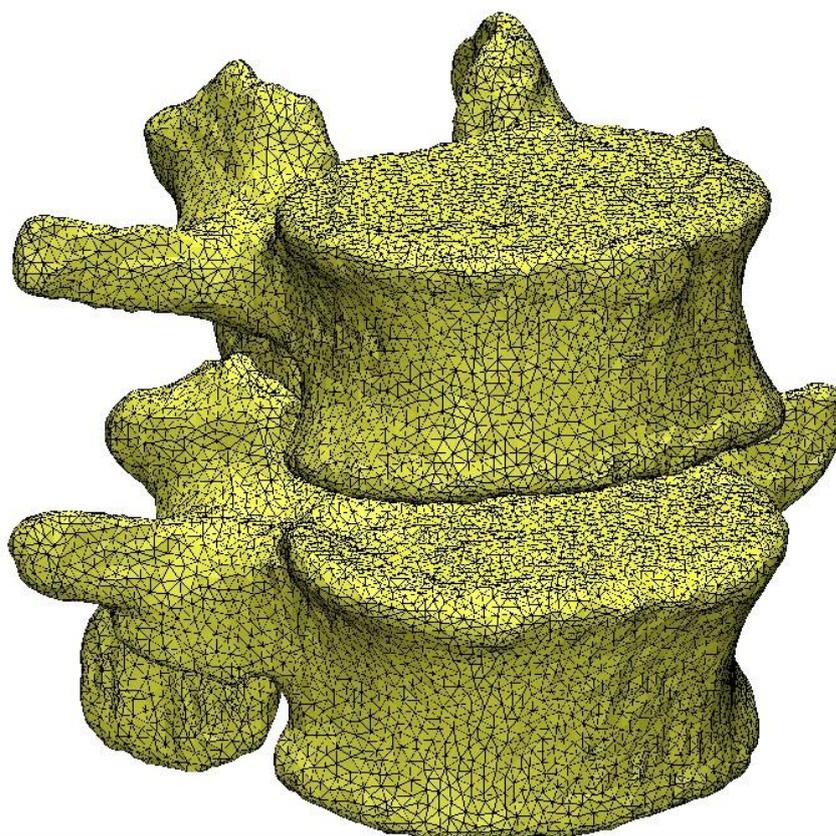


Рис. 7. Цифровая модель позвонков L4 и L5

В литературе представлено достаточно работ, в которых измерения геометрических размеров сегмента проводились напрямую, на рентгеновском снимке или на данных компьютерной или магнитно-резонансной томографий. Основное отличие заключается в методах исследования – *in vivo* или *in vitro*. В исследованиях [67, 112] авторы используют трупный материал и проводят прямое измерение размеров позвонков (*in vitro*), а авторы [1–3, 8, 62, 138, 148] – *in vivo*. В источнике [8] на основании замеров оператором одного позвонка программа определяет на рентгеновском снимке остальные. В работах [62, 138, 148] для измерений используют снимки компьютерной томографии. Авторы [1, 3] проводят измерения при помощи снимков магнитно-резонансной томографии. В статье [2] авторы дополнительно к снимкам компьютерной томографии с шагом 0,6 мм используют результаты магнитно-резонансной томографии. Это увеличивает количество данных по мягким тканям, но не повышает точность, поскольку четких контуров на

магнитно-резонансной томографии при таком же шаге снимков добиться невозможно.

Заметим, что при проведении измерений вопрос о наличии или отсутствии дегенеративных изменений в позвоночно-двигательном сегменте исследовался в диссертации [3], но критериев для включения пациентов в исследование представлено не было. Возрастные рамки в исследованиях [1, 62, 67, 148] достаточно широки, интервал между возрастными пациентами – больше 30 лет. В работе [2] возраст пациентов составляет от 21 до 60 лет. Больше половины пациентов в исследовании [148] старше 50 лет. В диссертации [3] пациенты в возрасте 15–70 лет сортировались по полу и возрасту.

Наиболее распространены в литературе работы по определению размеров тела позвонка и межпозвонкового диска [3, 8, 112], помимо этого в исследованиях [1, 2, 4, 138] дополнительно измеряют диаметр позвоночного канала. В статьях [67, 148] замеряют расстояние между отростками позвонка наряду с углами поворота отростков относительно главных осей. На сегодняшний день в мировой литературе отсутствуют исследования по определению геометрических параметров фасеточных суставов, что представляет интерес для исследования.

Таким образом, анализ литературы показывает, что в открытом доступе много исследований, где определяются средние геометрические размеры позвоночно-двигательного сегмента по данным компьютерной или магнитно-резонансной томографий, но данные для фасеточных суставов отсутствуют.

Для выполнения статистической обработки геометрических данных для цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* была разработана «Методика определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*», которая отсутствует в современной литературе.

2.1. Методика определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*

Для определения геометрических параметров позвоночно-двигательного сегмента была применена «Методика оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии поясничного отдела в конечно-элементную геометрическую модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*», опубликованная в статье [99], которая заключалась в следующем:

А) Рассматривались данные компьютерной томографии 110 человек с шагом 0,625 мм, у которых суставная капсула находилась в норме. Вся информация анонимизировалась рентгенологом.

Б) Обработка и построение конечно-элементной сетки позвонков *L4* и *L5* на основе снимков компьютерной томографии выполнены в *Mimics Materialise*.

В) Для включения в исследование пациенты должны были удовлетворять следующим критериям:

I) Отсутствие корешковой симптоматики.

II) Смещение позвонков не наблюдается (отсутствует листез).

III) Воспалительные процессы не замечены (общий анализ крови в норме).

IV) Позвонки *L1–L5* отображаются четкими контурами, отсутствуют значительные костные наросты, отростки позвонков целые.

V) Межпозвонковые диски от *L1–L2* до *L5–S1* без наличия грыжи.

VI) Отсутствие осложнений после ортопедического лечения (травм и спондилолистеза).

VII) Наличие естественного поясничного лордоза и без проявлений сколиоза в пояснице.

VIII) Фасеточные суставы без окостенения.

IX) Отсутствие операций на позвоночнике (имплантов и фиксирующих конструкций).

Г) В итоге получены трехмерные конечно-элементные модели позвонков поясничного и крестцового отделов позвоночника 75 пациентов в программе *Mimics Materialise*. Размеры конечных элементов варьировались в пределах 0,5–1,5 мм.

Д) Полученная конечно-элементная сетка экспортировалась в модуль программы *3-matic*, который является частью *Mimics Materialise*. Этот модуль работает только с цифровыми моделями, и данные компьютерной томографии не переносятся вместе с цифровой моделью, что экономит место на компьютере и ускоряет обработку цифровой модели.

Методика определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* в модуле программы *3-matic* состоит из этапов:

I) Удаление ненужных позвонков для улучшения обзора позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*.

II) Определение геометрических параметров любого поясничного позвонка (например, позвонок *L4*):

a) выбор трех точек: вид на позвонок сверху позволяет отметить первую точку на конце остистого отростка; вторая точка находится посередине горизонтального диаметра позвоночного канала *VL* (рис. 8); третью точку определяем на середине фронтального размера нижней части тела позвонка *VC* (рис. 9). Эти точки будут основой для сагиттальной плоскости только для этого позвонка, поскольку пациент при обследовании ложится на стол не всегда ровно;

b) разметка геометрических параметров тела позвонка *VF, VG, VH, VJ, VK* и сагиттального диаметра позвоночного канала *VI*, (рис. 10) по видимым контурам позвонка;

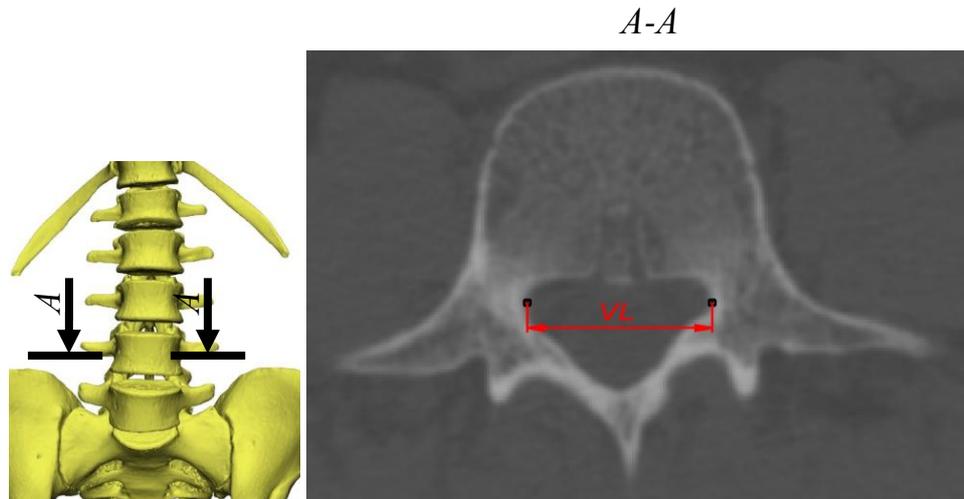


Рис. 8. Слева – вид на модель позвоночника спереди, а справа – КТ срез позвонка $L4$ через середину тела, вид сверху

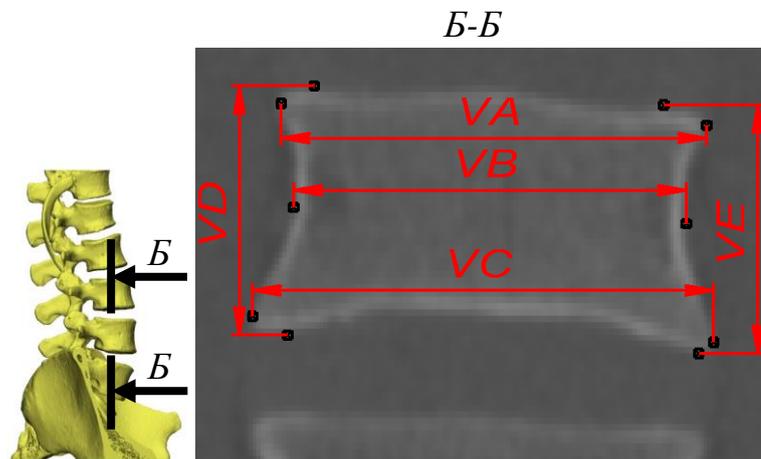


Рис. 9. Слева – вид на модель позвоночника справа, а справа – КТ срез позвонка $L4$ через середину тела, вид спереди

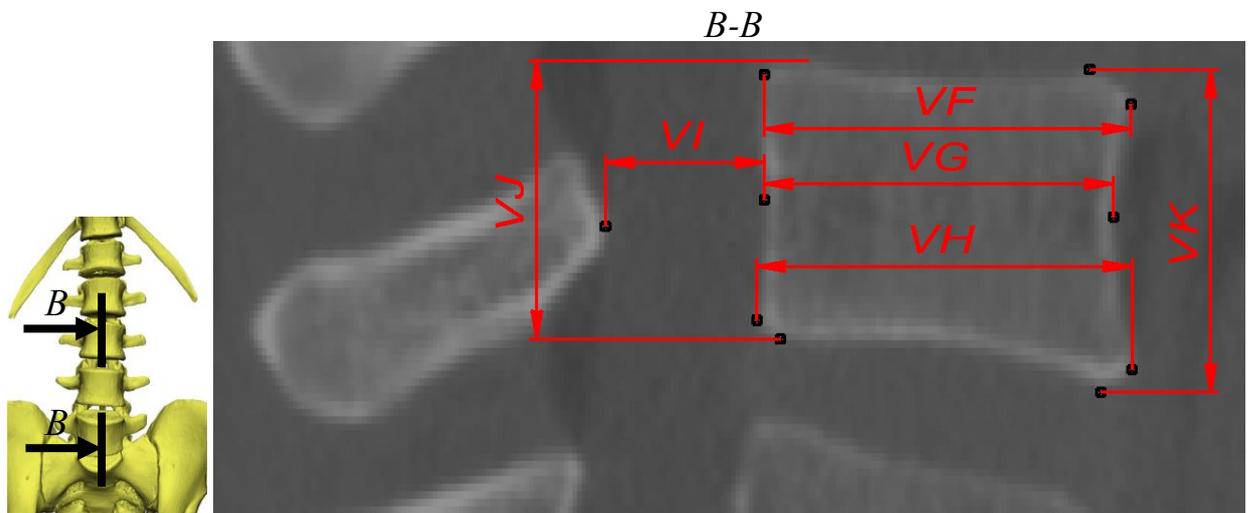


Рис. 10. Слева – вид на модель позвоночника спереди, а справа – КТ срез позвонка $L4$ через середину тела, вид справа

с) определение по трем точкам фронтальной плоскости: первая расположена в центре сагиттального размера середины тела позвонка VG (рис. 10); вторая и третья выбраны по краям фронтального размера нижней части тела позвонка VC (рис. 9);

д) определение необходимых геометрических параметров VA , VB , VD , VE (рис. 9) по видимым контурам позвонка.

III) Нахождение геометрических параметров межпозвонкового диска $L4-L5$:

а) создание фронтальной плоскости диска по трем точкам: первая и вторая расположены по краям фронтального размера VC нижней части тела позвонка $L4$ (рис. 9); третья по правому краю фронтального размера VA верхней части тела позвонка $L5$ (рис. 9);

б) расстановка высот диска IA , IB , IC (рис. 11) по видимым контурам позвонков;

с) конструирование по трем точкам сагиттальной плоскости: первая и вторая расположены по краям сагиттального размера VH нижней части тела позвонка $L4$ (рис. 10); третья точка находится на переднем крае ширины сагиттального размера VF верхней части тела позвонка $L5$ (рис. 10);

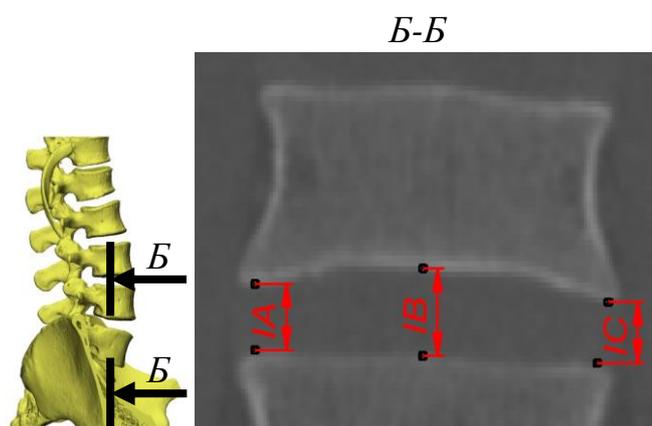


Рис. 11. Слева – вид на модель позвоночника справа, а справа – КТ срез позвоночно-двигательного сегмента через середину тела позвонка, вид спереди

d) определение высот диска ID , IE (рис. 12) по границе позвонков.

IV) Определение геометрических параметров левого и правого поясничных фасеточных суставов:

a) использование смещенной стандартной горизонтальной плоскости, проходящей через черную точку на конце сосцевидного отростка нижнего позвонка для левого фасеточного сустава SL (для правого SR (рис. 13));

b) расстановка геометрических параметров FRD , FRE , FRF , FLD , FLE , FLF (рис. 14) по видимым контурам фасеточного сустава;

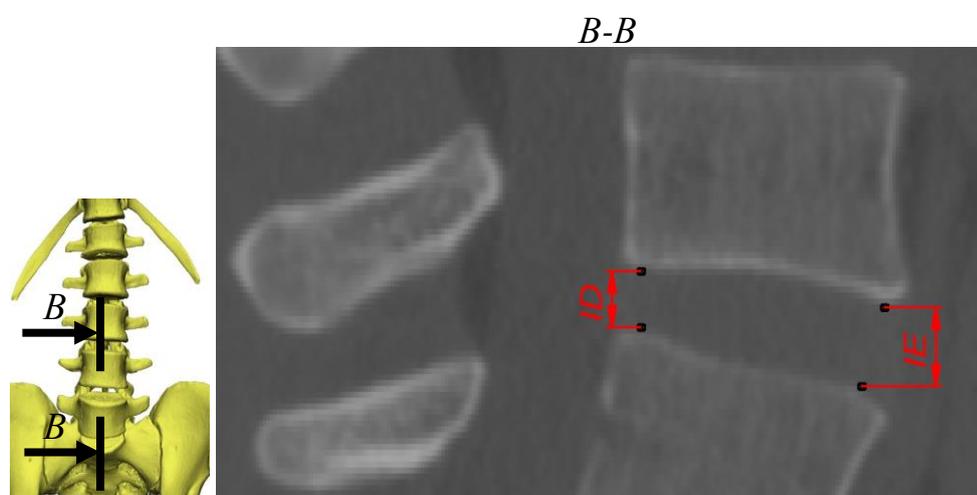


Рис. 12. Слева – вид на модель позвоночника спереди, а справа – КТ срез позвоночно-двигательного сегмента через середину тела позвонка, вид справа

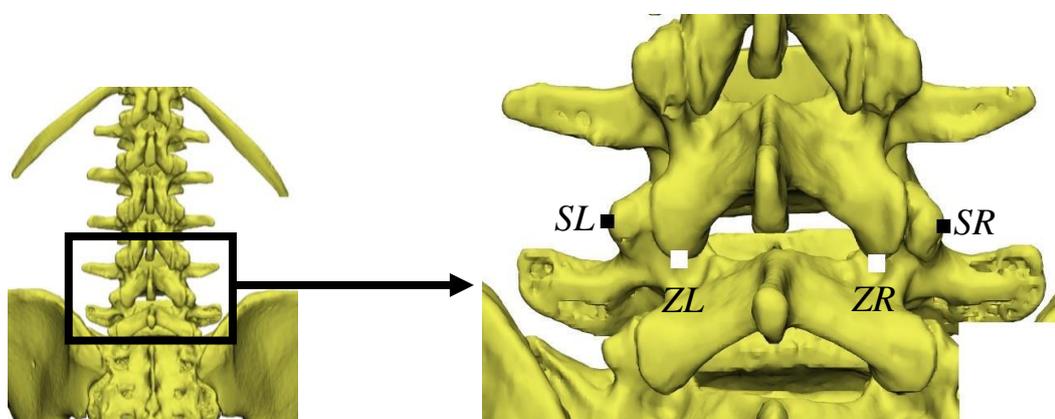


Рис. 13. Вид на модель позвоночника сзади

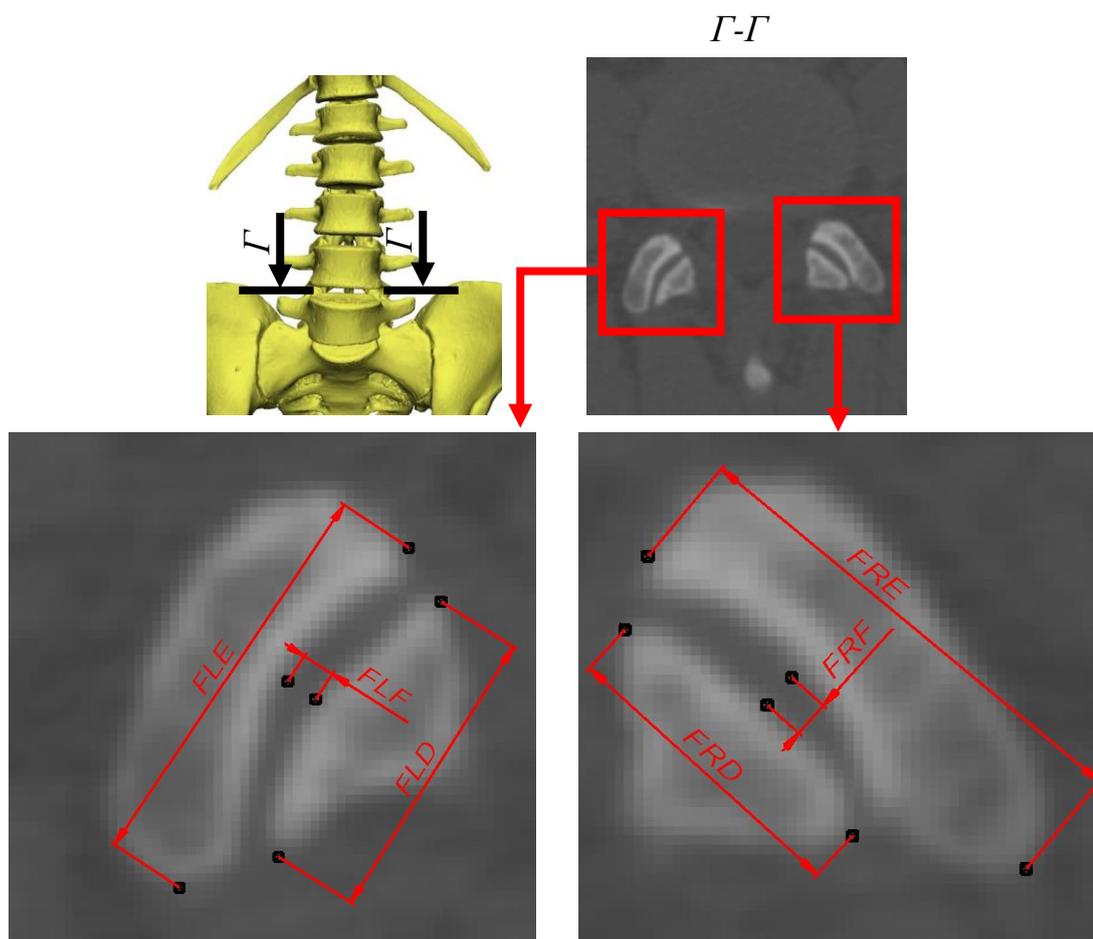


Рис. 14. Верхний левый – вид на модель позвоночника спереди, а верхний правый – КТ срез позвоночно-двигательного сегмента через точку на конце соседнего отростка нижнего позвонка, вид сверху

с) применение смещенной стандартной сагиттальной плоскости, проходящей через точку на конце нижнего суставного отростка верхнего позвонка для левого фасеточного сустава ZL (для правого ZR (рис. 13));

д) разметка геометрических параметров FRA , FRB , FLA , FLB (рис. 13) по видимым контурам фасеточного сустава;

е) геометрический параметр FLC для левого (FRC для правого (рис. 15)) фасеточного сустава образуется при помощи метода графического вычитания отрезков, FLA (FRA) и FLB (FRB), где наибольшая часть отрезка полученного результата отбрасывается, а остается только наименьшая.

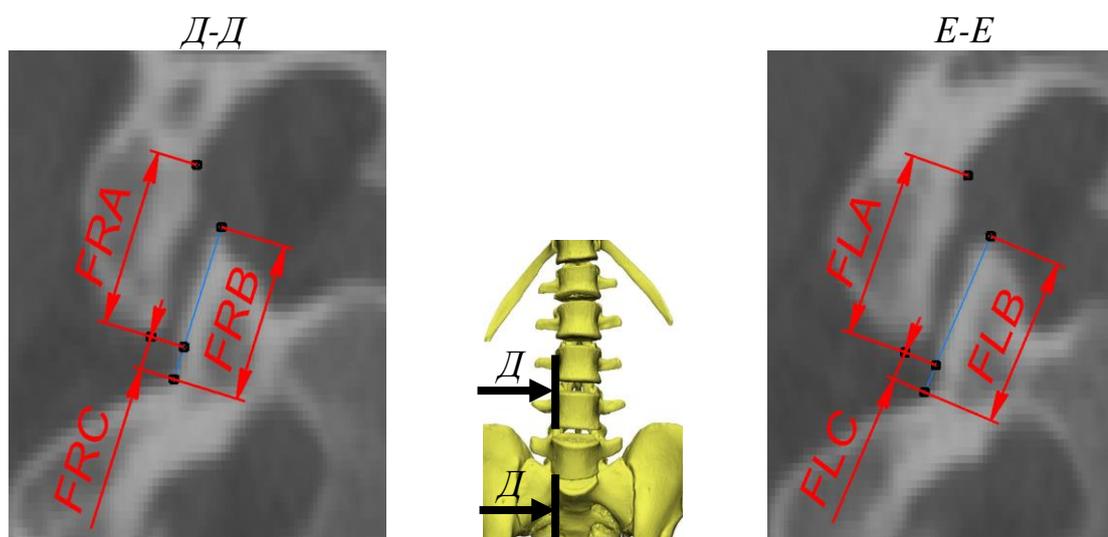


Рис. 15. Слева – КТ срез правого фасеточного сустава, вид справа; по центру – вид на поясницу спереди; справа – КТ срез левого фасеточного сустава, вид справа

2.2. Геометрические параметры цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* для трех возрастных групп

В исследовании использованы индивидуальные данные компьютерной томографии 75-ти человек (37 мужчин и 38 женщин), которые были анонимизированы врачом. Было применено разделение на 3 группы по возрасту по 25 человек, так как каждая возрастная группа определяет свои собственные физиологические стандарты. В юношеской группе средний возраст 21 год, в молодой – 33 года и в зрелой – 53 года.

В качестве материала для исследования были выбраны наборы снимков компьютерной томографии поясничного отдела позвоночника с шагом 0,6 мм. Компьютерную томографию осуществляли на мультиспиральном томографе *GE Optima CT660* фирмы *General Electric* (США).

Чтобы получить геометрические параметры позвоночно-двигательных сегментов на выбранных наборах снимков компьютерной томографии была применена «Методика оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии поясничного отдела в конечно-элементную геометрическую модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*», а после

«Методика определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*».

Оценка нормальности распределения геометрических данных для цифровой модели сегмента *L4–L5* тестом Колмогорова-Смирнова показала, что для статистической обработки снимков компьютерной томографии необходимо использовать непараметрический метод (медиану, среднее значение, первый квартиль, третий квартиль). Представленная в разделе 2.1 методика отработана при получении геометрических параметров сегмента *L4–L5*.

Для каждой группы получены геометрические параметры фасеточных суставов на уровне сегмента *L4–L5* (левого и правого), тел позвонков *L4* и *L5*, среднесагиттальный и среднегоризонтальный диаметры позвоночного канала, высоты среднефронтальных (слева, справа, в середине) и среднесагиттальных (спереди, сзади) размеров межпозвонкового диска *L4–L5* для позвоночно-двигательного сегмента без патологий. На рис. 8–12, 14, 15 показано расположение измеряемых размеров, а их значения (медиана, среднее значение, первый квартиль, третий квартиль, выбросы) приведены на рис. 16–19. Стоит отметить, что на рис. 16–29 количество выбросов параметров за пределы ящиков с усами незначительно. Геометрические параметры хорошо согласуются с результатами работ [1–3, 8, 62, 67, 112, 138, 148], что подтверждает правильность предлагаемой методики. Геометрические размеры фасеточных суставов на уровне сегмента *L4–L5* (левого и правого) получены впервые и в литературе отсутствуют, что подчеркивает новизну работы.

Выполнена оценка значимости различий геометрических параметров *FLC* и *FRC* между тремя группами (рис. 20) тестом Манна-Уитни, что показало отсутствие отличий между «Юношеской» и «Молодой» группами. В случае с «Зрелой» группой отличия статистически значимы.

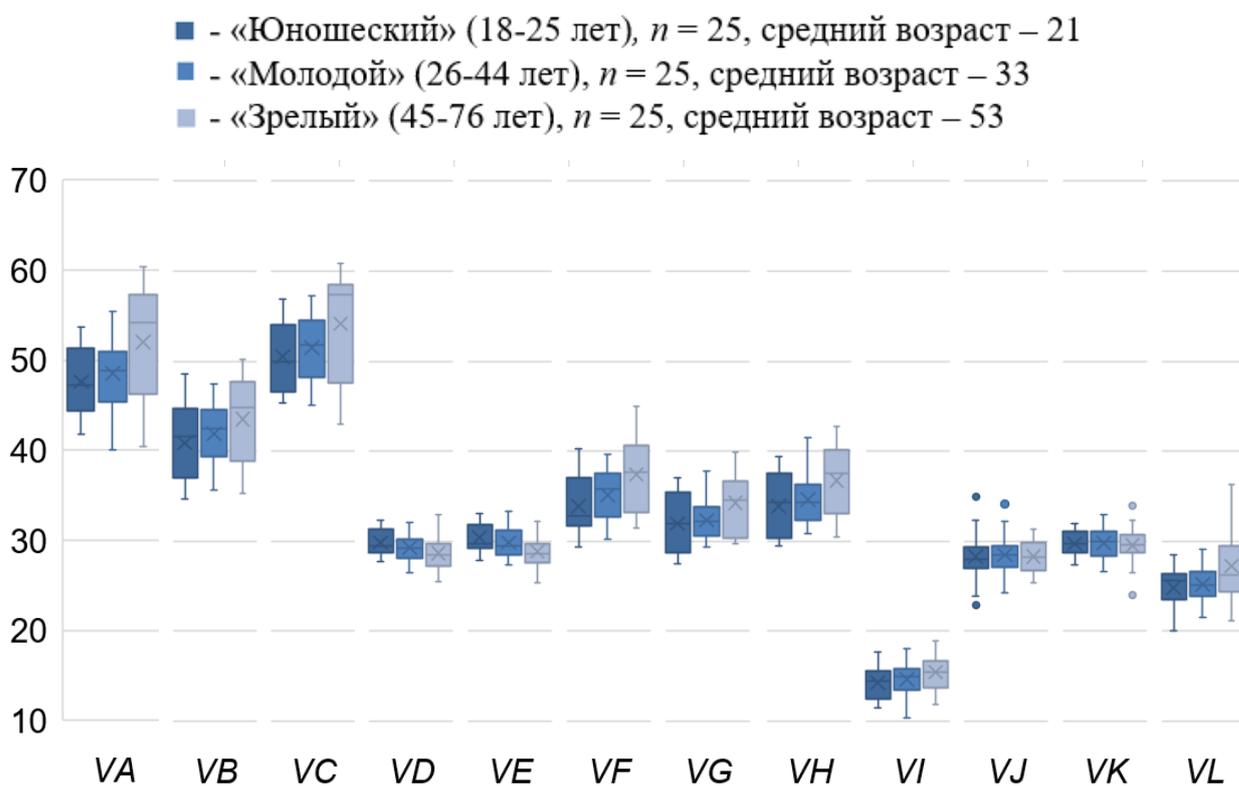


Рис. 16. Диаграмма геометрических параметров позвонка L4 в мм

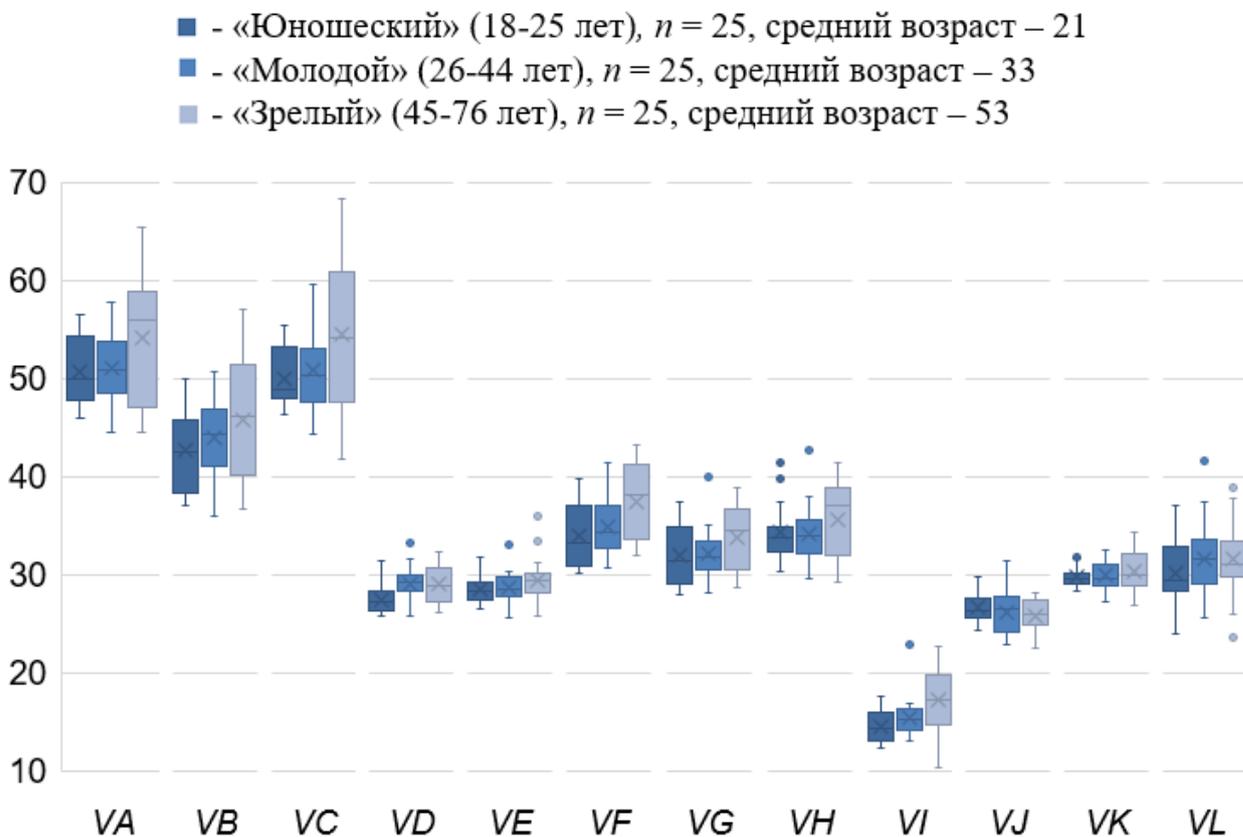


Рис. 17. Диаграмма геометрических параметров позвонка L5 в мм

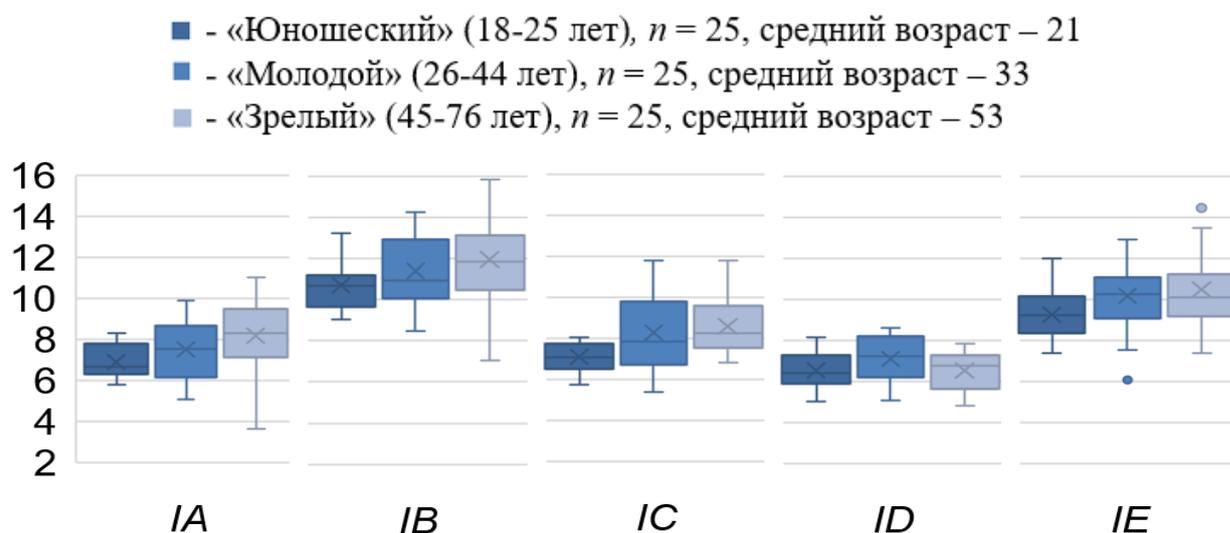


Рис. 18. Диаграмма геометрических параметров
межпозвонкового диска $L4-L5$ в мм

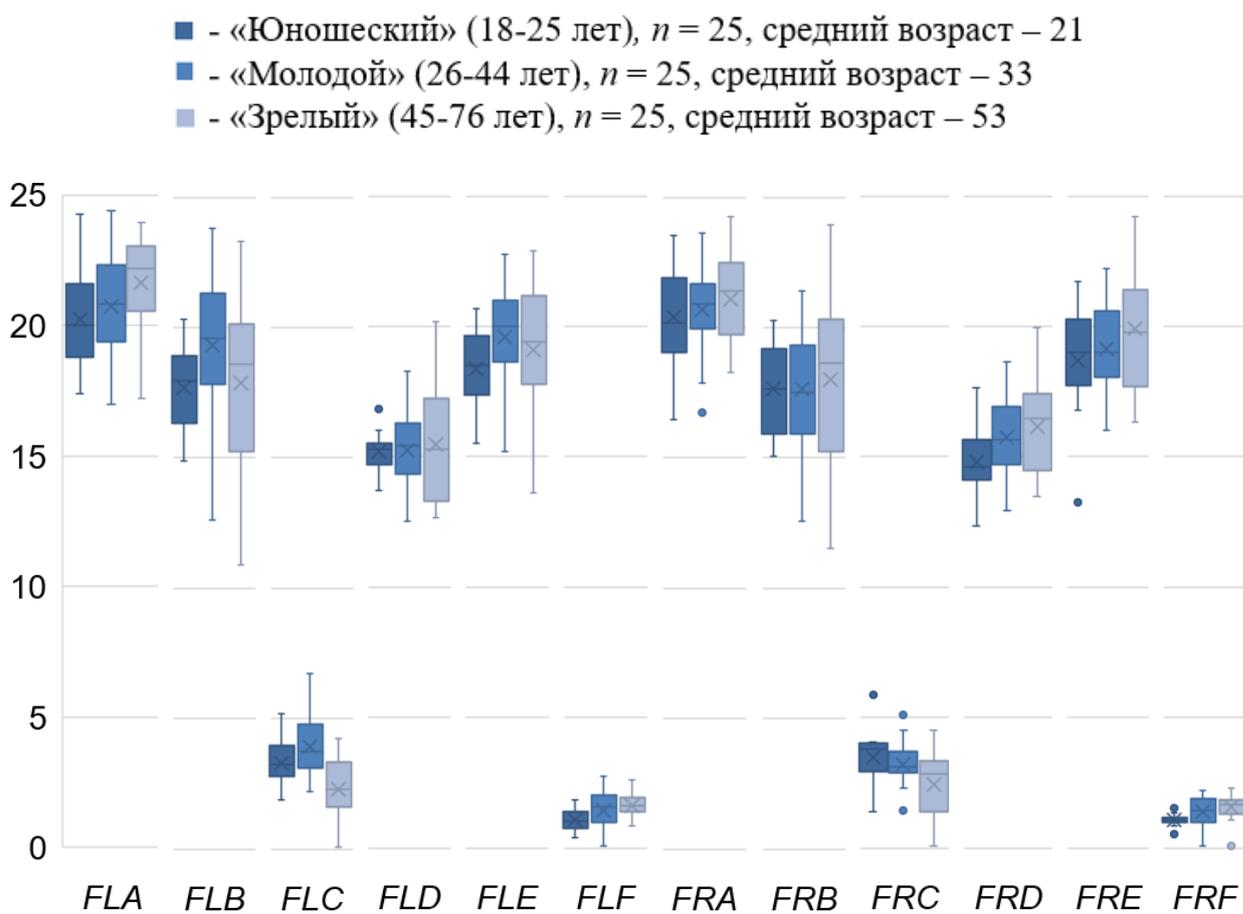


Рис. 19. Диаграмма геометрических параметров
фасеточных суставов в мм

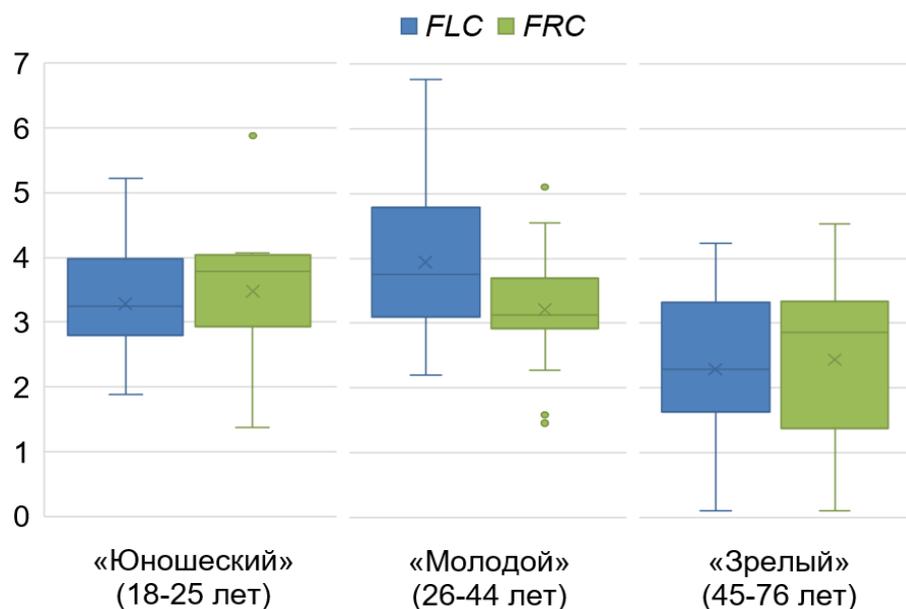


Рис. 20. Диаграмма диапазона базовых значений фасеточных суставов, значение размера в мм

Визуальный анализ КТ снимков показал, что геометрические параметры *FLC* и *FRC* характеризуют площадь пятна контакта в фасеточном суставе, что говорит о существовании диапазона базовых значений до появления сублюксации (подвывиха) фасеточного сустава для каждой из возрастных групп (рис. 20), так как при взрослении человека параметры изменяются. Подвывих фасеточных суставов тесно связан с изменением пятна контакта в области суставных отростков, как было сказано ранее в разделе 1.5. В силу анатомических особенностей пятно контакта представляет собой сложную поверхность. Однако при диагностике рентгенолог видит плоское изображение пятна контакта, как показано на рис. 21, поэтому оценивается пятно контакта косвенно по наличию ямки в суставе. Ямка показана зеленой стрелкой на рис. 21, *a* сверху.

Таким образом, если значения геометрических параметров *FLC* и *FRC* попадают в диапазон базовых значений (между 1-ым и 3-м квантилями, рис. 20), то у пациента отсутствует подвывих фасеточных суставов. В противном случае обнаружен подвывих фасеточных суставов. Однако, по

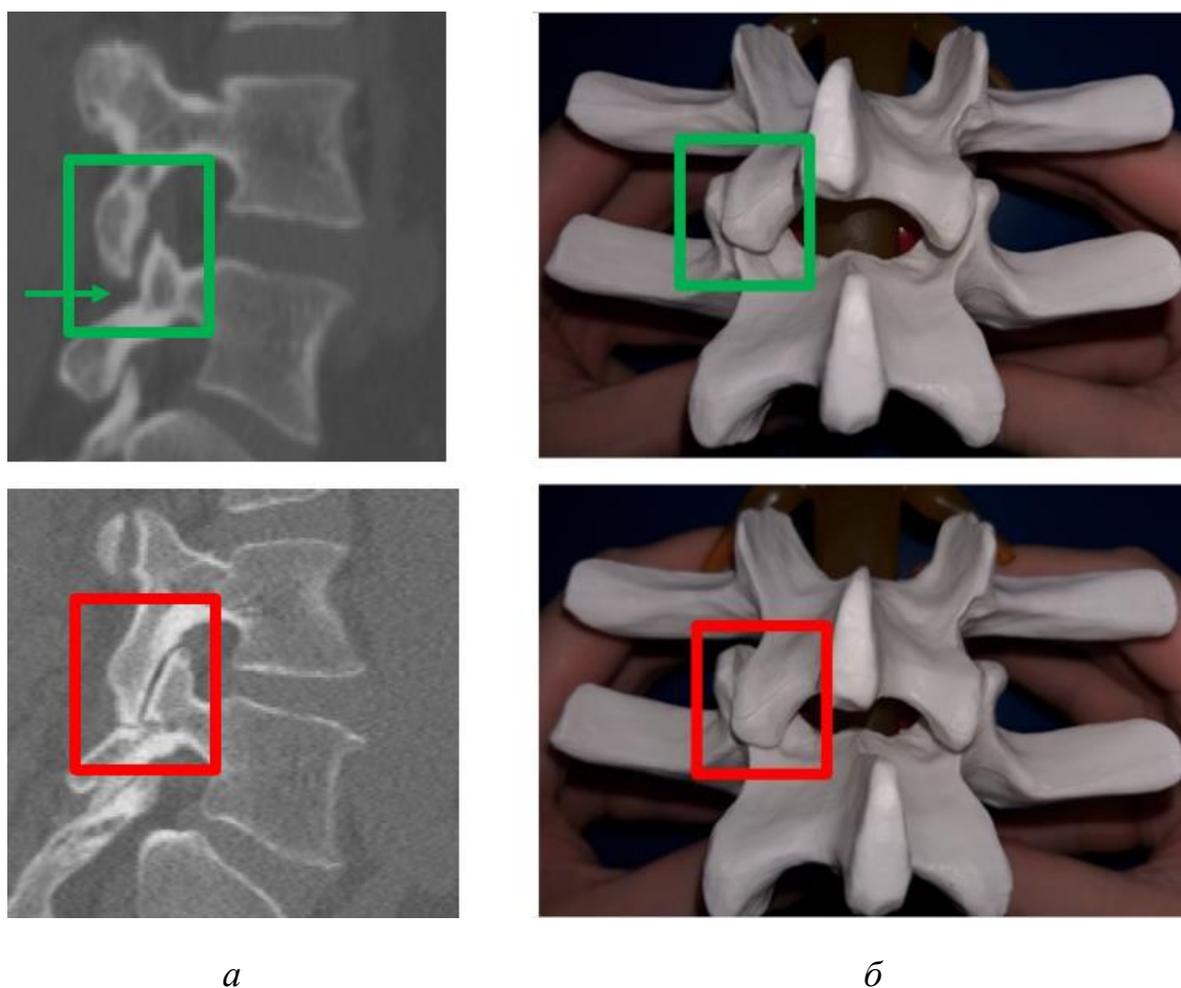


Рис. 21. Сублюксация (подвывих) фасеточного сустава – красная рамка, норма – зеленая рамка. *а* – сагиттальный снимок КТ сегмента поясницы, вид справа; *б* – макет модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*, вид сзади

общепринятой точке зрения морфологической основой фасеточного синдрома является сублюксация (подвывих) фасеточных суставов.

Заметим, что в литературе [8] выделяют 4 степени поражения фасеточных суставов, где помимо геометрической формы уделяют внимание зазору в суставе. Если сопоставить полученные геометрические параметры *FRF* и *FLF* со степенью поражения фасеточных суставов (суставной зазор менее 2 мм), то 25-ти пациентам можно поставить диагноз первая степень поражения: легкие дегенеративные изменения – сужение суставной щели, и/или небольшие остеофиты, и/или незначительная гипертрофия суставного

отростка. Для физиологической нормы характерен однородный хрящ и нормальная ширина суставной щели (зазор 2–4 мм), которые наблюдаются у оставшихся 50-ти человек.

В дополнение к этому методу был разработан «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента *L4–L5*» на основе снимков КТ, так как в литературе отсутствует алгоритм диагностики подвывиха фасеточных суставов по снимкам компьютерной томографии.

2.3. Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента *L4–L5*

Способ частично повторяет «Методику определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*», что находится в разделе 2.1. Для определения изменений анатомических взаимоотношений в фасеточных суставах на уровне сегмента *L4–L5* необходимо использовать данные мультиспиральной компьютерной томографии поясничного отдела пациента. Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента *L4–L5* (рис. 22) заключается в следующем:

- построить трехмерную модель поясничного отдела позвоночника из снимков компьютерной томографии на рабочем компьютере и перейти к виду поясницы сзади, как показано на рис. 13;
- определить местоположение точек *ZL* и *ZR* (белые точки, рис. 13), которые находятся на концах нижнего левого и правого суставных отростков позвонка *L4*;
- выполнить сагиттальный срез модели по точкам *ZL* и *ZR* (рис. 13);
- сделать разметку размеров *FRA*, *FRB*, *FLA*, *FLB* (см. рис. 14) по видимым контурам фасеточного сустава (одна точка находится на конце суставного отростка, а другая – в месте максимальной кривизны отростка;

- образовать размер FLC для левого (рис. 15) фасеточного сустава при помощи графического вычитания отрезков, FLA и FLB , где наибольшая часть отрезка полученного результата отбрасывается, а остается наименьшая;
- образовать размер FRC для правого (рис. 15) фасеточного сустава при помощи графического вычитания отрезков, FRA и FRB , где наибольшая часть отрезка полученного результата отбрасывается, а остается наименьшая;
- в результате, возможны следующие варианты:
 - если пациенту меньше 18 лет, то подвывих фасеточных суставов определить не представляется возможным;
 - если полученные значения у человека для левого сустава FLC и/или правого сустава FRC не лежат в диапазоне базовых значений (табл. 1, рис. 20), то определен подвывих фасеточных суставов на уровне сегмента $L4-L5$. В таком случае необходимо назначить консервативное лечение фасеточных суставов на уровне сегмента $L4-L5$;
 - если полученные значения у человека для левого сустава FLC и правого сустава FRC лежат в диапазоне базовых значений (табл. 1, рис. 20), то подвывих фасеточных суставов отсутствует.

Таблица 1

Диапазон базовых значений геометрических параметров фасеточных суставов по возрасту в мм

Параметр	«Юношеский» (19–25 лет)	«Молодой» (26–44 лет)	«Зрелый» (45–76 лет)
FLC	$3,40 \pm 0,60$	$3,99 \pm 0,89$	$2,52 \pm 0,90$
FRC	$3,49 \pm 0,55$	$3,30 \pm 0,40$	$2,36 \pm 0,98$

Диапазоны базовых значений получены экспериментальным способом при отработке «Методики определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ » на пациентах. По результатам исследования подана заявка в патентное бюро на изобретение (Заявка № 2023126533 от 17.10.2023 / Хорошев Д.В.,

Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е.). Способ диагностики активно используется в повседневной клинической практике в «ГКБ им. С.Н. Гринберга» (г. Пермь) и в учебном процессе на кафедре «Нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии» лечебного факультета ФГБОУ ВО «Пермского государственного медицинского университета имени академика Е.А. Вагнера» Министерства здравоохранения Российской Федерации. Это подтверждено оформленными актами внедрения в приложениях 1 и 2. Таким образом, предлагаемый способ основан на замерах конкретных величин, что исключает субъективность оценок состояния пациента и приводит к снижению ошибок в диагнозе патологий.



Рис. 22. Блок-схема «Способа диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента $L4-L5$ »

Выводы по главе 2

Отображены критерии включения пациентов в исследование для выбора позвоночно-двигательного сегмента без патологий. Применение этих критериев позволит выделять поясничный отдел с патологией.

Разработана «Методика определения геометрических параметров цифровой модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*». Методика разработана с использованием программного пакета *Mimics Materialise*.

Для трех возрастных групп получены геометрические параметры (медиана, среднее значение, первый квартиль, третий квартиль, выбросы) фасеточных суставов на уровне сегмента *L4–L5* (левого и правого), тел позвонков *L4* и *L5*, среднесагиттальный и среднегоризонтальный диаметры позвоночного канала, высоты среднефронтальных (слева, справа, в середине) и среднесагиттальных (спереди, сзади) размеров межпозвонкового диска *L4–L5* для позвоночно-двигательного сегмента без патологий.

Геометрические параметры фасеточных суставов (медиана, среднее значение, первый квартиль, третий квартиль, выбросы) на уровне сегмента *L4–L5* (левого и правого) получены впервые и в литературе отсутствуют.

Диапазоны базовых значений размеров *FLC* и *FRC* морфофункционально (топографо-анатомически) обосновывают и показывают отсутствие сублюксации (подвывиха) фасеточного сустава. В противном случае диагностируется подвывих фасеточных суставов.

Разработан «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента *L4–L5*», который поможет врачу выбрать правильную тактику лечения пациента и избежать ошибки при постановке диагноза. По результатам исследования подана заявка в патентное бюро на изобретение (Заявка № 2023126533 от 17.10.2023 / Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е.). Оформлен акт внедрения базового алгоритма.

ГЛАВА 3. ПОСТРОЕНИЕ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЙ МОДЕЛИ ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА L4–L5

3.1. Обзор конечно-элементных моделей позвоночно-двигательных сегментов за 2005–2023 годы

Для оценки текущего положения и актуальности проблемы моделирования позвоночно-двигательного сегмента был проведен анализ литературы (85 статей) в 36 научных журналах за 2005–2023 годы. Исследование литературных источников позволило выявить особенности, присущие всем работам:

- 1) Применяется трехмерная конечно-элементная модель.
- 2) При описании поведения позвонка доминирует теория упругости.
- 3) В качестве входных данных заданы снимки компьютерной или магнитно-резонансной томографии, полученные с поясничного отдела человека (за исключением [60, 117, 128], где используются данные животных).
- 4) Геометрическая форма модели в большинстве случаев построена по данным компьютерной томографии.
- 5) При моделировании свойств фасеточного сустава большинство исследователей не учитывает наличие синовиальной жидкости.

Рассмотрим эти исследования подробнее. На первом этапе моделирования происходит получение исходной геометрии объекта, которая извлекается из снимков компьютерной или магнитно-резонансной томографии. Следует заметить, что точность компьютерной или магнитно-резонансной томографии задается величиной сагиттальной толщины среза между снимками, что влияет на качество геометрической формы модели. Необходимо выделить работы *Ellingson et al.* [66, 80], где использовали минимальную толщину среза 0,4 мм. В исследованиях [9–13, 16, 17, 21, 26, 29, 63–65, 70, 71, 73, 76–78, 81–85, 87, 88, 91, 99, 100, 104, 105, 107, 109, 111, 113–116, 118, 119, 128, 129, 135, 139, 144, 147, 149–152, 154, 156, 157] эта величина изменяется в пределах 0,5–1,0 мм, что приводит к незначительному

снижению соответствия формы модели и оригинала. Отметим источники [61, 103, 108, 121–123, 134, 140, 141, 143, 146], где представлена максимальная толщина среза 1,5 мм. В работах *Schroeder et al.* [132, 133] выбран только один снимок компьютерной томографии для построения геометрии, что лишь в первом приближении соответствует форме межпозвоночного симфиза. В статье *Jacobs et al.* [90] для создания модели подбираются только снимки магнитно–резонансной томографии, что дает возможность разглядеть на этих снимках мягкие ткани, но толщина среза при этом имеет значение 4,5 мм. Эта величина существенно влияет на геометрическую точность внешнего вида диска, так как его характерные размеры составляют 4–5 см. В качестве примера на рис. 23 показана модель поясничного отдела *Du et al.* [79]. Авторы исследований [79, 124–127, 130, 131] достигли хорошего уровня совмещения данных компьютерной и магнитно–резонансной томографии, что позволило в пределах точности магнитно–резонансной томографии правильно указать расположение мягких тканей на кости, принимая во внимание индивидуальные особенности пациента, индивидуализированно подойти к моделированию диска и увеличить достоверность поведения модели.

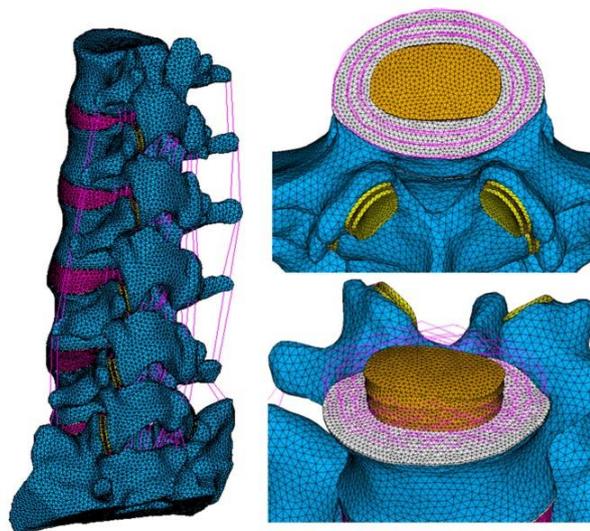


Рис. 23. Модель поясничного отдела *Du et al.* [79]

Далее рассмотрим способы получения геометрической формы диска по снимкам компьютерной или магнитно–резонансной томографии. В статьях

[26, 64, 65, 70, 71, 73–76, 85, 87, 90, 107–109, 118, 119, 121–131, 139, 140, 146, 151] применяется программа *Amira*, в источниках [9–13, 17, 21, 66, 77, 78, 80, 88, 99, 100, 102, 104, 111, 113, 114, 120, 143, 144, 150, 152, 154] программный продукт *Materialise Mimics*, в работах [103, 135, 156] программа *ImageJ*, а в исследовании *Xu et al.* [133] программа *3D Slicer*. Каждая программа может создать маску модели по снимкам компьютерной или магнитно–резонансной томографии. Общий алгоритм построения маски модели заложен во всех упомянутых программах, но с применением дополнительных параметров сама маска в результате по размерам может различаться в пределах 1–2 мм. Данное различие может влиять на мелкие части маски модели, но за счет режима ручной корректировки этого можно избежать. Далее, поверх маски конструируется конечно–элементная сетка, которая применяется в расчетах.

Анализ литературы показал, что при моделировании поведения позвоночно–двигательного сегмента большинство авторов выбирают различные элементы позвоночника. Авторы [17, 76–82, 88, 100, 103, 111, 113, 114, 119, 140] рассматривают крестец и весь поясничный отдел человека, что требует большого количества данных для построения сетки и, соответственно, больших вычислительных затрат при использовании нелинейной постановки задачи. В исследовании *Jaramillo et al.* [91] выбор пал на уровень *L4–S1*, тогда как в статьях [29, 30, 73, 104, 130, 143, 145, 149, 152, 154] ограничиваются только поясничным отделом. Следует подчеркнуть, что при моделировании пояснично–крестцового сочленения почти всегда крестец жестко фиксируется и рассматривается поведение только поясничного отдела. *Li et al.* [102] выбрали часть поясничных сегментов *L2–L5*, в статьях [61, 105, 115, 118, 123, 141] можно наблюдать уровень *L3–L5*. Самый распространенный уровень моделирования – *L4–L5* [9, 26, 63, 64, 66, 72, 83–85, 87, 90, 107–109, 116, 121–127, 129, 131–134, 144, 146, 147, 150, 151, 157], в исследованиях [66, 71, 72, 136] представлен сегмент *L3–L4*. Большая популярность сегмента *L4–L5* связана с более высокой уязвимостью и степенью травматизации. Отдельного внимания требуют

исследования, рассматривающие животных: межпозвонковый диск быка в работе *Adam et al.* [61], сегмент без отростков свиньи в работе *Nikkhoo et al.* [118] и овцы в статье *Schmidt et al.* [129]. Предположительно, это связано с дефицитом человеческих *in vitro* экспериментальных образцов.

Значимой частью моделирования является выбор возраста и пола добровольца, которые в большой степени влияют на свойства и геометрию позвоночно-двигательного сегмента. Наибольшая часть исследователей применяет для анализа сегмент пациента мужского пола. В работах [65, 70, 71, 76, 83–85, 99, 102, 107–109, 118, 121–127, 129–131, 140, 146] чаще всего рассматривается пациент возраста 46 лет, а пожилой пациент 72 лет представлен в статье Мерои Е.А. и др. [26]. Исследователи [64, 73, 77, 78, 87, 88, 90, 116, 143, 151] отбирают добровольцев с возрастом 35 лет, в источниках [11–13, 79, 91, 103, 104, 113, 114, 119, 139, 149, 152] возраст варьируется в пределах 20–30 лет. Исследователи [9, 16, 17, 21, 82, 113, 114, 135, 149] рассматривали женский позвоночно-двигательный сегмент. Такая изменчивость исходных данных может оказывать существенное влияние на свойства и геометрию сегмента. Стоит выделить работу *Vadapalli et al.* [141], в которой для анализа выбраны 12 позвоночно-двигательных сегментов L3–L5 у людей в возрастном промежутке от 12 до 20 лет. Анализ рассмотренных исследований показал, что за исключением статьи [141] при моделировании средний возраст мужчин составил 41 ± 10 лет, а женщин – 42 ± 15 лет, что в среднем соответствует молодому периоду (18–44 года) по классификации Всемирной организации здравоохранения. Тем не менее, не стоит сбрасывать со счетов влияние внешней среды, нагрузки и образа жизни пациента на состояние позвоночно-двигательного сегмента, так как к 25 годам он уже сформировался и может существенно различаться у представителей разнообразных профессий к 40 годам. Эталонным для моделирования позвоночно-двигательного сегмента возраст человека можно считать тот, что находится в пределах 20–30 лет, так как влияние дегенеративных изменений, нагрузки и внешней среды на человека в этом возрасте минимально.

Необходимо учитывать, что физические свойства этой модели не будут подходить для пациента пожилого возраста. В таком случае необходимо проводить ряд экспериментов для адекватного соответствия свойств модели возрасту человека.

Все рассмотренные работы делятся на два класса – работы, исследующие механику деформированного тела, и работы, изучающие трофику позвоночно-двигательного сегмента. В статьях [9–12, 16, 17, 21, 23, 26, 29, 60–66, 70, 73, 76–85, 87, 88, 90, 91, 99, 100, 102–105, 108, 111, 113–132, 134, 135, 137, 139–141, 143–146, 149–152, 154] авторы сконцентрированы, в основном, на моделировании механического поведения сегмента, то есть на определении напряжений и деформаций в тканях. В работах [71, 86, 107, 156] основное внимание отведено питанию межпозвонкового диска и таким процессам как распределение концентрации кислорода, глюкозы, лактата, клеток и антибиотика. Исследователи [109, 133, 147, 157] представляют модель, сочетающую моделирование механического поведения сегмента и питание диска (например, рис. 24 модель автора *Wills et al.* [147]).

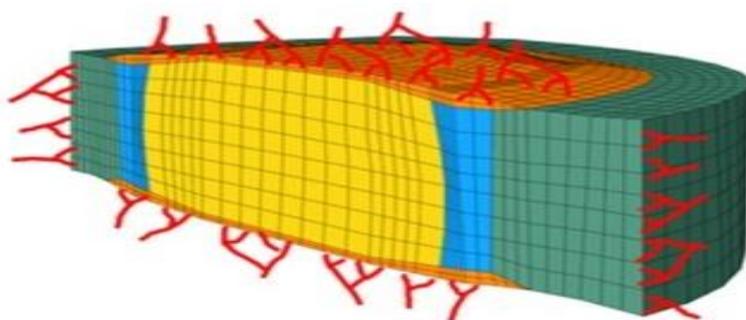


Рис. 24. Конечно–элементная модель межпозвонкового симфиза *L4–L5* с красными сосудами на фиброзном кольце и хрящевой замыкательной пластинке у *Wills et al.* [147]

Следует заметить, что в моделях [26, 70, 71, 87, 90, 109, 117, 125, 127, 128, 156, 157] не задаются отростки позвонков, а работы [60, 86, 107, 108, 116, 123, 132, 133, 137, 147] анализируют только поведение межпозвонкового хряща, что, предположительно, связано с необходимостью минимизации

вычислительных затрат по времени. Стоит подчеркнуть, что позвонок непосредственно связан с диском, через него поступает часть питательных веществ, а это означает важность учета наличия позвонка при моделировании любого протекающего в сегменте процесса. Очевидно, что учет и механики деформированного тела и трофики сегмента при моделировании поведения позвоночно-двигательного сегмента одинаково важны. Однако необходимо учитывать сложность расчетов, которая в зависимости от поставленной задачи может значительно возрастать. Поэтому при моделировании возникает проблема правильного учета существенных для решения конкретной задачи факторов.

В конечно-элементной модели позвоночно-двигательного сегмента всегда выделяют межпозвонковый диск, два позвонка, фасеточные суставы и связки. Необходимо подробнее исследовать каждую составляющую часть модели.

Пульпозное ядро – это значимая часть модели и из анатомии [120] известно, что оно имеет гелеобразную структуру (смесь воды, протеогликанов (крупная молекула, притягивающая воду; основа геля) и коллагена). В литературе представлено несколько подходов к описанию поведения пульпозного ядра. В статьях [87, 116, 117, 121, 146, 147] при моделировании применяется теория Био. При этом большую популярность набирает использование в пороупругой теории усложнения в виде гиперупругого каркаса [70, 71, 84–86, 129, 130, 137]. Авторы [65, 83, 90, 107–109, 123, 126–128, 132, 133, 145] закладывают каркас по соотношениям Нео-Гука. Другая часть ученых отдает предпочтение определяющим соотношениям гиперупругости. Так, в работах [80, 91] применяется теория Нео-Гука, в исследованиях [27, 60, 63, 77, 78, 82, 88, 113, 114, 118, 124, 125, 131, 140, 144, 149, 150] – модель Муни–Ривлина. Авторы [9, 11, 12, 17, 66, 80, 81, 99, 100, 102–105, 120, 122, 134, 135, 139, 141, 143, 151, 154] пользуются соотношениями теории упругости, а в статьях [61, 64, 73, 76, 79, 111, 119] пульпозное ядро по свойствам аналогично несжимаемой жидкости.

Применение теорий упругости и гиперупругости для моделирования поведения ядра с точки зрения структуры и свойств объекта возможно только при грубой оценке модели, так как в этих теориях отсутствуют соотношения, описывающие поведение жидкости. Следует подчеркнуть, что ни один из авторов не использовал при моделировании поведения пульпозного ядра определяющие соотношения для геля, что предоставляет большие возможности для развития этой части модели.

Фиброзное кольцо – это самая сложная часть межпозвонкового хряща, поведение и геометрическая форма которого очень специфичны и неоднозначны. Кольцо состоит из матрикса, в который погружены слои эластических волокон, и по физическому смыслу похоже на многослойный набор тонких сит. Через кольцо, помимо жидкости, проходят питательные вещества (глюкоза, лактат, кислород и т.д.).

Сначала рассмотрим простой способ моделирования фиброзного кольца в виде набора частей с разными свойствами. В работе [86] при моделировании кольца используются определяющие соотношения теории Био с гиперупругим каркасом, а чисто гиперупругую модель Нео-Гука выбрали авторы статей [107–109, 111, 120, 126]. Стоит отметить, что представление фиброзного кольца гиперупругим материалом справедливо только в первом приближении, так как через него происходит протекание жидкости и питательных веществ, что не учитывается этой теорией. В источниках [86, 109] применяется упрощенное разбиение кольца на внутреннее и внешнее, а в работе *Malandrino et al.* [108] увеличивают число частей до четырех с помощью дополнительного разбиения колец на две части: переднюю и заднюю (см. рис. 25). При таком подходе к моделированию разбиение на части в радиальном направлении лучше всего подходит фиброзульному кольцу, так как его податливость растет при приближении к ядру. В исследовании *Jaramillo et al.* [91] представлено конечно-элементное разбиение кольца на 4 разные зоны с разной степенью жесткости (см. рис. 26).

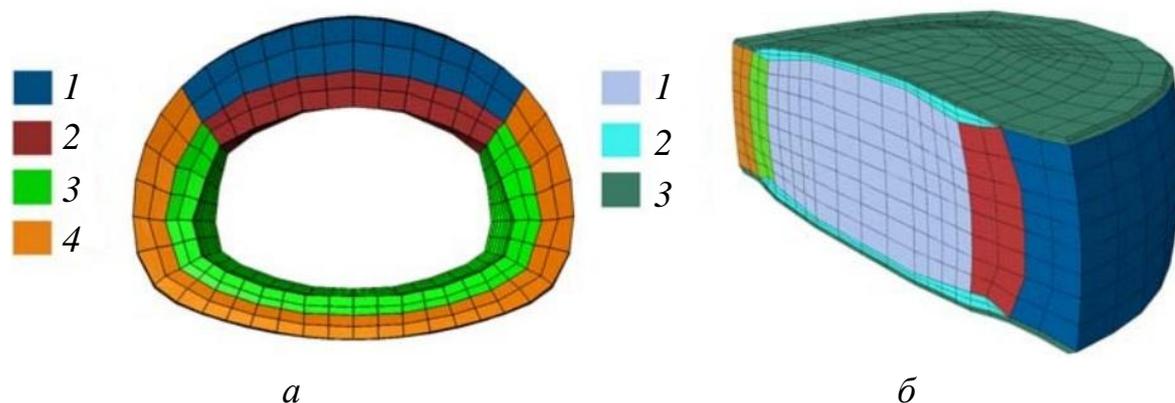


Рис. 25. Конечно–элементная модель межпозвонкового хряща $L4-L5$ у *Malandrino et al.* [108]: *a* – фиброзное кольцо, вид сверху (1 – передняя внешняя часть, 2 – передняя внутренняя часть, 3 – задняя внутренняя часть, 4 – задняя внешняя часть); *б* – сагиттальный срез модели диска (1 – пульпозное ядро, 2 – хрящевая замыкательная пластинка, 3 – костная замыкательная пластинка)

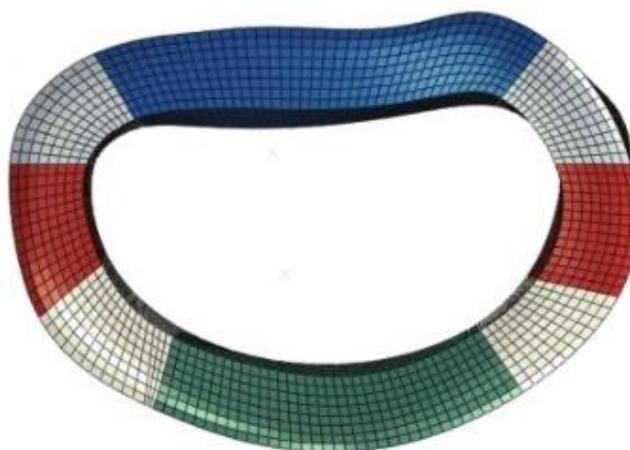


Рис. 26. Конечно–элементная модель фиброзного кольца межпозвонкового диска $L4-L5$ автора *Jaramillo et al.* [91], вид сверху

Иного подхода придерживаются авторы [26, 60–64, 66, 73, 76–85, 87, 88, 90, 99, 102, 103, 105, 113–115, 118, 119, 121, 122, 124, 125, 127–132, 134, 135, 139–141, 143, 144, 146, 149, 152, 154]. Здесь при моделировании учитывают деление фиброзного кольца на анатомические части, то есть на матрикс и эластические волокна (рис. 27). Деление фиброзного кольца на

анатомические части является логически правильным вариантом, поскольку точно отображает анатомическое строение ткани и биомеханическое поведение модели.

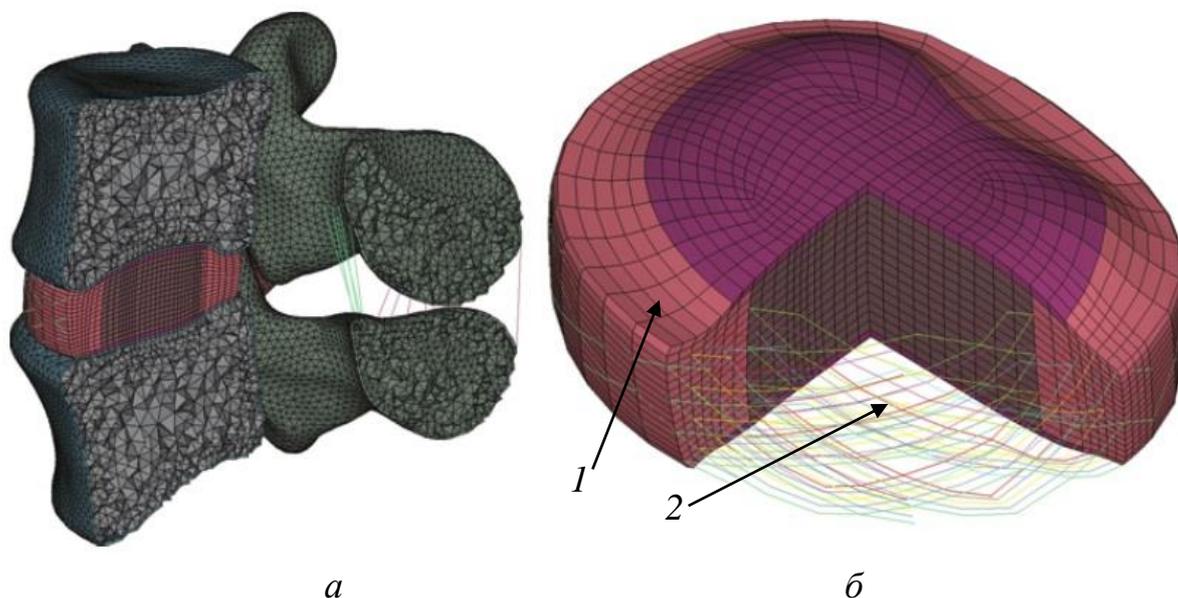


Рис. 27. Конечно–элементная модель позвоночно–двигательного сегмента *L4–L5 Alapan et al.* [63]: *а* – сагиттальный срез модели, *б* – межпозвоночный диск *L4–L5*: *1* – матрикс, *2* – эластические волокна

Матрикс, или основное вещество, состоит из смеси воды, протеогликанового геля (около 5 %) [136] и питательных веществ. Геометрическая модель матрикса идентична форме единого фиброзного кольца. Главенствующей теорией при моделировании поведения матрикса является гиперупругая модель Муни–Ривлина [60, 63, 64, 73, 77–79, 81, 82, 88, 102, 113, 114, 119, 124, 125, 131, 134, 140, 149, 150], хотя эта теория применима только в качестве первого приближения, так как свойства матрикса не соответствуют свойствам резины. В работах [70, 71, 84, 85, 87, 121, 129, 130, 137, 146] применяется теория Био, причем в исследованиях [87, 100, 121, 143, 146] рассматривается только упругий каркас. Гиперупругий каркас по модели Нео-Гука используется в статьях [83, 90, 127, 128, 132, 133]. Авторы [61, 66, 76, 80, 103, 118, 145, 152] при моделировании поведения матрикса выбрали теорию Нео-Гука, а в работах [99, 104, 105, 122,

139, 141, 154] матрикс задан упругим. Обратим внимание, что часть авторов использует геометрическое разделение матрикса на некоторые кольца с разными свойствами: на два в работах *Schmidt et al.* [127, 128], на четыре в статье *Jacobs et al.* [90] и на пятнадцать с учетом проскальзывания между пятью крайними в исследовании *Adam et al.* [60].

Эластические волокна слоями погружены в матрикс и поочередно наклонены к горизонтальной плоскости под углом около $\pm 30^\circ$ (см. рис 27). Ряд исследований [26, 64, 70, 71, 76–79, 83–85, 88, 90, 119, 121–125, 127–132, 134, 137, 140, 145, 146, 149, 150, 152] для задания нелинейных свойств волокон применяет экспериментальную кривую $\sigma(\varepsilon)$. Авторы [60, 61, 63, 66, 73, 80, 82, 87, 99, 102–105, 133, 135, 139, 141] используют упругую постановку, причем в статьях [61, 66, 73, 80–82, 99, 100, 102, 103, 135, 139, 141, 154] для каждого волокна заданы разные упругие свойства и более податливые волокна расположены в центре межпозвоночного симфиза, что соответствует физиологическому строению кольца. Отдельно выделим работу *Noailly et al.* [118], применившего теорию гипоупругости к волокнам, и статьи [113, 114, 144], которые использовали экспериментальную кривую $u(F)$. Анализ литературы показывает, что отсутствует общепринятый подход к моделированию количества слоев эластических волокон. В работах [61, 66, 73, 80, 82, 99, 100, 102, 103, 135, 139, 141, 154] рассматриваются восемь слоев, в источниках [61, 63, 66, 103, 114, 118, 129, 130, 134, 141] – семь, в исследованиях [82, 105, 119, 133, 139, 140, 152] – шесть, в статьях [26, 78, 88, 102] рассматривают пять слоев, в трудах [60, 73, 76, 90, 127, 128, 132] это число варьируется от 10 до 17 слоев. Необходимо подчеркнуть работу *Sharabi et al.* [135], где представлено максимальное число слоев эластических волокон – 20. Нет единого мнения и при задании угла наклона волокон, хотя в анатомической литературе [136] указана приблизительная величина угла наклона волокон в $\pm 30^\circ$. Авторами исследований [60, 61, 64, 66, 73, 74, 77–81, 83, 87, 88, 99, 100, 102–104, 119, 121, 122, 132–135, 137, 139–141, 145, 146, 150, 152, 154] задан угол наклона волокон в $\pm 30^\circ$, в работе Мерои и др. [26]

это значение утверждено в качестве идеального для усредненного моделирования поведения волокон, *Jacobs et al.* [90] принимают угол $\pm 25^\circ$, *Naserkhaki et al.* [113, 114] выбрал $\pm 35^\circ$. Отметим исследования [70, 71, 76, 83–85, 124, 125, 127–137], в которых используется переменный угол от $\pm 24^\circ$ до $\pm 46^\circ$, где наибольший угол расположен ближе к ядру, а наименьший – наоборот.

Хрящевые замыкательные пластинки локализованы над и под межпозвоночным хрящом и играют существенную роль при диффузионном питании диска от позвонка. При выборе определяющих соотношений для моделирования поведения замыкательной пластинки предпочтительными являются теории упругости и пороупругости. Теорию пороупругости применяют исследователи [65, 70, 81, 83–85, 87, 116, 117, 121, 126–130, 137, 140, 143, 146, 147, 154], при этом каркас считается упругим, а в работах [90, 107–109, 123] – гиперупругим по модели Нео-Гука. Авторы [16, 26, 61, 63, 64, 66, 73, 77–80, 82, 88, 99, 100, 102, 104, 113, 114, 118, 119, 122, 124, 125, 131, 135, 149, 151, 152] использовали теорию упругости. Серьезные расхождения возникают в определении геометрических размеров хрящевой пластинки. В работах [66, 70, 71, 80, 156] она расположена только под ядром диска, в исследованиях [63, 65, 90, 107, 118, 125] занимает площадь до 1/3 внутренней части фиброзного кольца, а авторы [108, 109, 123, 127, 128, 147, 154] считают, что она занимает уже область размером до 2/3 внутренней части фиброзного кольца. Однако в большинстве исследований [16, 26, 61, 64, 73, 76–79, 81–85, 87, 88, 99, 100, 104, 107, 113, 114, 116, 117, 119, 121, 122, 124, 126, 129–131, 135, 137, 140, 143, 146, 149, 151, 152] пластинка покрывает позвонок полностью. В статьях *Schmidt et al.* [124, 129] присутствует разбиение пластинки на 2 части: одна часть пластинки расположена под пульпозным ядром, а вторая часть – под фиброзным кольцом. В работе *Li et al.* [102] пластинка представлена в виде пузырька и находится только под кольцом (рис. 28). Однако из анатомии известно, что с возрастом (ближе к 25 годам) размеры пластинки не превышают область размером 2/3

внутренней части фиброзного кольца, поэтому далее это учитывается в текущем исследовании.

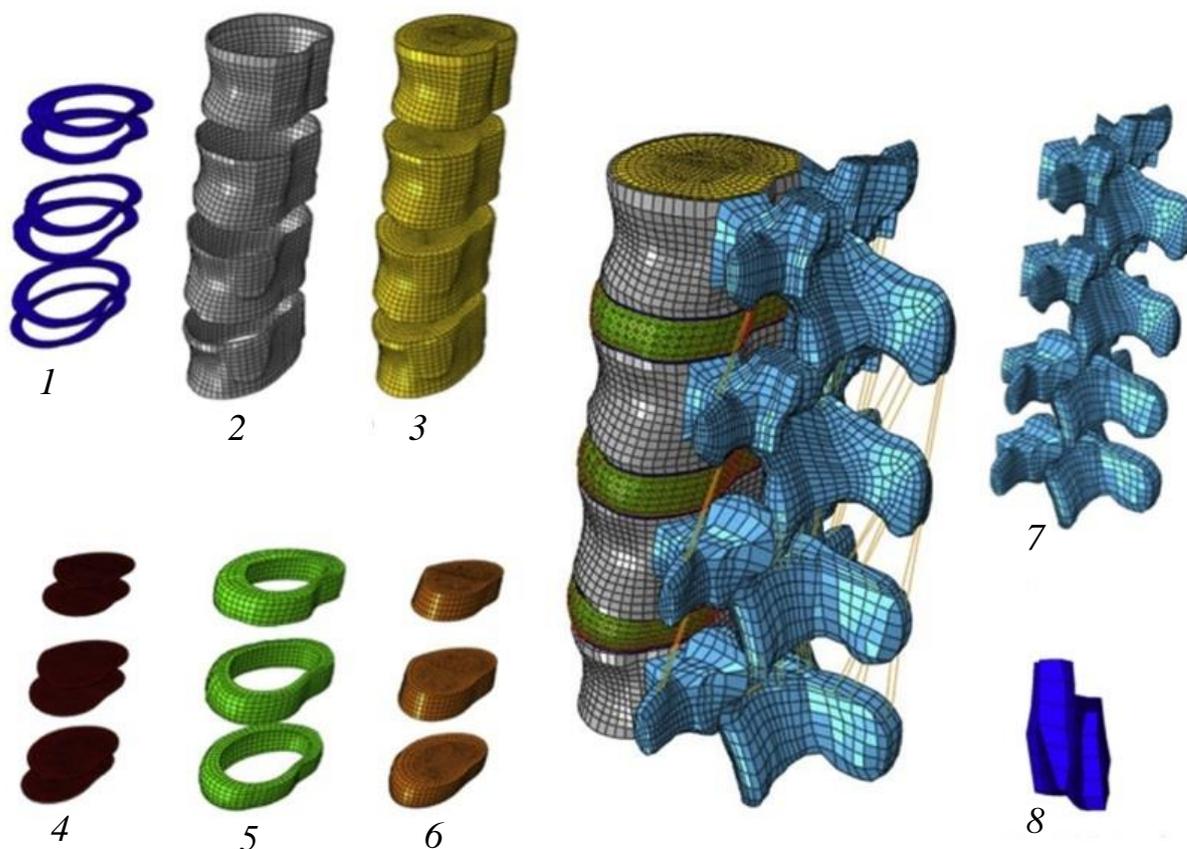


Рис. 28. Конечно–элементная модель поясничного отдела *Li et al.* [102]:

1 – хрящевая замыкательная пластинка, 2 – кортикальная ткань, 3 – губчатая ткань, 4 – костная замыкательная пластинка, 5 – фиброзное кольцо, 6 – пульпозное ядро, 7 – отростки позвонков, 8 – фасеточный сустав и хрящевой слой

В части работ при моделировании применяют так называемую костную замыкательную пластинку. Объясняется это тем, что из анатомии известно об отсутствии притока питательных веществ на поверхностях позвонка, не закрытых хрящевой замыкательной пластинкой. Поэтому для моделирования нулевой проницаемости кортикальной ткани некоторых поверхностей позвонка авторы в работах [64, 65, 83–85, 91, 105, 108, 109, 118, 123–131, 134, 140, 147] вводят костную замыкательную пластинку, которая локализована между губчатой костной тканью позвонка и хрящевой замыкательной

пластинкой. При выборе определяющих соотношений для ее моделирования авторы [83, 84, 108, 109, 123, 127–130, 147] придерживаются пороупругой теории, причем в работах [83, 84, 127–130, 147] используется упругий каркас, а в статьях [108, 109, 123] – гиперупругий по модели Нео-Гука. Исследователи [64–66, 80, 85, 91, 105, 118, 124–126, 131, 134, 140] предпочли теорию упругости. В источниках [64, 65, 83–85, 91, 105, 108, 109, 118, 124–131, 134, 147] костная замыкательная пластинка покрывает диск полностью. Однако заметим, что анатомическое подтверждение наличия костной замыкательной пластинки в позвоночно-двигательном сегменте отсутствует.

В текущем обзоре литературных данных рассмотрены работы не только по моделированию позвоночно-двигательного сегмента, но и работы [60, 86, 107, 108, 116, 123, 132, 133, 147], моделирующие исключительно поведение межпозвоночного диска. Именно поэтому отростки позвонков учитываются не во всех моделях. При моделировании позвонков прослеживаются три подхода. В первом случае позвонок однороден. В работе *Jaramillo et al.* [91] позвонок абсолютно твердый, в статьях [29, 140, 156, 157] – упругий. Во втором варианте в позвонке различают кортикальную и губчатую ткани. Для кортикальной и губчатой тканей характерно использование теории упругости [10–12, 16, 21, 61, 79, 81, 103, 104, 113, 120, 134, 140, 143–145, 150, 154]. В исследованиях [131, 135] авторы вводят трансверсальную изотропию в рамках теории упругости, в работах [85, 126] – пороупругое моделирование. В последнем случае позвонок делят на 3 части: отростки, кортикальная и губчатая ткани. При моделировании поведения кортикальной и губчатой тканей наиболее часто применяют упругую изотропную постановку [9, 17, 26, 63, 65, 76–78, 80–82, 87, 88, 100, 104, 105, 114, 119, 121, 122, 128, 140, 141, 143, 145, 146, 149, 151, 152, 154]. В исследованиях [64, 66, 73, 99, 102, 118, 124, 125, 139] применяют упругую трансверсальную изотропную постановку, а в работах [70, 83, 84, 117, 127, 129, 130] – теорию Био. Отростки позвонков почти всегда задают упругими [63–66, 73, 76–78, 80, 82–84, 88, 99, 100, 102, 105, 114, 118, 119, 121, 122, 124,

129, 130, 141, 146, 149, 151, 152]. Однако *Jaramillo et al.* [97] в своей работе считает их абсолютно твердыми.

Связки позвоночно-двигательного сегмента имеют важное значение для ограничения подвижности и удержания сегмента в допустимых пределах при высоких нагрузках. При выборе типа определяющих соотношений для связок авторы [63, 76, 79, 91, 119, 121, 122, 129, 130, 145, 146, 149, 152] остановились на экспериментальной кривой $\sigma(\varepsilon)$. Авторы [61, 65, 66, 73, 80–82, 99, 100, 102–104, 115, 118, 120, 134, 135, 140, 141, 150, 151, 154] – на гипоупругой модели, а исследователи [64, 77, 78, 83, 84, 88, 113, 114, 124, 126, 131, 144] выбрали экспериментальную кривую $u(F)$. При этом в модели *Schmidt et al.* [124] отсутствует желтая связка, а в работе Доль и др. [9] не учитывается так же и надостистая связка. Анализ литературы показал, что моделировать поведение связки логичнее при помощи экспериментальной кривой $\sigma(\varepsilon)$, так как в условиях отсутствия корректных физических характеристик сложно построить адекватную биомеханическую модель поведения связки.

Далее рассмотрим фасеточный сустав. Он играет роль шарнира в позвоночно-двигательном сегменте и способствует замечательной подвижности и гибкости позвоночника. Важные элементы фасеточного сустава: синовиальная связка, отростки позвонков, хрящи на концах этих отростков и синовиальная жидкость. Связки и позвонки были рассмотрены ранее. Толщина хрящевого слоя на конце отростков позвонка в работах [99, 102, 104, 105, 120, 124, 129] принята 0,2 мм, в статьях [79, 83–85, 126, 140, 150] – 0,5 мм, а в исследованиях [65, 118] задана максимальная величина в 2 мм. Отметим работу *Du et al.* [78], в которой задается неоднородная толщина хряща (рис. 29). Толщина хрящевого слоя на конце отростков позвонка пока не имеет общепринятого размера и в большинстве случаев колеблется в пределах 0,2–2 мм, но ее легко измерить на снимках магнитно-резонансной томографии.

Большинство исследователей [63, 79, 99, 102, 104, 105, 119–122, 124, 129, 131, 135, 144, 146, 150, 154] применяют упругую модель для описания поведения хрящей на отростках. *Galbusera et al.* [83–85] – пользуется пороупругой теорией. Гиперупругую модель Нео-Гука использовали авторы [78, 88, 140], а соотношения Муни–Ривлина – исследователи [65, 126]. Гипоупругую модель задействовали в своих исследованиях *Noailly et al.* [118].

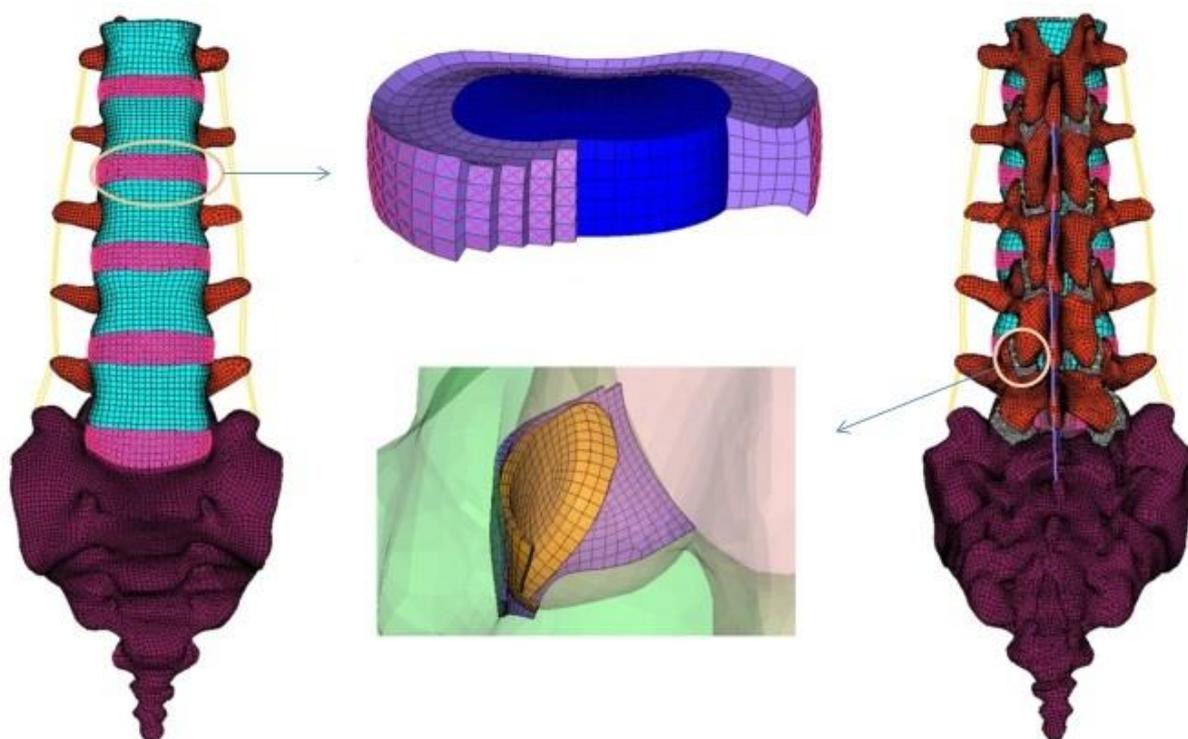


Рис. 29. Конечно–элементная модель поясничного и крестцового отделов
Du et al. [78]

Существенное значение для адекватного описания поведения фасеточного сустава играет учет наличия синовиальной жидкости в суставе. Однако в рассматриваемой литературе такой учет отсутствует. Это открывает дополнительные возможности для дальнейшего развития модели. Не менее важной чертой модели является и наличие/отсутствие зазора в фасеточном суставе. Одно из самых частых значений зазора в суставе – 0,5 мм, принимается в статьях [61, 63, 73, 76, 77, 79, 99, 102, 103, 119, 126, 134, 141, 149, 151, 152]. В работах [83–85, 129, 144] используют значение 0,4 мм,

в источниках [66, 78, 80, 88] – 0,1 мм, в исследованиях *Naserkhaki et al.* [113, 114] – 0,2 мм. Следует уделить внимание статьям [64, 130], где представлена максимальная величина зазора – 0,6 мм. Тем не менее, в части работ [9, 10, 17, 21, 65, 82, 104, 105, 118, 120–122, 124, 131, 135, 139, 140, 146, 150] зазор между суставами не учитывают (принимают, что суставы контактируют). Следующей значительной характеристикой модели сустава является условие контакта в области суставных отростков. В литературе обычно применяют контакт с нулевым коэффициентом трения [63–65, 77, 78, 82–85, 88, 99, 102, 105, 113, 114, 118, 119, 121, 122, 124, 126, 129–131, 135, 139, 146, 152, 154]. В статьях [61, 66, 76, 79, 80, 103, 104, 120, 134, 141, 144, 149] применяют похожий тип контакта, вводя условие, что значения контактных сил растут по экспоненте. В литературе такой тип контакта часто называют – мягкий контакт (*soft contact*). Отдельно стоит упомянуть *Jaramillo et al.* [91], который исключил контакт в области суставных отростков, используя необычный подход, в котором сустав был заменен на 5 пружин.

Далее рассмотрим виды программных пакетов для расчета напряженно–деформированного состояния позвоночно-двигательного сегмента. *Abaqus* выбран авторами [26, 60, 61, 64–66, 70, 71, 76–78, 80–85, 87, 88, 91, 99, 100, 102, 103, 105, 107–109, 111, 113–120, 123, 126–130, 132–135, 140, 141, 143, 144, 147, 149, 150, 152, 154]. Исследователи [9–13, 16, 17, 21, 29, 30, 63, 73, 79, 85, 90, 116, 117, 124, 125, 127, 128, 131, 139, 151] используют в своих расчетах пакет *Ansys*. *Matlab* предпочли в работах [61, 66, 90, 103, 115, 132, 141], в статьях [121, 122, 146] остановили выбор на *Adina*. Популярность *Abaqus* объясняется, видимо, большим количеством возможностей для усложнения расчета модели.

Важным моментом при моделировании поведения позвоночно-двигательного сегмента может являться вид прикладываемой нагрузки. В анализируемой литературе авторы используют два типа нагружения. Первый тип – это мгновенное нагружение. При этом в статьях [61, 63–65, 78–80, 88, 91, 113, 118, 120, 123–125, 141, 152] авторы используют в расчетах

нагрузку только в виде момента с интервалом 4–15 Н*м, а в исследованиях [9–12, 16, 17, 21, 26, 30, 60, 66, 70, 73, 76, 77, 81, 82, 99, 100, 102–105, 108, 111, 114–116, 119, 121, 122, 131–135, 139, 140, 143–145, 149–151, 154, 157] применяется комбинированное нагружение, сочетающее и момент и сжимающие силы в пределах 50–3400 Н. Второй тип – долговременное нагружение, представлен в работах [71, 83–87, 90, 107, 109, 117, 126–130, 137, 146, 147]. В своих исследованиях авторы [71, 83–86, 107, 109, 117, 127–130, 146, 147] выбрали синусоидальную сжимающую нагрузку для имитации режимов: "ночь" – воздействие в течение 8 часов с колебанием нагрузки в пределах 100–500 Н; "день" – воздействие в течение 16 часов с колебанием нагрузки в пределах 500–1000 Н. В работах [87, 90] время нагружения было значительно ниже и составило 4 часа.

Отдельное внимание стоит уделить типу конечных элементов при построении конечно-элементной сетки составляющих частей позвоночно-двигательного сегмента (табл. 2). При построении конечно-элементной сетки при моделировании пульпозного ядра, фиброзного кольца, матрикса, хрящевой и костной замыкательных пластинок, кортикальной и губчатой тканей позвонка, отростков позвонка и суставного хряща фасеточного сустава авторы наиболее часто выбирают гексаэдры, а тетраэдры находят меньшее применение. Более частый выбор гексаэдров связан с уменьшением вычислительных затрат при численном расчете на компьютере и увеличением вероятности сходимости задачи. При конечно-элементном разбиении областей эластических волокон и связок наибольшее распространение получил стержневой элемент, на втором месте элемент–пружина, также наблюдается применение оболочечных элементов. Применение стержневого элемента можно так же связать с упрощением расчетов при решении задачи.

Существенную роль при построении адекватной модели позвоночно-двигательного сегмента играет внутридисковое давление, которое существует всегда и не зависит от условий внешней среды. Оно действует

изнутри по краям пульпозного ядра на окружающие ткани благодаря накапливающейся в ядре жидкости. Причина появления этого давления кроется в протеогликанах, которые могут постоянно притягивать к себе воду. Большая часть исследователей [9–12, 16, 17, 21, 26, 29, 30, 60, 61, 63, 66, 73, 76–78, 80–82, 86, 88, 90, 91, 99, 100, 102–105, 108, 111, 113–115, 118–122, 124–126, 128, 131, 132, 134, 135, 137, 139–141, 143–145, 149–151, 154, 156, 157] это давление не учитывает и принимает равным 0 МПа. Другая, меньшая часть [64, 65, 70, 71, 79, 83–85, 87, 107, 109, 116, 117, 123, 127, 129, 130, 133, 146, 147, 152], задает это давление равным 0,1–0,4 МПа.

Таблица 2

Типы конечных элементов в позвоночно-двигательном сегменте

Название	Гексаэдр	Тетраэдр	Пружина	Стержень	Оболочка
Пульпозное ядро	1, 26, 60, 63, 70, 71, 73, 76–78, 80–88, 90, 91, 94, 99, 100, 102, 104, 105, 107–109, 111, 113–135, 137, 140, 141, 143, 144, 146, 147, 149, 150, 152, 154, 157	11–13, 79, 145, 151, 156			
Фиброзное кольцо	1, 77, 86, 91, 107, 109, 111, 115–117, 120, 123, 126, 147, 157	11, 12, 26, 79, 156			
Матрикс	2, 26, 60, 61, 63, 70, 71, 73, 76–78, 80–85, 87, 88, 90, 94, 99, 100, 102–105, 113, 114, 118, 119, 121, 122, 124, 125, 127–135, 137, 139–141, 143–146, 149, 150, 152, 154	13			
Эластические волокна			4, 26, 70, 71, 78, 83–85, 88, 91, 100, 114, 124,	2, 60, 61, 63, 73, 76, 77, 79–82, 87, 90, 94, 99, 102–105, 118, 119, 121, 122,	19, 83, 139

Название	Гексаэдр	Тетраэдр	Пружина	Стержень	Оболочка
			125, 128, 131, 133, 140, 152	127, 129, 130, 132, 134, 135, 137, 139, 141, 145, 146, 150, 154	
Хрящевая замыкательная пластинка	1, 26, 61, 63, 70, 71, 73, 76–78, 80, 81, 83–85, 87, 88, 90, 94, 99, 100, 102, 104, 107–109, 111, 113, 116–119, 121–131, 135, 137, 140, 143, 146, 147, 149, 152, 154	2, 33, 79, 151			84, 120
Костная замыкательная пластинка	1, 80, 83–85, 94, 105, 108, 109, 118, 123– 131, 134, 147	2, 34			
Кортикальная ткань тела позвонка	1, 61, 70, 71, 73, 76– 78, 80, 83–85, 87, 88, 94, 99, 100, 102, 103, 105, 109, 115, 117– 119, 121, 122, 124– 131, 134, 135, 141, 143, 146	2, 9, 17, 26, 63, 79, 81, 91, 104, 114, 140, 145, 150, 151			4, 84, 120, 149, 152, 154
Губчатая ткань тела позвонка	1, 61, 70, 71, 73, 76, 77, 80, 83–85, 87, 94, 99, 100, 102, 103, 105, 109, 111, 115, 117–122, 124–131, 134, 135, 141, 146, 149, 152	2, 9, 17, 26, 63, 78, 79, 81, 84, 88, 104, 113, 114, 139, 140, 143, 145, 150, 151, 154			
Отростки позвонков	1, 73, 76, 77, 83, 84, 99, 100, 102, 109, 111, 114, 115, 118, 119, 121, 122, 124, 129, 130, 134, 141, 146, 149, 152	2, 63, 78, 80–82, 88, 91, 94, 104, 105, 120, 139, 140, 143, 145, 150, 151			
Связки		79	2, 10, 76, 78, 79, 81,	1, 61, 63, 73, 77, 80, 82, 94, 99,	14, 83, 129

Название	Гексаэдр	Тетраэдр	Пружина	Стержень	Оболочка
			83, 84, 88, 91, 100, 104, 111, 113–115, 124, 143– 145, 150, 154	102, 103, 118– 122, 130, 131, 134, 135, 139– 141, 146, 151, 152	
Суставной хрящ фасеточного сустава	1, 63, 78, 83–85, 88, 91, 99, 102, 104, 105, 118, 119, 121, 122, 124, 129, 131, 135, 140, 146, 150	120, 154			13, 14

Последнее и самое необходимое в моделировании – это валидация модели позвоночно-двигательного сегмента с целью проверки соответствия полученных данных эксперименту. Наиболее часто используется ссылка на литературные данные *in-vitro* в работах [61, 63–65, 70, 73, 76–79, 81, 82, 86–88, 90, 99, 102–104, 113, 114, 117, 119–122, 124–127, 131, 133, 135, 137, 139, 143–145, 147, 149, 150, 152, 154]. При этом необходимо отметить, что среди всех представленных в обзоре статей экспериментальное исследование *in-vitro* выполнено только в источниках [16, 91, 128, 132, 139, 141, 144]. Небольшая часть авторов [87, 109, 114, 128, 130, 141, 146, 149] ссылается на литературные данные *in-vivo*. Исследователи [26, 61, 66, 76, 83–85, 100, 103, 107, 115, 123–125, 129, 131, 134, 140, 141, 151, 157] ссылаются уже на проверенные модели. Серьезной популярностью пользуется валидация по основным углам наклона позвоночно-двигательного сегмента в статьях [63, 65, 73, 77–80, 88, 99, 102, 113, 114, 118–122, 139, 141, 144, 145, 149, 150, 152]. Авторы [81, 87, 99, 102, 113, 114, 117, 143, 149, 152, 154] для валидации модели выбрали внутридисковое давление, исследователи [65, 113, 149, 152] использовали значения реакций, возникающих в фасеточном суставе при взаимодействии отростков. В работах [82, 149] выбор был сделан в пользу перемещений диска. Значительная часть исследователей [90, 127, 128, 130] использовала график перемещения–время, авторы статей [70, 108, 127, 128,

130, 132] при валидации модели придерживаются зависимости внутридискового давления от времени, а источники [64, 135] – внутридискового давления от силы. Авторы [60, 90, 126, 135, 139] используют зависимость силы от перемещений, исследователи [108, 118, 135] – зависимость напряжений от деформаций $\sigma(\epsilon)$, работы [64, 91] – величины момента от угла наклона (см. рис. 30). Идеальным вариантом было бы проведение эксперимента *in-vivo*, который фиксировался при помощи снимков компьютерной томографии. Эта процедура получения снимков быстрая и безболезненная, а в качестве анализируемых данных можно было бы использовать перемещения диска, угол наклона и прикладываемую нагрузку.

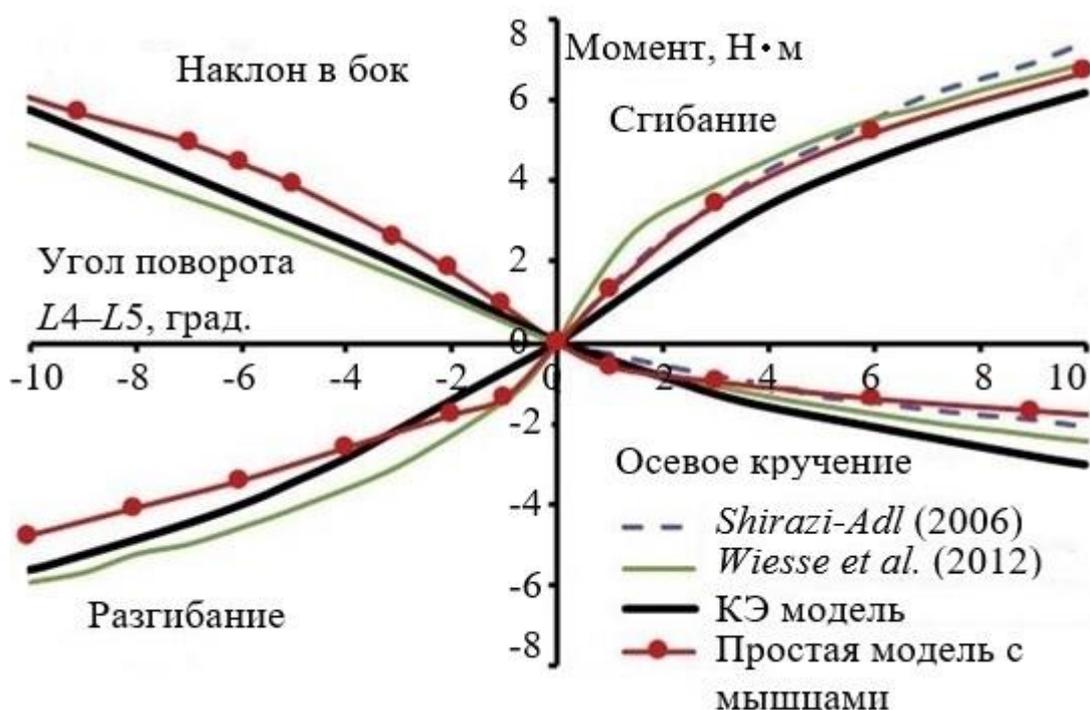


Рис. 30. График сравнения экспериментальных данных с (КЭ) конечно-элементной моделью сегмента L4-L5 Azari et al. [64]

Проведенный анализ литературных данных показал, что моделирование поведения позвоночно-двигательного сегмента невозможно в рамках одной теории, поэтому для каждой части сегмента актуален конкретный тип определяющих соотношений. Выберем для каждой части

сегмента свой вид определяющих соотношений: для описания поведения позвонков будем применять теорию пороупругости; для отростков позвонка – теорию упругости; для пульпозного ядра – модель пороупругости с гиперупругим каркасом; для матрикса – соотношения пороупругости с податливым каркасом; для волокон – теорию пороупругости; для замыкательной и костной пластинок – теорию Био; для фасеточных хрящей – теорию пороупругости. Необходимо подчеркнуть, что пульпозное ядро в реальности представляет собой гелеобразную субстанцию, но в литературе нет примеров, где определяющие соотношения геля применяются к пульпозному ядру. Существенно важно учесть и наличие жидкости в фасеточном суставе, так как только она создает отсутствие трения в фасеточном суставе и поддерживает длительное функционирование сустава.

3.2. Построение объемной геометрической модели поясничного сегмента

В исследовании использованы индивидуальные данные компьютерной томографии 75-ти человек (37 мужчин и 38 женщин) с шагом 0,6 мм, где показан поясничный отдел позвоночника. Среди них отобран позвоночно-двигательный сегмент $L4-L5$ пациента N возраста 22 года, который удовлетворяет критериям включения пациентов в исследование. Подробнее эти критерии представлены в разделе 2.1.

На рис. 31 изображена схема получения объемной геометрической формы модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ из набора снимков КТ. Компьютерная томография поясницы пациента выполнена на мультиспиральном томографе *GE Optima CT660* фирмы *General Electric* (США) и показана в начале схемы. Первичная обработка с использованием программы *Mimics Materialise* представлена далее, где видна только маска поясничных позвонков. Для отображения позвонков выбран параметр по шкале Хаунсфилда (плотности) для кортикальной костной ткани в интервале от +226 до +1608, который задан в *Mimics Materialise* по умолчанию. На этой стадии происходит оценка правильности определения программой маски

получившихся позвонков, так же имеется возможность редактировать распознавание данных компьютерной томографии. Далее по едва заметным контурам межпозвонкового диска происходит измерение геометрических параметров. Когда редактирование маски завершено, происходит создание трехмерной поверхностной сетки позвонков при помощи функции «*Calculate 3D*», где выбирается настройка качества построения сетки «*Optimal*», которая соответствует оптимальному соотношению качества и количества элементов сетки. Размеры элементов оболочек позвонков варьируются в пределах 0,4–1,5 мм.

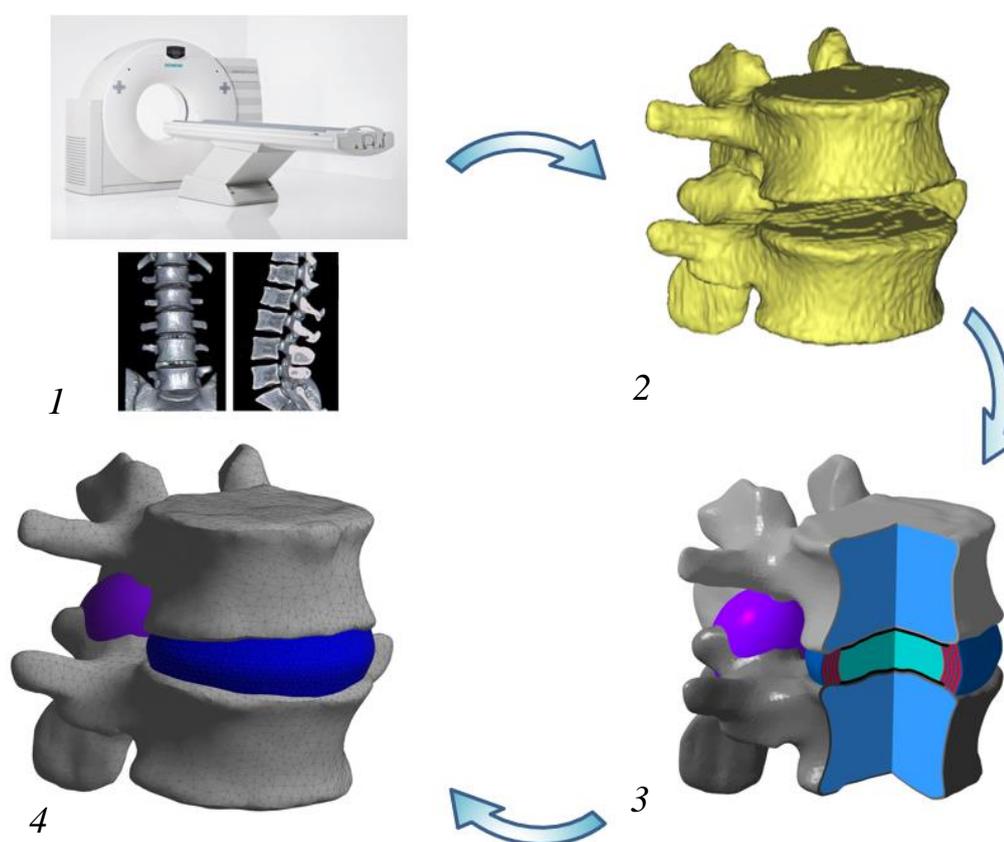


Рис. 31. Схема получения объемной геометрической формы модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*: 1 – мультиспиральный томограф, снимки компьютерной томографии поясницы; 2 – маски позвонков по снимкам компьютерной томографии в *Mimics Materialise*; 3 – модель позвоночно-двигательного сегмента с разрезом в *Компас-3Д*; 4 – конечно-элементная сетка модели в *Ansys Workbench*

На следующем этапе необходимо экспортировать полученную сетку в модуль программы *3-matic*, который является частью *Mimics Materialise*. В модуле проводится проверка целостности поверхностной сетки позвонков, сглаживание сетки и задается объемная сетка модели. Далее следует запуск процесса конвертации полученной объемной конечно-элементной сетки позвонков в геометрический формат. Выбран формат файла геометрии «igs». Так как изначально данные компьютерной томографии отображают только позвонки пациента (кортикальную костную ткань), то по едва заметным контурам мягких тканей была достроена внешняя форма межпозвонкового диска в Компас-3Д. На рис. 32 показаны основные виды объемной геометрической модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*.

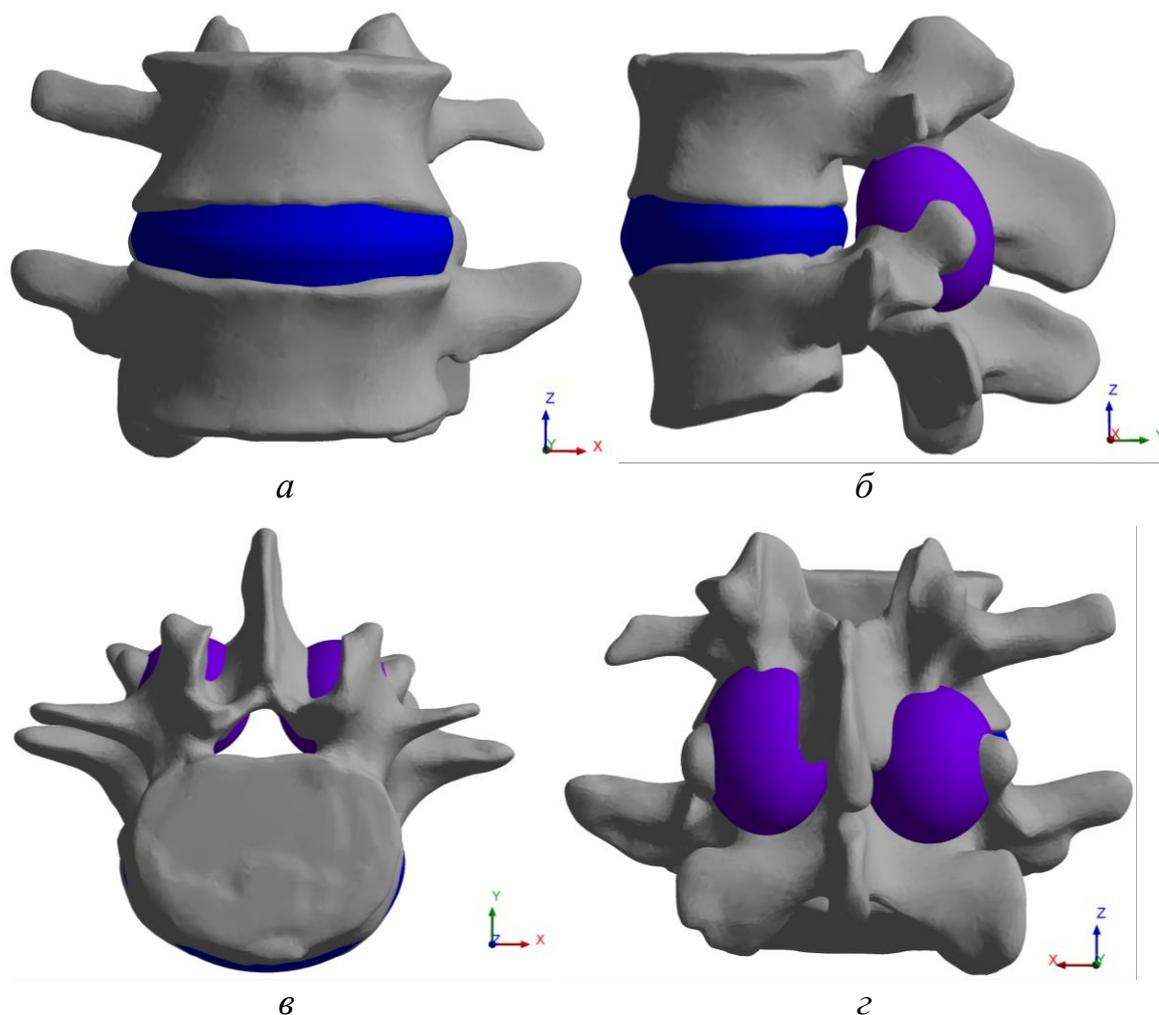


Рис. 32. Объемная геометрическая модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*. Основные виды модели: *а* – спереди; *б* – слева; *в* – сверху; *г* – сзади

На рис. 33 и 34 построенная геометрическая модель позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ показана в сагиттальном срезе через середину тела позвонка и горизонтальном срезе через середину межпозвонкового диска $L4-L5$ соответственно. Таким образом, была построена геометрическая модель позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$, которая включает в себя два позвонка $L4$ и $L5$, межпозвонковый диск и два фасеточных сустава.

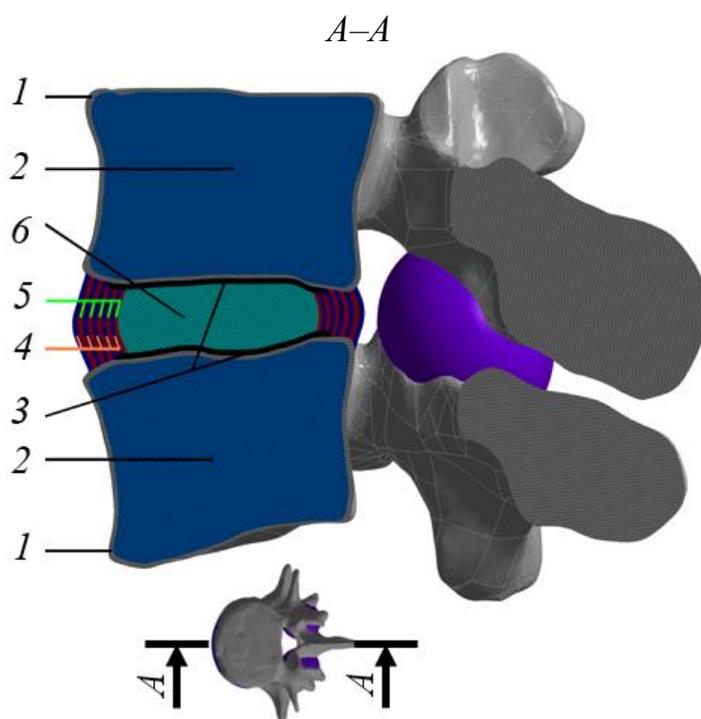


Рис. 33. Сагиттальный срез модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$. Вид слева. 1 – кортикальная кость; 2 – губчатая кость; 3 – хрящевые замыкательные пластинки; 4 – матрикс; 5 – эластические волокна; 6 – пульпозное ядро

Геометрия межпозвонкового диска $L4-L5$ с учетом геометрических параметров обработана вручную программой Компас-3Д, так как на снимках компьютерной томографии она не имеет четкой границы. Диск поделен в соответствии с анатомическими частями: пульпозное ядро, фиброзное кольцо (5 колец матрикса и 5 колец эластических волокон), две хрящевые

замыкательные пластинки. Фиброзное кольцо поделено на 10 колец в соответствии с [69]. Толщина колец варьируется в диапазоне 0,55–0,7 мм так, что ближе к центру кольца тоньше [69]. Толщина хрящевых замыкательных пластинок составляет 0,8 мм [69]. Хрящевая замыкательная пластинка покрывает 1/3 часть фиброзного кольца согласно работе [69].

Геометрия двух фасеточных суставов (четыре хряща на концах суставных отростков, две суставные капсулы и две синовиальные жидкости) обработана вручную программой Компас–3Д (рис. 34). Толщина хрящей на отростках позвонков 0,5 мм. Суставные капсулы для упрощения заданы в форме эллипсоидов с толщиной 2,5 мм [153].

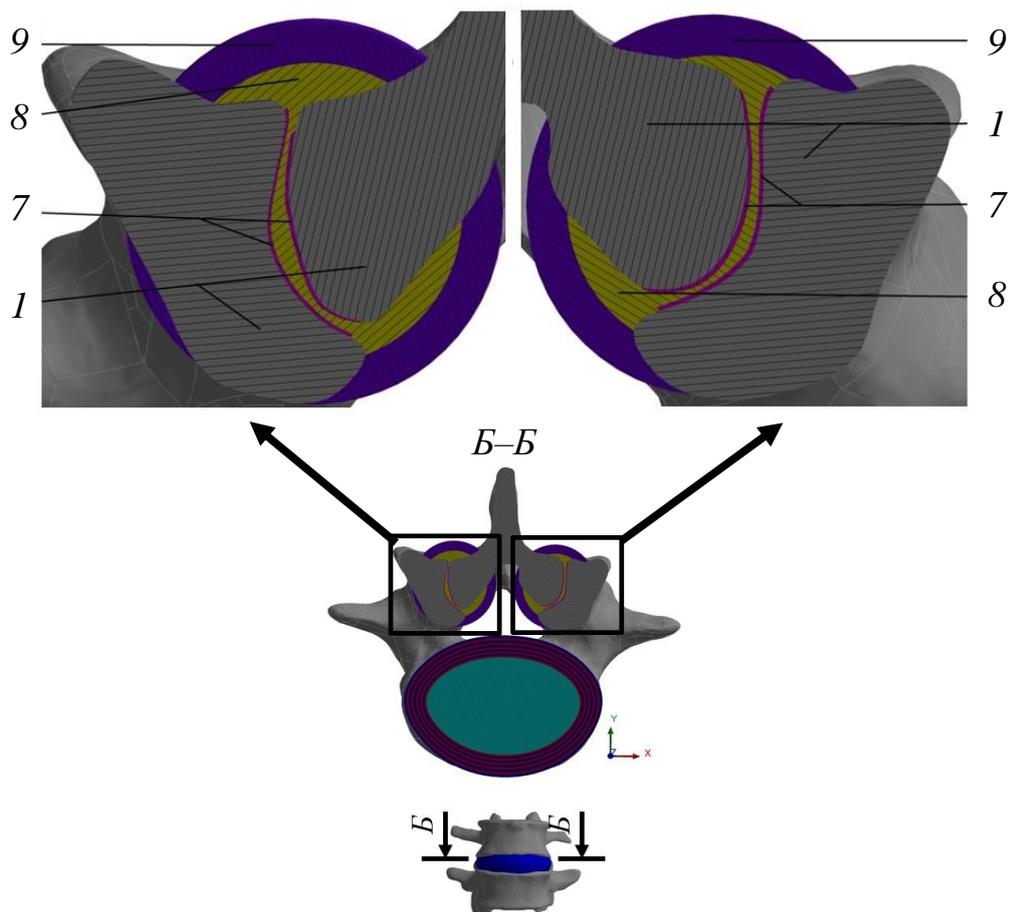


Рис. 34. Горизонтальный срез модели позвоночно-двигательного сегмента L4–L5. Вид сверху. 1 – кортикальная кость; 7 – суставные хрящи; 8 – синовиальная жидкость; 9 – суставная капсула

Геометрическая модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* содержит детальное анатомическое строение межпозвонкового диска (пульпозное ядро, фиброзное кольцо (5 колец матрикса, 5 колец эластических волокон), две хрящевые замыкательные пластинки) и фасеточных суставов (четыре хряща на концах суставных отростков, две суставные капсулы и две синовиальные жидкости), чтобы наиболее точно соответствовать реальному сегменту без патологий. Модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* без патологий необходима для оценки биомеханического поведения и параметров сегмента, чтобы ясно представлять различие между нормой и патологией.

Детальная проработка геометрической модели фасеточного сустава получена впервые, литературный обзор в разделе 3.1 и статья [48] показали, что на сегодня подобных моделей не существует.

3.3. Физические характеристики моделей

В табл. 3 представлены из литературы механические характеристики тканей для позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* без патологий (вариант молодого пациента (20–25 лет)), а значения в скобках даны для сегмента с дегенеративными изменениями (вариант зрелого пациента (40–50 лет)). Сегмент с дегенеративными изменениями – сегмент, который стал жестче за счет изменения механических характеристик и претерпел проседание высоты межпозвонкового диска на 1 мм.

Наличие только одного значения в табл. 3 говорит о совпадении двух вариантов свойств для сегмента. Расположение областей в модели на рис. 33 и 34 соответствует номерам в табл. 3. Физические характеристики для эластических волокон в работах [66, 102, 121] не меняются с возрастом, поэтому их значения остаются постоянными. Свойства для хрящевых замыкательных пластинок указаны исходя из физиологических соображений о старении организма человека [69]. Поскольку пластинки и суставные хрящи похожи по строению, то у них совпадают некоторые значения.

В качестве допущения синовиальная жидкость считается идеальной. Костные ткани и капсула – линейно-упругие. Моделированию костных тканей посвящены исследования [17, 24, 32, 33]. Составляющие межпозвонкового диска и суставные хрящи – пороупругие. Постановка задач и их решение в рамках теории пороупругости представлены в работах [5–7, 22, 23, 25, 68]. Идеальная жидкость задана благодаря расширению *Hydrostatic Fluid (Application Customization Toolkit)*. Коэффициент трения при контактном взаимодействии между суставными хрящами фасеточного сустава равен 0,01.

Таблица 3

Механические характеристики тканей сегмента L4–L5 без патологий и с дегенеративными изменениями

№	Название	E , МПа	ν	b	M , Па	$k_x \cdot 10^{-15}$, м ² /Па*с	$k_y \cdot 10^{-15}$, м ² /Па*с	$k_z \cdot 10^{-15}$, м ² /Па*с	Источник
1	Кортикальная кость	3500	0,3	-	-	-	-	-	[65]
2	Губчатая кость	100	0,2	-	-	-	-	-	[146]
3	Хрящевые замыкательные пластинки	20	0,40 (0,35)	1	1	10 (1)	10 (1)	10 (1)	[146]
4	Матрикс	2,56 (6)	0,40	1	1	1,87 (1,11)	1,87 (1,11)	1,56 (1,76)	[105, 121, 146]
5	Эластические волокна	4,20	0,40	1	1	1,68	1,68	1,64	[146]
6	Пульпозное ядро	1,56 (1,20)	0,45 (0,35)	1	1	2,13 (1,59)	2,13 (1,59)	1,45 (1,49)	[121, 146]
7	Суставные хрящи	10,40	0,40 (0,35)	1	1	10 (1)	10 (1)	10 (1)	[63]
8	Синовиальная жидкость	-	-	-	-	-	-	-	-
9	Суставная капсула	7,50	0,30	-	-	-	-	-	[118]

E – модуль Юнга; ν – коэффициент Пуассона; b – коэффициент Био; M – модуль Био; k – коэффициент гидравлической проницаемости. Значения в скобках даны для сегмента с дегенеративными изменениями.

3.4. Критерий появления гиперрецепции

В диссертационном исследовании [153] предложены два критерия возникновения гиперрецепции: по деформациям (4.2 и 4.3) и по напряжениям (4.1), которые возникают в связках фасеточного сустава. Основываясь на

литературных данных [92, 101, 153] выбран критерий по деформациям, так как для критерия по напряжениям отсутствуют известные литературные значения. Значение критической деформации выбрано в соответствии с диссертацией [153] и для аксона человека оно составляет 40 %. Заметим, что в исследовании [101] для крысы указан диапазон 32–64 %, а в статье [92] для козы диапазон сужается до 44–47,2 %.

Критерии возникновения гиперрецепции:

$$|\sigma_k| \geq |\sigma_k^*|, \quad (4.1)$$

$$|\varepsilon_k| \geq |\varepsilon_k^*|, \quad (4.2)$$

$$\varepsilon_k^* = [0,4;0,4;0,4]. \quad (4.3)$$

Формулировка критерия: если хоть одно значение диагональных компонент тензора деформаций по модулю превышает 40 % [153], то возникает гиперрецепция в шейной капсуле фасеточного сустава. Далее в работе принято допущение, что по своей структуре и составу фасеточные капсулы суставов в шейном и поясничном отделах похожи между собой. Данный критерий позволяет определить, является ли такой подвывих фасеточных суставов источником гиперрецепции в пояснице.

3.5. Постановка задачи определения напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательного сегмента L4–L5

При моделировании были приняты следующие допущения:

- 1) Рост и резорбция тканей отсутствуют.
- 2) Перемешивание жидкого и твердого компонентов не приводит к образованию однородной смеси в рамках пороупругой теории.
- 3) Химическое взаимодействие элементов исключено.
- 4) Тела приняты сплошными и однородными.
- 5) Жидкость в порах пороупругого тела – несжимаема.
- 6) Процесс принят изотермическим в рамках адиабатического изолирования.

- 7) Синовиальная жидкость считается идеальной жидкостью.
- 8) Взаимодействие идеальной жидкости и жидкости в порах исключено.

В теории пороупругости тело рассматривается как сложная структура, состоящая из двух сред: упругого твердого скелета (матрикса) с поровым пространством и жидкости, заполняющей это пространство [23, 36, 68]. Поведение каждой среды (деформация, кинематика) в отдельности описано и известно из теории упругости и механики жидкости и газа, механическое взаимодействие этих сред является ключевой идеей в теории пороупругости.

Пороупругая среда неоднородна на микроскопическом уровне. Чтобы избавиться от неоднородности структуры и описать такую среду как сплошную, обладающую свойствами как твердого тела, так и жидкого, вводится допущение: на макроуровне пороупругую среду рассматривают в таком масштабе, который делает возможным учет таких процессов в теле, как фильтрация жидкости внутри скелета, но в то же время позволяет пренебречь неоднородностью структуры. Иными словами, гипотеза предполагает существование некоего представительного элементарного объема, который на макроуровне обладает свойствами всех сред, составляющих это тело [23, 36, 68].

В данной работе моделируются два варианта позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$: случай сегмента без патологий (вариант молодого пациента (20–25 лет)) и с дегенеративными изменениями (вариант зрелого пациента (40–50 лет)). Расчетная схема представлена на рис. 35 и 36. Отличие моделей заключается в геометрии (проседание высоты диска на 1 мм) и механических свойствах сегмента (табл. 3).

Представлена постановка задачи определения напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ в смешанной форме (сочетание упругой, пороупругой задач и задачи об

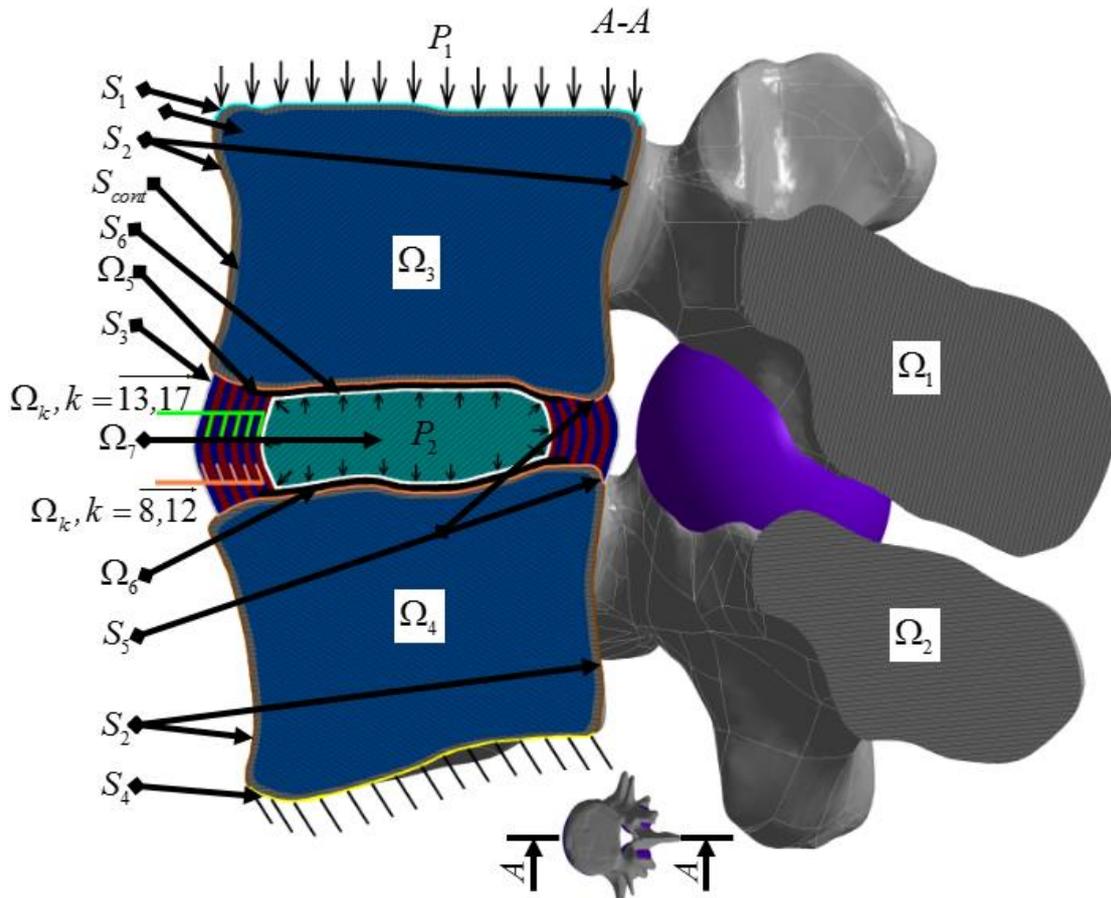


Рис. 35. Расчетная схема 1. Сагиттальный срез модели

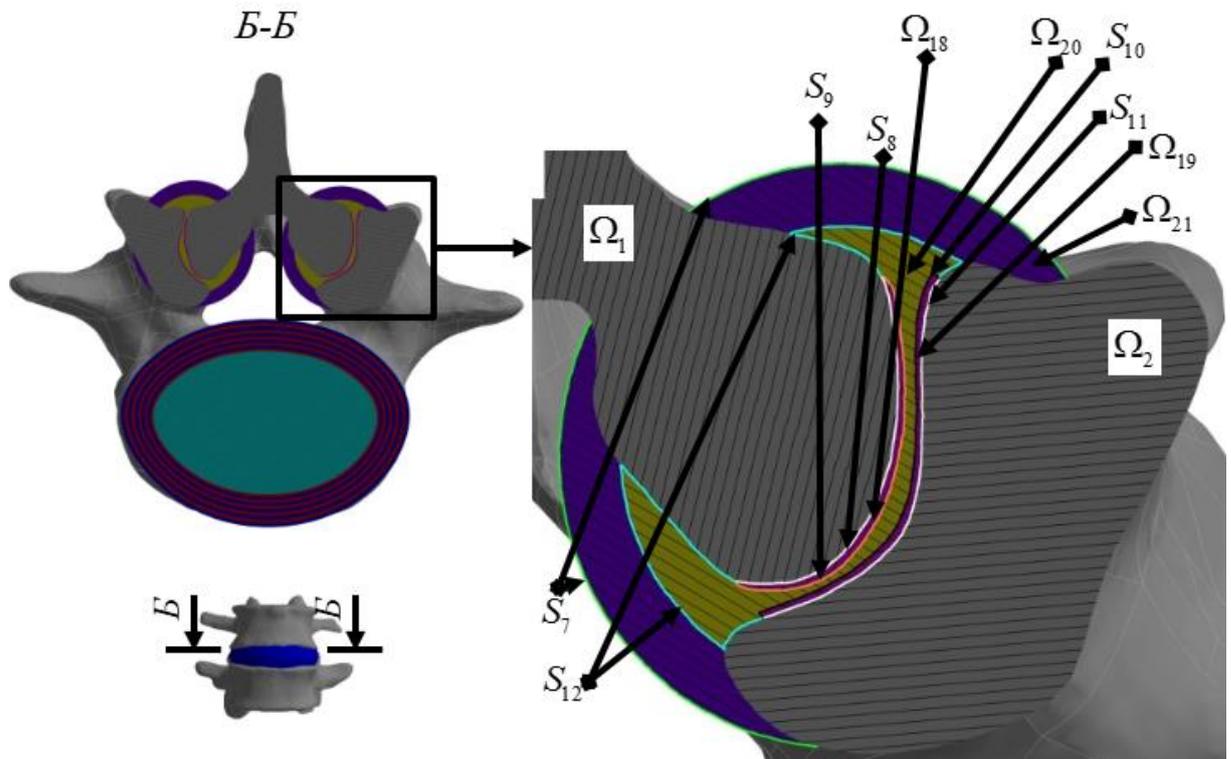


Рис. 36. Расчетная схема 2. Горизонтальный срез модели

идеальной жидкости). Постановка задачи моделирует травматичное осевое нагружение сегмента, при котором появляются подвывих фасеточных суставов. Все ткани считаются изотропными. В фасеточном суставе синовиальная мембрана и суставная капсула являются единым телом. Взаимодействие идеальной жидкости и жидкости пороупругого тела отсутствует, так как жидкость пороупругого тела не может вытечь за границы тела. На границе взаимодействия твердых тел и жидкости задано равенство сил. Нижняя поверхность тела позвонка S_4 жестко закреплена, а на поверхность S_1 действует давление $P_1 = 0,7$ МПа, что соответствует 120 кг, где 40 кг – вес пациента, а 80 кг – дополнительная нагрузка. На поверхности пульпозного ядра S_6 приложено внутридискковое давление $P_2 = 330$ кПа [15, 57]. Внешние боковые поверхности свободны. Твердые тела склеены между собой (например: упругие ткани $(u_i^{\Omega_1}|_{S_{cont}} = u_i^{\Omega_3}|_{S_{cont}}, \sigma_{ij}^{\Omega_1} \cdot n_i|_{S_{cont}} = \sigma_{ij}^{\Omega_3} \cdot n_i|_{S_{cont}})$, пороупругие ткани $(u_i^{\Omega_6}|_{S_6} = u_i^{\Omega_7}|_{S_6}, \sigma_{ij}^{\Omega_6} \cdot n_i|_{S_6} = \sigma_{ij}^{\Omega_7} \cdot n_i|_{S_6})$, сочетание тканей $(u_i^{\Omega_1}|_{S_8} = u_i^{\Omega_{18}}|_{S_8}, \sigma_{ij}^{\Omega_1} \cdot n_i|_{S_8} = \sigma_{ij}^{\Omega_{18}} \cdot n_i|_{S_8})$).

Постановка задачи выглядит следующим образом:

уравнения равновесия для пороупругого тела

$$\sigma_{ij,j}^{pe} = 0, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{5,19}, \quad (4.4)$$

уравнения равновесия для упругого тела

$$\sigma_{ij,j}^{el} = 0, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{1,2,3,4,21}, \quad (4.5)$$

физические уравнения для пороупругого тела

$$\sigma_{ij}^{pe} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda\varepsilon_0\delta_{ij} - bp^{pe}\delta_{ij}, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{5,19}, \quad (4.6)$$

физические уравнения для упругого тела

$$\sigma_{ij}^{el} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda I_1(\varepsilon_{ij})\delta_{ij}, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{1,2,3,4,21}, \quad (4.7)$$

параметры Ламе

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}. \quad (4.8)$$

где p^{pe} – гидравлическое давление жидкости внутри пороупругого тела;
 σ_{ij}^{pe} – тензор напряжений в твердом скелете пороупругого тела;
 b – коэффициент Био ($b = [0, 1]$, $b = 1$ в случае несжимаемости тела),
 $b = 1 - K/K_S$; K – объемный модуль пороупругого тела [15, 23] ($K = K_S +$
 $+ M(1 - 2\nu)/2G/(1 - \nu)$); K_S – объемный модуль твердого скелета
($K = E/3/(1 - 2\nu)$).

Объемная деформация твердого скелета

$$\varepsilon_0 = u_{i,i}, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{5,19}, \quad (4.9)$$

геометрические соотношения

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{1,2,3,4,21}, \quad (4.10)$$

увеличение содержания жидкости

$$\theta = -w_{i,i}, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{5,19}, \quad (4.11)$$

$$M\theta = bM\varepsilon_0 + p^{pe}, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{5,19}, \quad (4.12)$$

$$M = \frac{2G(\nu_u - \nu)}{b^2(1 - 2\nu_u)(1 - 2\nu)} - \text{модуль Био, } M = [0, \infty]; \nu_u = \frac{3K - 2G}{2(3K + G)} -$$

коэффициент Пуассона пороупругого тела, полностью насыщенного

жидкостью ($G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$).

Закон фильтрации жидкостей и газов в пористой среде

$$\frac{\partial w_i}{\partial t} = -k \cdot p_{,i}^{pe}, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{5,19}, \quad (4.13)$$

где w_i – относительные перемещения жидкости в пористом теле;

k – коэффициент гидравлической проницаемости.

Уравнения неразрывности жидкости

$$\frac{\partial \theta}{\partial t} + \left(\frac{\partial w_i}{\partial t} \right)_{,i} = 0, \vec{x} \in \Omega_k, k = \overline{5,19}, \quad (4.14)$$

уравнения гидростатики

$$\sigma_{ij}^f = -p^f \delta_{ij}, \quad \vec{x} \in \Omega_{20}, \quad (4.15)$$

уравнения неразрывности жидкости

$$v_{i,i}^f = 0, \quad \vec{x} \in \Omega_{20}, \quad (4.16)$$

где σ_{ij}^f – тензор напряжений жидкости; p^f – гидростатическое давление жидкости; v_i^f – вектор скорости жидкости.

Граничные условия:

$$u_i = 0, \quad \vec{x} \in S_4, \quad (4.17)$$

$$\sigma_{ij}^f \cdot n_i = \sigma_{ij}^{pe} \cdot n_i, \quad \vec{x} \in S_k, \quad k = \overline{9,10}, \quad (4.18)$$

$$\sigma_{ij}^f \cdot n_i = \sigma_{ij}^{el} \cdot n_i, \quad \vec{x} \in S_{12}, \quad (4.19)$$

$$\sigma_{ij}^{el} \cdot n_i = P_{1j}, \quad \vec{x} \in S_1, \quad (4.20)$$

$$\sigma_{ij}^{pe} \cdot n_i = P_{2j}, \quad \vec{x} \in S_6, \quad (4.21)$$

$$\sigma_{ij}^{el} \cdot n_i = 0, \quad \vec{x} \in S_k, \quad k = \overline{2,3,7}, \quad (4.22)$$

$$n_i \cdot \frac{\partial w_i}{\partial t} = 0, \quad \vec{x} \in S_k, \quad k = \overline{3,5,8,9,10,11}, \quad (4.23)$$

Критерий возникновения гиперрецепции:

$$|\varepsilon_k| \geq |\varepsilon_k^*|, \quad k = \overline{1,3}, \quad \vec{x} \in \Omega_{21}, \quad (4.24)$$

$$\varepsilon_k^* = [0,4;0,4;0,4]. \quad (4.25)$$

В постановке задачи в качестве критерия возникновения гиперрецепции (формулы 4.24 и 4.25) был выбран критерий, предложенный Ваххабом Зареєм [153] в 2018 году. Формулировка критерия: если хоть одно значение диагональной компоненты тензора деформаций по модулю превышает 40 % [153], то возникает гиперрецепция в поясничной капсуле фасеточного сустава. Поставленная задача решена при помощи *Ansys Workbench*.

Выводы по главе 3

Выполнена оценка текущего положения и актуальности проблемы моделирования поясничного позвоночно-двигательного сегмента в литературе (85 статей) в 36 научных журналах за 2005–2023 годы. Модель позвоночно-двигательного сегмента является более физиологически ориентированной, чем известные и описанные в литературе, так как выбраны наиболее адекватно отражающие физику процесса определяющие соотношения для каждой части поясничного позвоночно-двигательного сегмента.

Описан процесс построения геометрической модели поясничного позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*. Геометрическая модель сегмента *L4–L5* содержит детальное анатомическое строение межпозвонкового диска и фасеточных суставов. Детальная проработка геометрической модели фасеточного сустава получена впервые, литературный обзор в разделе 3.1 и статья [47] показали, что на сегодня подобных моделей не существует.

В постановке задачи модели использован критерий возникновения гиперрецепции (формулы 4.24 и 4.25) Ваххаба Заря [153]. Рассмотрено моделирование двух видов позвоночно-двигательных сегментов *L4–L5*: сегмента без патологий (вариант молодого пациента (20–25 лет)) и сегмента с дегенеративными изменениями (вариант зрелого пациента (40–50 лет)), и представлены физические характеристики тканей этих сегментов. Представлена постановка задачи определения напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* в смешанной форме (сочетание упругой, пороупругой задач и задачи об идеальной жидкости). Постановка задачи моделирует травматичное осевое нагружение сегмента, при котором появляется подвывих фасеточных суставов.

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТА НАПРЯЖЕННО- ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ МОДЕЛИ ПОЗВОНОЧНО- ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА L4–L5

4.1. Выбор размера конечно-элементного разбиения

Построение конечно-элементной сетки для модели позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 происходило при помощи *ANSYS Mechanical* 18.0 (*ANSYS Inc.*, США), которая состояла из гексаэдров. Анализ подвергалась сходимости численного решения для задачи травматического осевого нагружения позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 без патологий. Анализ сеточной сходимости включал в себя рассмотрение 5-ти вариантов конечно-элементных сеток. При этом изменению подвергалась сетка в капсулах фасеточного сустава и в поверхностях суставных отростков позвонка. В табл. 4 приведены данные по рассматриваемым конечно-элементным сеткам.

Таблица 4

Варианты конечно-элементных сеток для анализа

Вариант	Сетка 1	Сетка 2	Сетка 3	Сетка 4	Сетка 5
Число элементов	959411	181091	148931	113368	83574
Размер элементов капсулы фасеточного сустава, м·10 ⁻⁴	4	8	9	11	15
Размер поверхностных элементов суставных отростков, которые образуют фасеточный сустав, м·10 ⁻⁴	4	8	9	11	15

Размеры конечных элементов других частей модели были постоянны. Поверхность пульпозного ядра, кольца матрикса и эластические волокна моделировались элементами размера – $2 \cdot 10^{-3}$ м; суставные хрящи фасеточных суставов – 10^{-3} м; остальная поверхность позвонков – $3 \cdot 10^{-3}$ м. Сетки оставшихся поверхностей и тел задавались в разделе «*Physics Preferences*» при помощи стандартного типа сетки «*Mechanical*». Благодаря анализу

сходимости удалось получить оптимальный размер для элемента сетки капсулы фасеточного сустава и поверхностей суставных отростков позвонка. Сходимость решения была получена на всех сетках, поэтому оценивалась разница между численными результатами. Рассматривались результаты для капсул фасеточных суставов, которые включают в себя максимальные значения по модулю для суммарного перемещения, перемещения по оси Z и главные компоненты тензора упругих деформаций, а также время расчета модели (см. рис. 37–39).

Далее предполагаем, что «Сетка 1» дает наиболее точные результаты, так как она содержит наибольшее разбиение по количеству конечных элементов. Тогда разбиение «Сетка 5» можно исключить из рассмотрения как разбиение с более грубыми результатами. При этом использование в расчетах «Сетки 1» приводит к большим временным затратам. Анализ получаемых перемещений и компонент тензора главных упругих деформаций (рис. 38 и рис. 39) показывает, что максимальное приближение результатов по деформациям по оси Z к результатам расчета на основании разбиения «Сетка 1» достигается при использовании «Сетки 3». Таким образом, наиболее целесообразным для расчетов представляется использовать «Сетку 3». Далее в работе при моделировании применялось разбиение «Сетка 3».

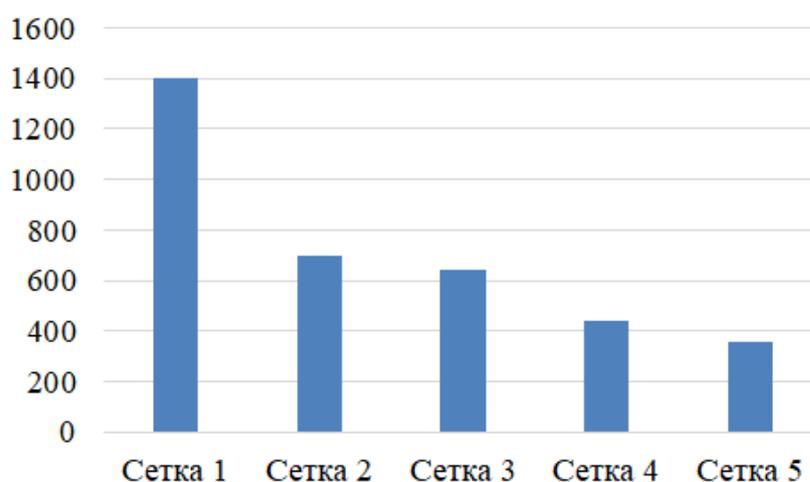


Рис. 37. Расчетное время для 5-ти вариантов сетки в мин

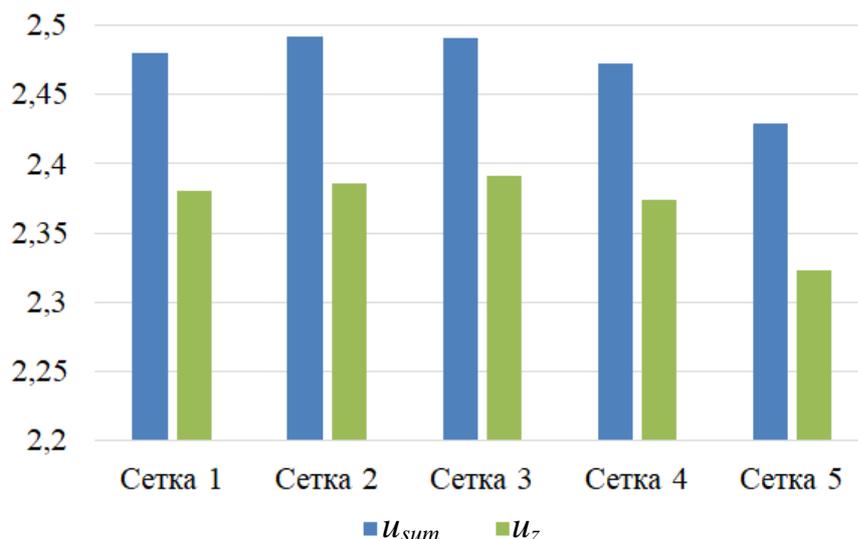


Рис. 38. Перемещения для 5-ти вариантов сетки в узле, в котором наблюдается максимальное значение, где u_{sum} – максимальное суммарное перемещение точки капсулы по модулю в мм, u_z – максимальное перемещение точки капсулы по оси Z по модулю в мм

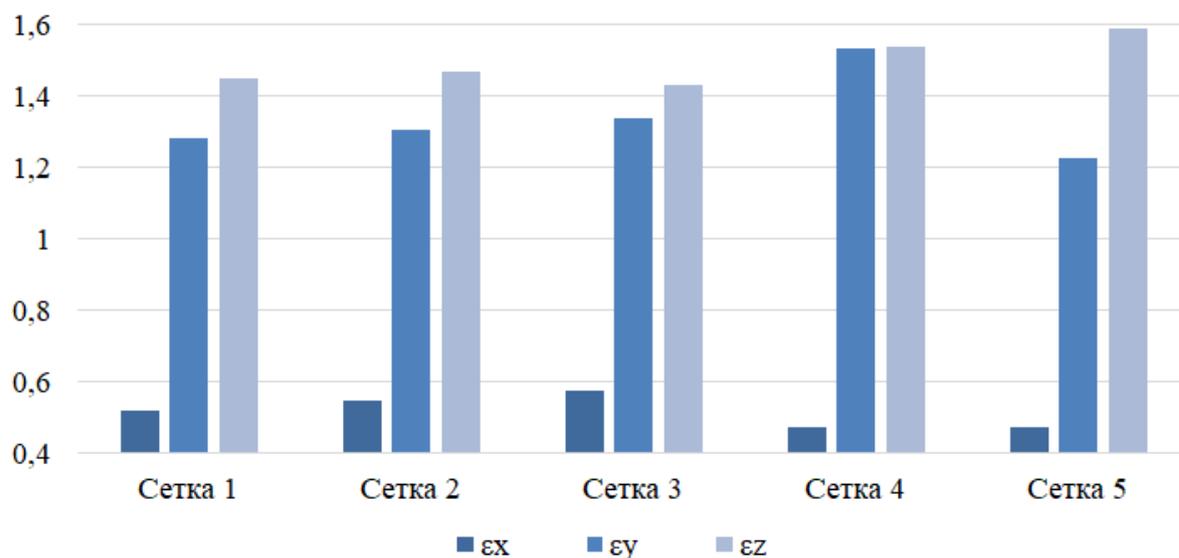


Рис. 39. Максимальные значения ϵ_x и ϵ_y и ϵ_z – компонент тензора упругих деформаций по модулю для 5-ти вариантов сетки

4.2. Адекватность результатов

Проведенный литературный обзор в разделе 3.1 показал, что отсутствуют данные о биомеханическом моделировании позвоночно-

двигательного сегмента $L4-L5$ с учетом подвижных фасеточных суставов и критерия появления гиперрецепции, что говорит о новизне полученных результатов. Для проверки адекватности результатов моделирования выполнено сравнение полученных данных с известными из литературы. Так, в работах [135, 155] представлен график зависимости осевой сжимающей силы от осевого перемещения межпозвонкового диска (рис. 40).

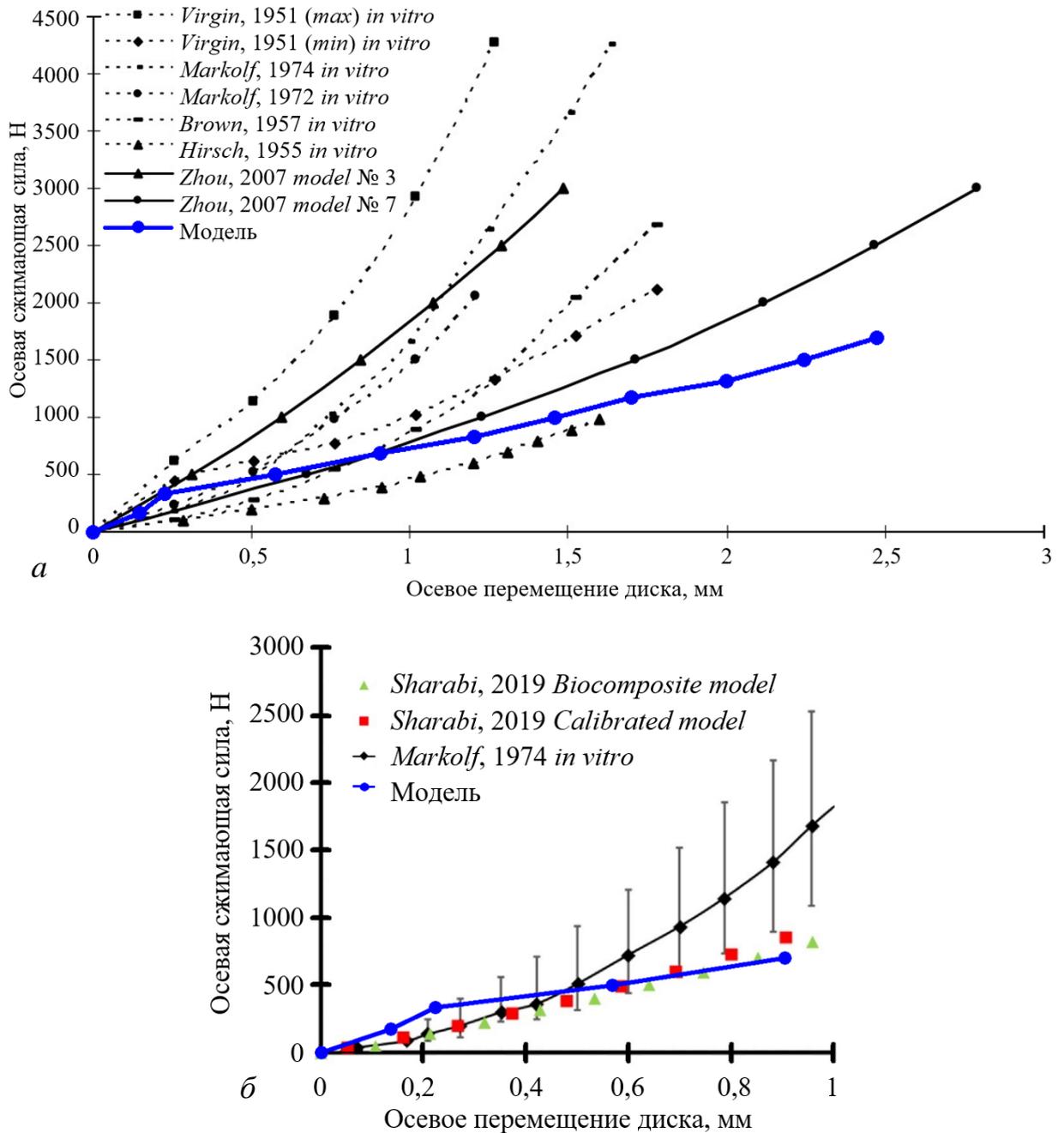


Рис. 40. Графики перемещение-сила для моделей сегментов $L4-L5$:

a – Zhou et al. [155]; b – Sharabi et al. [135]

В статье *Zhou et al.* [155] были получены девять различных вариантов конечно-элементных моделей позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* с фасеточной связкой в виде пружин, где исследовалось влияние формы межпозвонкового диска на поле напряжений (по Мизесу) в верхней хрящевой замыкательной пластинке. При эксперименте позвонок *L5* фиксировали, а на верхнюю поверхность позвонка *L4* прикладывали мгновенное осевое усилие с шагом в 500 Н до значения 3000 Н.

На рис. 40, *а* представлены результаты расчетов осевого перемещения межпозвонкового диска в зависимости от осевой нагрузки для шести экспериментальных моделей *in vitro* и трех численные модели. Анализ графиков показывает, что результаты расчета предложенной автором модели для позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* с учетом фасеточных суставов находятся внутри интервала экспериментальных данных. Такое соответствие говорит о правильности выбранного подхода моделирования для межпозвонкового диска, так как одна из основных физиологических функций диска – передача осевой нагрузки.

В работе *Sharabi et al.* [135] исследовали механическое поведение заменителя фиброзного кольца – биокompозитного материала в межпозвонковом диске. При эксперименте позвонок *L5* фиксировали, а на верхнюю поверхность позвонка *L4* прикладывали мгновенное осевое усилие с шагом в 100 Н до значения 1000 Н.

На рис. 40, *б* показаны зависимости осевого перемещения диска от осевой сжимающей силы, где одна экспериментальная модель *in vitro*, две численные модели и экспериментальный сегмент с биокompозитным фиброзным кольцом. Результаты расчетов по предложенной в данной диссертации модели для позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* достигают нижней границы интервала экспериментальных данных *in vitro* и очень близки к моделям *Sharabi et al.* [135].

В статье *Azari et al.* [64] оценивали влияние мышц на позвоночно-двигательный сегмент *L4–L5*. Все экспериментальные данные были

получены из литературы. На рис. 41 представлен график зависимости осевой сжимающей силы от внутридискового давления. График содержит одну экспериментальную модель *in vitro* и четыре конечно-элементные модели. Отметим, что результаты предложенной автором уточненной модели для позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* достигают верхней границы интервала экспериментальных данных *in vitro* и модели *Dreischarf*.

Таким образом, проверка на адекватность модели показала, что предложенная уточненная модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* хорошо соответствует как натурным экспериментам, так и численным моделями других авторов.

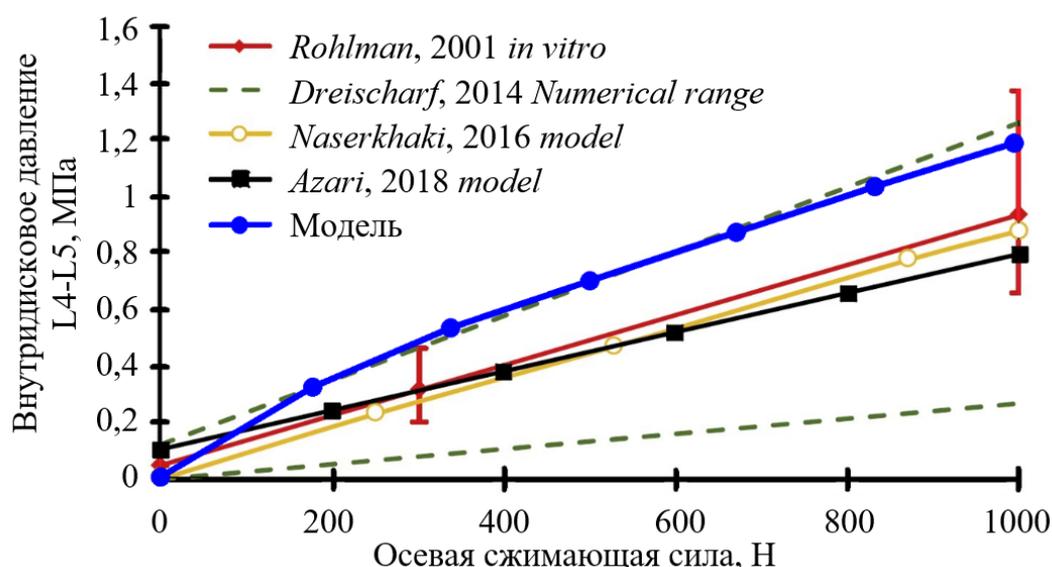


Рис. 41. Графики сила-внутридисковое давление для моделей сегментов *L4–L5* Azari *et al.* [64]

4.3. Результаты и обсуждение

Результаты расчета напряженно-деформированного состояния модели позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* изложены в следующей последовательности и заключаются в оценке влияния:

1. Учета фасеточной капсулы сустава.
2. Вида определяющих соотношений межпозвонкового диска.

3. Наличия синовиальной жидкости в фасеточных суставах.
4. Учета губчатой кости в позвонках.
5. Появления дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе сегмента.

По всем пунктам получены распределения перемещений и деформаций.

Первый пункт в списке параметров, влияющих на результат. В большинстве случаев при расчете позвоночно-двигательного сегмента авторы не учитывают капсулы фасеточных суставов. На рис. 42 представлено распределение суммарных перемещений двух моделей позвоночно-двигательных сегментов $L4-L5$ – с учетом фасеточных суставов и без. На рис. 42, *a* и далее серой рамкой выделена моделируемая капсула фасеточного сустава. Наличие капсул фасеточных суставов в модели сегмента приводит к уменьшению подвижности остистого отростка позвонка $L4$ (рис. 42, *a*). Максимальное значение перемещения расположено в точке на переднем крае верхней поверхности позвонка $L4$ и составляет 2,4 мм. Максимальные значения перемещений позвонков $L4$ в моделях с фасеточной капсулой и без

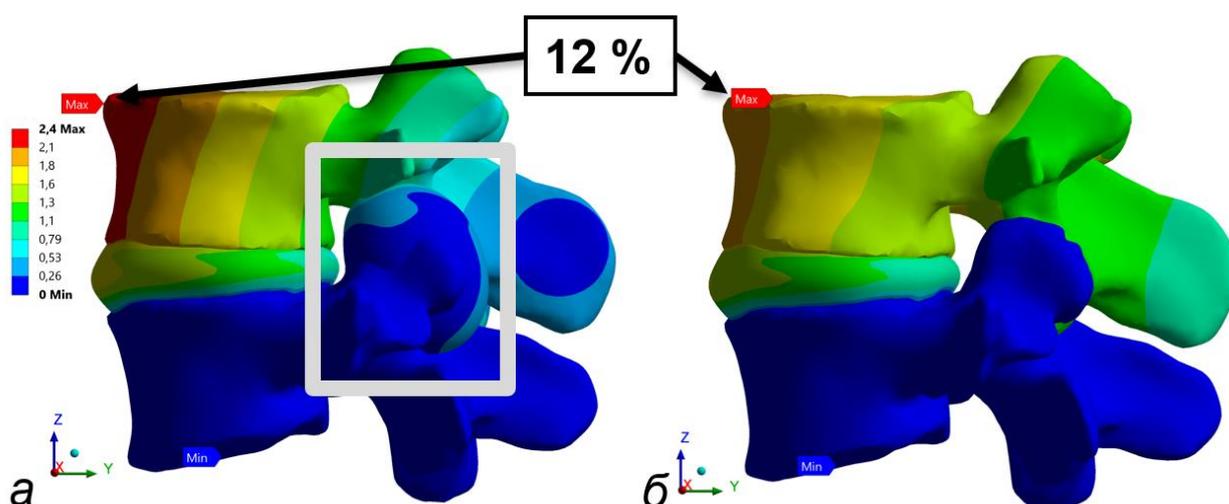


Рис. 42. Поле суммарных перемещений в мм: *a* – модель сегмента с фасеточной капсулой, вид слева ($u_{max} = 2,40$ мм); *б* – модель сегмента без учета фасеточной капсулы, вид слева ($u_{max} = 2,11$ мм)

нее (рис. 42) отличаются на 12 %. Это свидетельствует о важности учета капсулы фасеточного сустава при моделировании сегмента.

Получены распределение упругих деформаций для тех же сегментов (рис. 43 и 44). На рис. 43 максимальные и минимальные значения деформаций по оси Y в зависимости от выбора модели локализуются в разных частях сегмента. Сравнивая максимальные и минимальные значения упругих деформаций по оси Y между моделями (рис. 43), мы видим, что результаты различаются на 25 % и 18 %, соответственно. Учет фасеточной капсулы при моделировании сегмента приводит к увеличению значений упругих деформаций по модулю. При этом наблюдается качественное совпадение распределений упругих деформаций по оси Y . Распределение полей упругих деформаций по оси Z для сегментов с фасеточной капсулой и без нее представлено на рис. 44. Учет фасеточной капсулы при моделировании позвоночно-двигательного сегмента приводит к изменению значений максимальных и минимальных главных упругих деформаций по оси Z на 33 % и 38 % соответственно. Рис. 42 и 44 подтверждают влияние учета фасеточной капсулы сустава в позвоночно-двигательном сегменте $L4-L5$ на биомеханическое поведение модели.

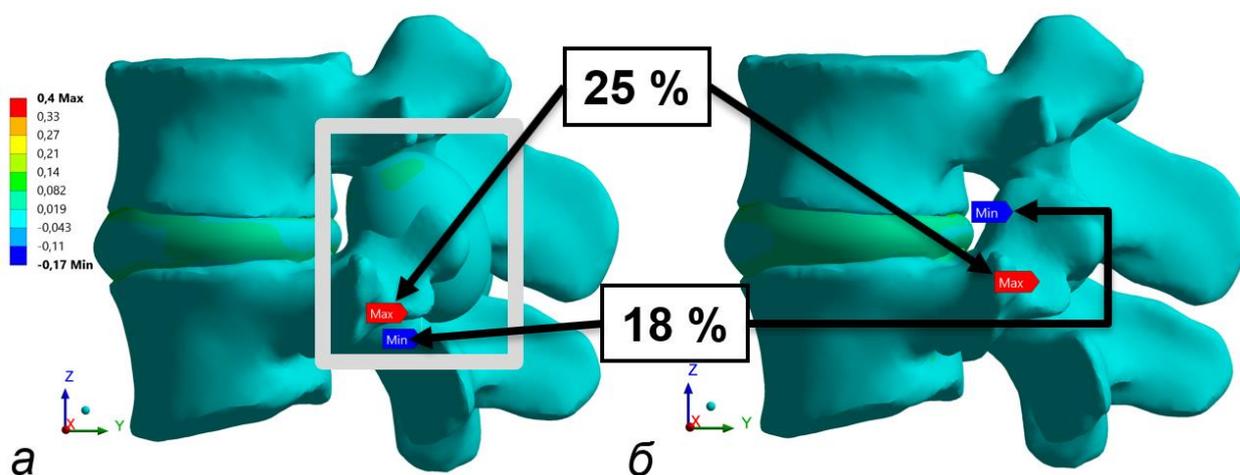


Рис. 43. Поле упругих деформаций по оси Y : a – модель сегмента с фасеточной капсулой, вид слева ($\varepsilon_y^{max} = 0,40$; $\varepsilon_y^{min} = -0,17$); b – модель сегмента без учета фасеточной капсулы, вид слева ($\varepsilon_y^{max} = 0,30$; $\varepsilon_y^{min} = -0,14$)

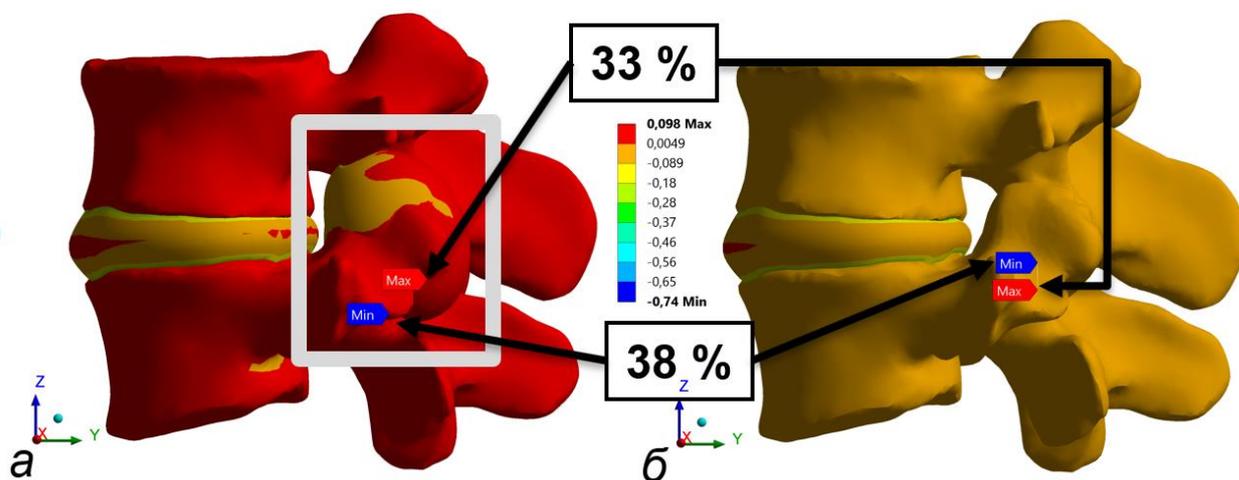


Рис. 44. Поле упругих деформаций по оси Z : a – модель сегмента с фасеточной капсулой, вид слева ($\varepsilon_z^{max} = 0,098$; $\varepsilon_z^{min} = -0,46$); b – модель сегмента без учета фасеточной капсулы, вид слева ($\varepsilon_z^{max} = 0,07$; $\varepsilon_z^{min} = -0,74$)

Представлена оценка влияния вида определяющих соотношений межпозвонкового диска на перемещения и деформации точек фасеточной капсулы. Большинство авторов при расчетах используют упругую модель, однако при детальном рассмотрении строения и состава межпозвонкового диска (раздел 1.1.2) более предпочтительным становится выбор пороупругой модели.

На рис. 45, b показано поле суммарных перемещений в капсулах фасеточных суставов в пороупругой модели сегмента $L4-L5$. Наибольшие значения перемещений (красный цвет) расположены в точках верхней части капсул, где крепятся отростки позвонка $L4$. Для точки с максимальным значением суммарного перемещения (узел № 95597, рис. 45, b) был построен график давление-суммарные перемещения, который соответствует двум разным моделям и представлен на рис. 45, a . Анализ графика показывает, что максимальное различие результатов расчетов сегментов с упругим и пороупругим дисками по суммарным перемещениям в капсуле сустава составляет 11 % и достигается при давлении 0,5 МПа на сегмент, соответствующему 85 кг приложенной нагрузки.

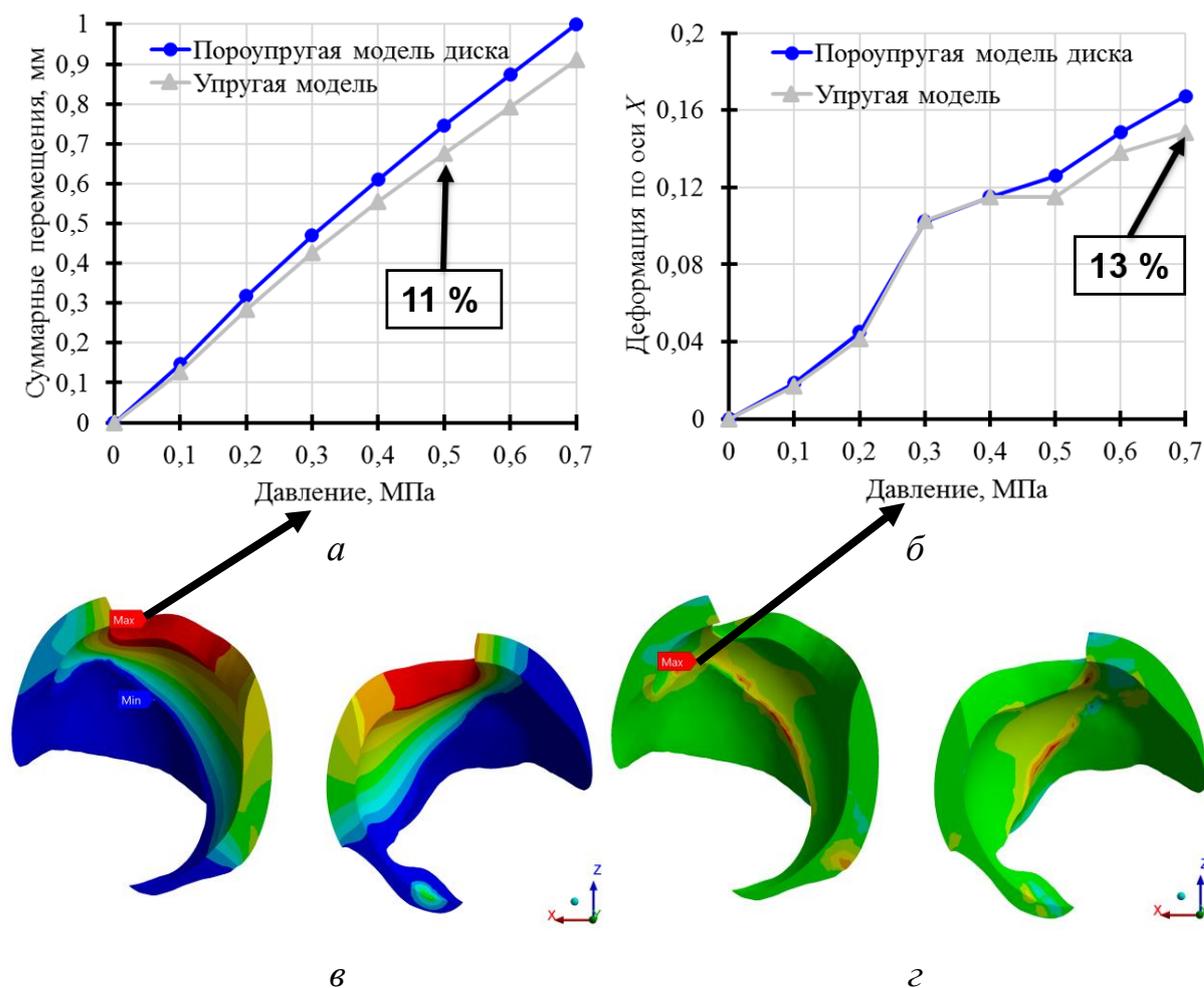


Рис. 45. *а* – график давление-суммарные перемещения в точке капсулы (узел № 95597); *б* – график давление-деформация по оси *X* в точке капсулы (узел № 135069); *в* – поле суммарных перемещений капсул фасеточных суставов с разрезом для поропругой модели диска в мм, вид сзади; *з* – поле упругих деформаций по оси *X* капсул фасеточных суставов с разрезом для поропругой модели диска, вид сзади

Получены распределения упругих деформаций для капсул фасеточных суставов для поропругого сегмента (рис. 45, *з* и 46 *в*, *з*). На рис. 45, *з* представлено поле упругих деформаций по оси *X* в капсулах фасеточных суставов для поропругого сегмента, где отсутствует превышение критического значения $|0,4|$ для сжимающих и растягивающих деформаций. В точке с максимальным значением упругой деформации по оси *X* (узел № 135069, рис. 45, *з*) был получен график давление-деформации,

который соответствует двум разным моделям и показан на рис. 45, б. Кривые демонстрирует идентичное поведение до нагрузки в 0,4 МПа, далее между ними прослеживается расхождение в пределах 13 %.

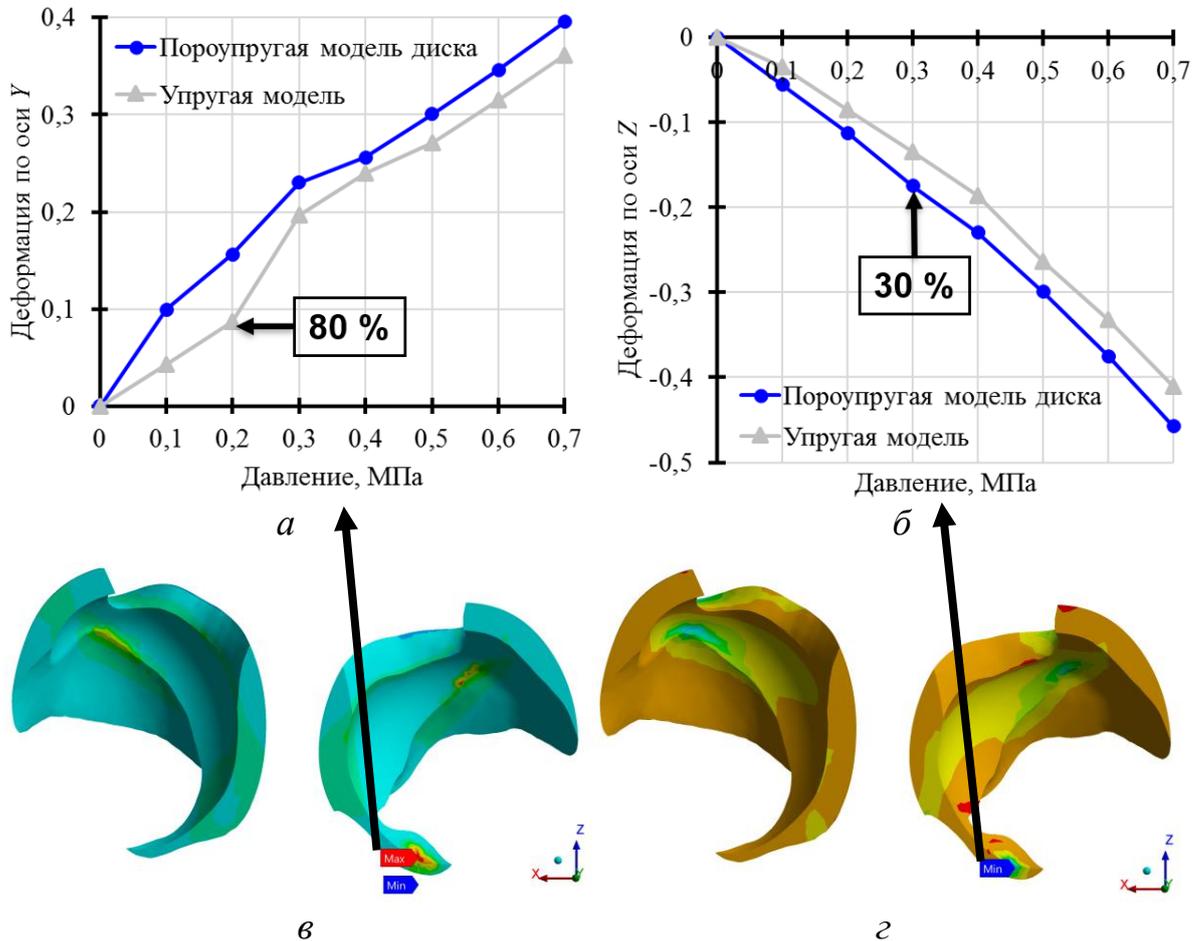


Рис. 46. а – график давление-деформация по оси Y в точке капсулы (узел № 90370); б – график давление-деформация по оси Z в точке капсулы (узел № 90744); в – поле упругих деформаций по оси Y капсул фасеточных суставов с разрезом для поропругой модели диска, вид сзади; з – поле упругих деформаций по оси Z капсул фасеточных суставов с разрезом для поропругой модели диска, вид сзади

На рис. 46, в показано поле упругих деформаций по оси Y в капсулах фасеточных суставов для поропругого сегмента. Максимальное и минимальное значения деформаций сосредоточены одинаково в правой капсуле сустава снизу в месте сжатия нижним суставным отростком

позвонка *L4*. Значения в точке максимума (узел № 90370, рис. 46, *в*) нанесены на график давление-деформации, который соответствует двум разным моделям и изображен на рис. 46, *а*. Кривая давление-деформации для пороупругой модели диска на графике расположена выше аналогичной кривой для упругой модели. Анализ результатов показывает значительное нарастание расхождений между значениями деформаций в капсуле вплоть до 80 % с момента начала нагружения сегмента.

На рис. 46, *г* изображено поле упругих деформаций по оси *Z* в капсулах фасеточных суставов для пороупругого сегмента. Превышение критического значения деформации $|0,4|$ наблюдается в деформациях сжатия. Локализация критических значений аналогично отмечается в правой капсуле сустава снизу в месте сжатия нижним суставным отростком позвонка *L4*. Для точки с минимальным значением упругой деформации по оси *Z* (узел № 90744, рис. 46, *з*) получен график давление-деформации, который соответствует двум разным моделям и представлен на рис. 46, *б*. График показывает расхождение в поведении моделей с начала процесса деформирования, и пик отличия между значениями в 30 % приходится на давление 0,3 МПа. Таким образом, очевидно влияние вида определяющих соотношений межпозвонкового диска на поведение капсулы фасеточных суставов. Количественно это влияние приводит к расхождению результатов в 11–80 %.

Рассмотрено влияние наличия синовиальной жидкости в фасеточных суставах на перемещения и деформации точек фасеточной капсулы. При моделировании фасеточного сустава возможны два подхода: с учетом наличия синовиальной жидкости и без учета. На рис. 47 представлены графики, где выполнено сравнение этих двух подходов. Анализ графика на рис. 47, *а* показывает, что результаты расчетов сегментов с учетом наличия синовиальной жидкости и без учета отличаются друг от друга по суммарным перемещениям на 10 % при давлении 0,4 МПа.

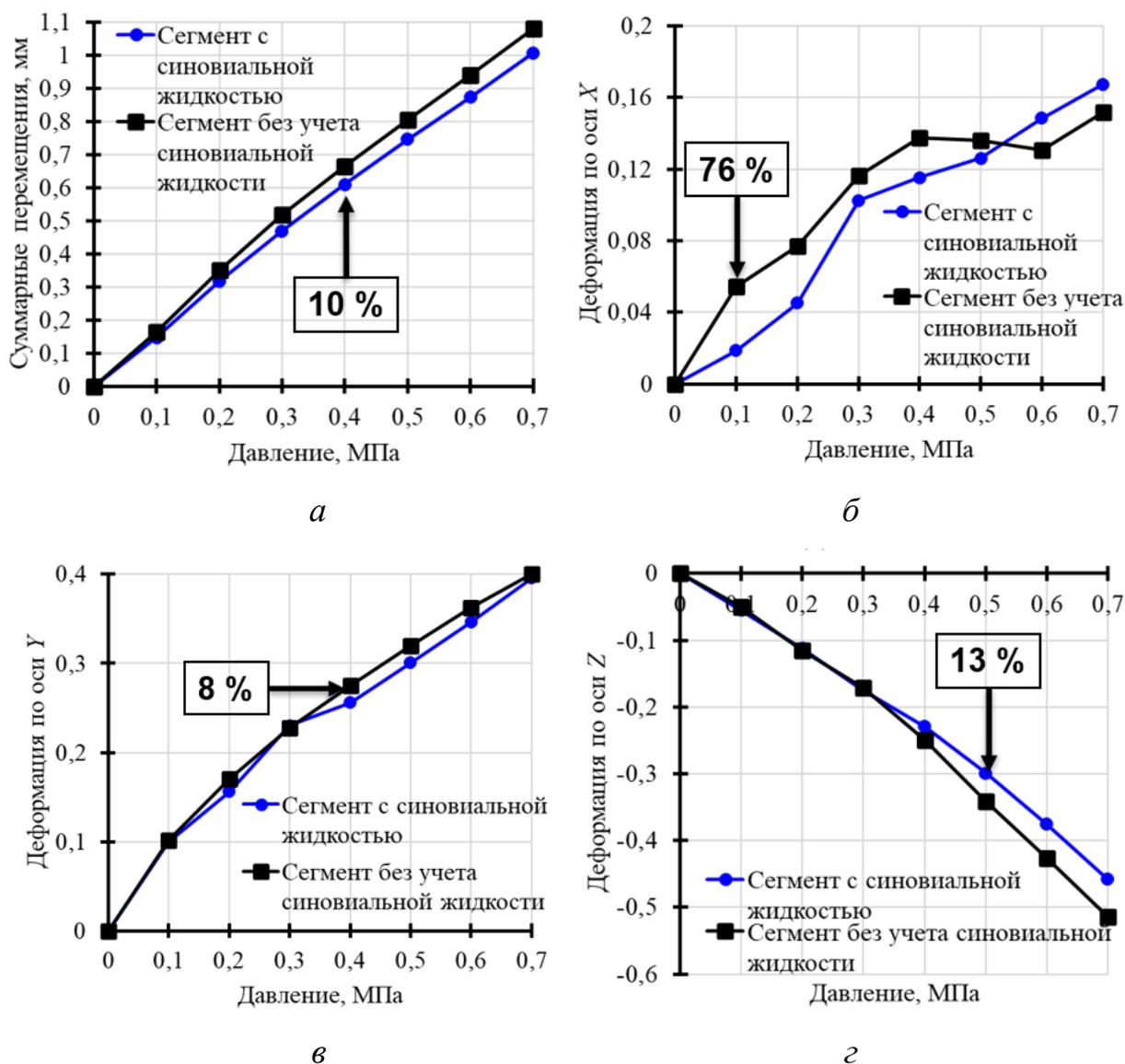


Рис. 47. Влияние учета синовиальной жидкости в фасеточных суставах сегмента: *а* – график давление-суммарные перемещения в точке капсулы (узел № 95597); *б* – график давление-деформация по оси *X* в точке капсулы (узел № 135069); *в* – график давление-деформация по оси *Y* в точке капсулы (узел № 90370); *г* – график давление-деформация по оси *Z* в точке капсулы (узел № 90744)

В случае деформаций существенные различия вплоть до 76 % наблюдаются по осям *X* и *Z*, в деформации по оси *Y* такой тенденции не прослеживается. Наиболее ярко выражено отличие моделей в графике деформаций по оси *X* (рис. 47, *б*), отличия деформаций по оси *Z* начинаются

после достижения нагрузкой значения 0,3 МПа (рис. 47, *з*). Из всего этого следует, что синовиальная жидкость в капсулах фасеточных суставах смягчает биомеханический отклик сегмента на нагрузку.

Оценено влияние учета вида материала кости (губчатая и/или кортикальная) в позвонках на перемещения и деформации для фасеточной капсулы. Деление позвонка на губчатую и кортикальную составляющие существенно влияет на перемещения и деформации в фасеточной капсуле. Максимальные значения расхождений в результатах составляют: по суммарным перемещениям – 18 %, по деформациям по оси X – 55 %, по деформациям по оси Y – 90 %, по деформациям по оси Z – 25 %. На рис. 48, *а* прослеживается линейная зависимость в поведении моделей в случае суммарных перемещений, для главных компонент тензора упругих деформаций (рис. 48 *б, в, з*) зависимость в поведении моделей имеет нелинейный характер и наблюдаются пересечения между кривыми. Таким образом, учет губчатой кости в позвонках имеет существенное значение при расчете деформаций в фасеточных капсулах суставов.

Выполнена оценка влияния дегенеративных (возрастных) изменений в заднем опорном комплексе сегмента. Проанализированы результаты расчетов для двух вариантов моделирования сегмента $L4-L5$ с синовиальной жидкостью в фасеточном суставе: сегмент без патологий (вариант молодого пациента (20–25 лет)) и сегмент с дегенеративными изменениями (вариант зрелого пациента (40–50 лет)). Анализ графика давление-суммарные перемещения (рис. 49, *а*) показывает, что наличие дегенеративных изменений в сегменте приводит к уменьшению максимальных перемещений в точках фасеточной капсулы на 10 %. Это объясняется снижением способности патологически измененного сегмента сопротивляться приложенному давлению. Для двух моделей зависимость приложенного давления к сегменту от суммарного перемещения характеризуется линейным законом.

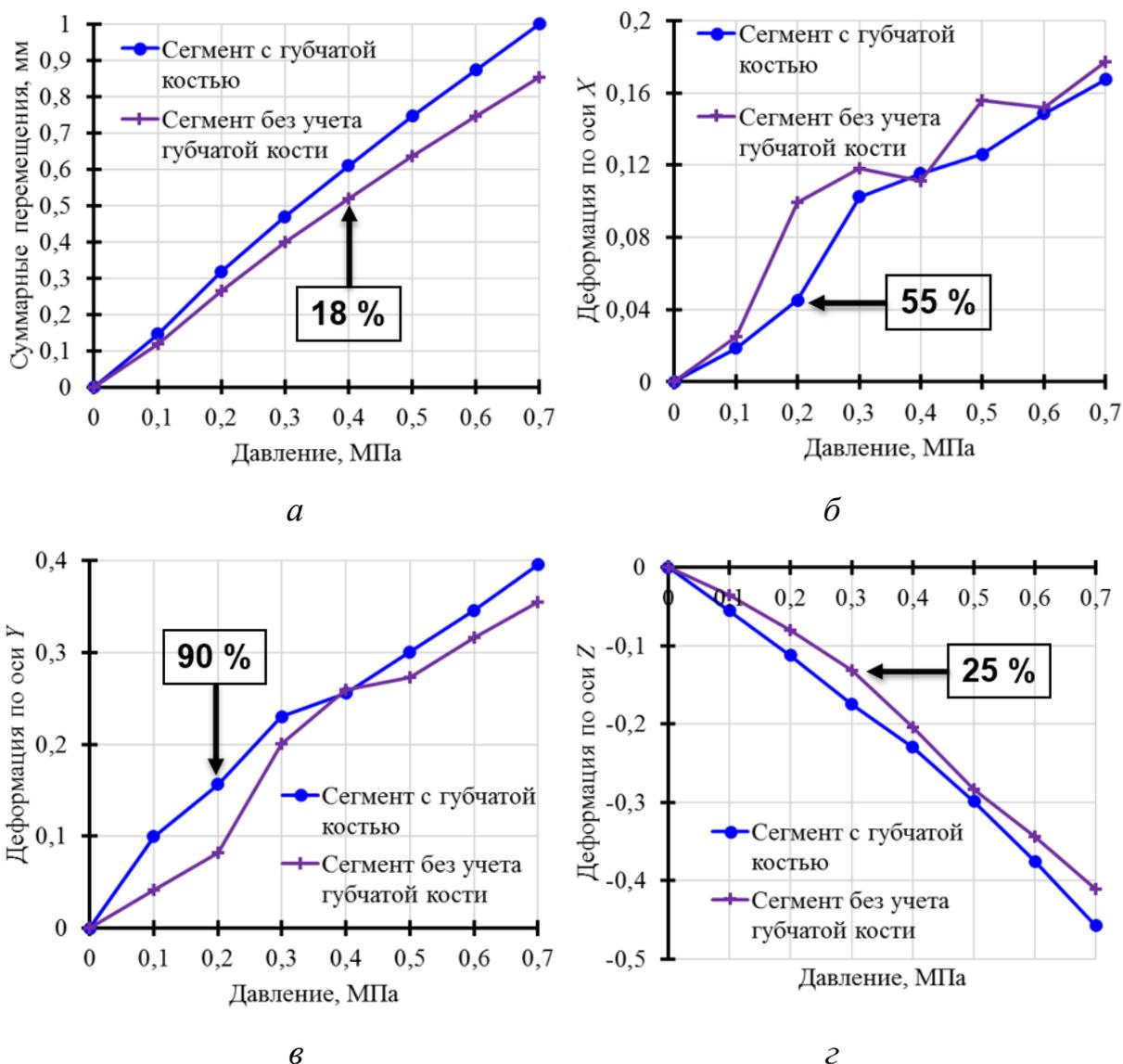


Рис. 48. Влияние учета губчатой кости в позвонках сегмента:

а – график давление-суммарные перемещения в точке капсулы (узел № 95597); *б* – график давление-деформация по оси *X* в точке капсулы (узел № 135069); *в* – график давление-деформация по оси *Y* в точке капсулы (узел № 90370); *г* – график давление-деформация по оси *Z* в точке капсулы (узел № 90744)

Поведение компонент тензора упругих деформаций в зависимости от приложенной нагрузки в точках капсул фасеточных суставов представлено на рис. 49 (*б*, *в*, *г*). На рис. 49, *б* значения упругой деформации по оси *X*

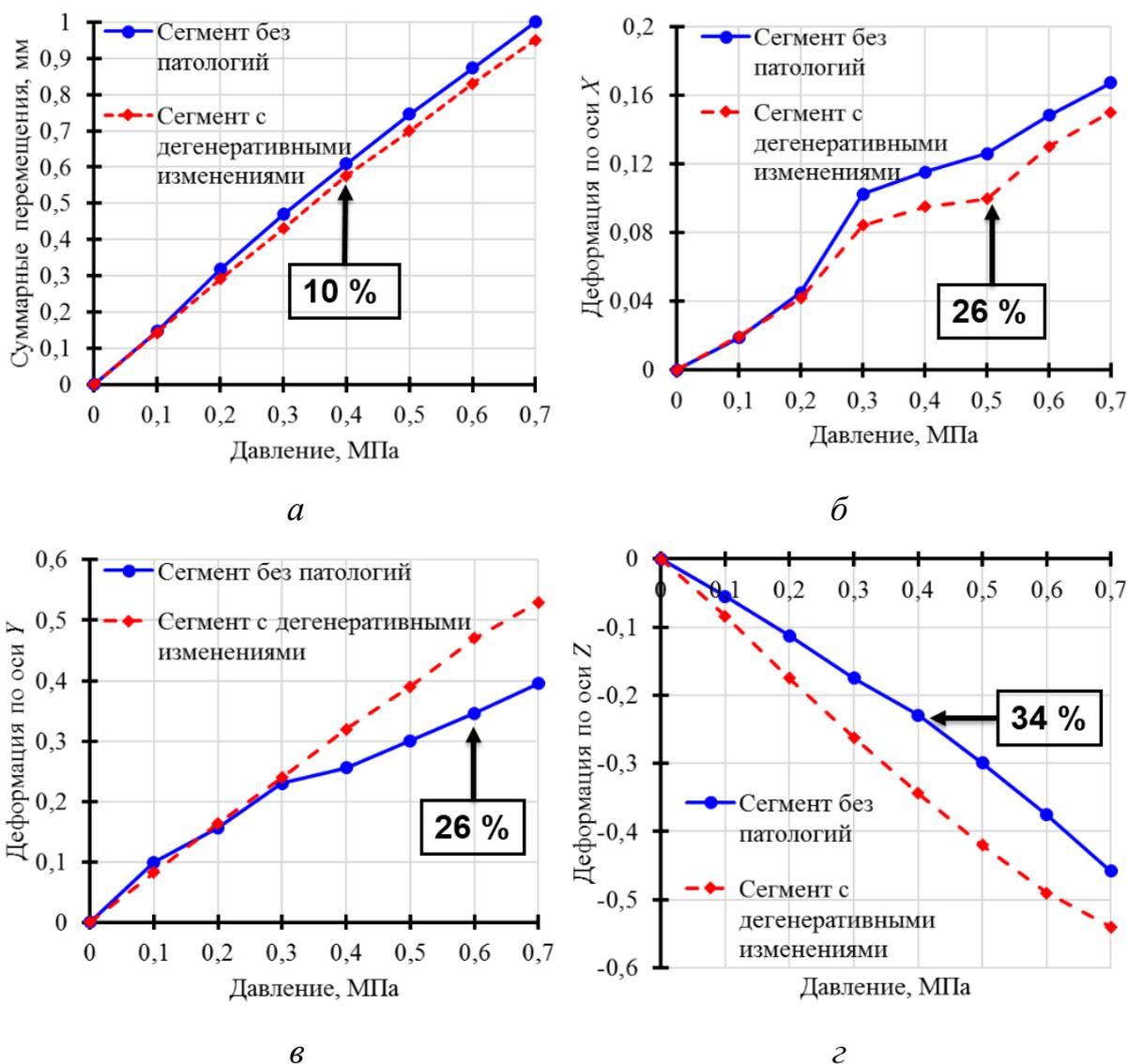


Рис. 49. Результаты влияния дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе сегмента: *а* – график давление-суммарные перемещения в точке капсулы (узел № 95597); *б* – график давление-деформация по оси *X* в точке капсулы (узел № 135069); *в* – график давление-деформация по оси *Y* в точке капсулы (узел № 90370); *г* – график давление-деформация по оси *Z* в точке капсулы (узел № 90744)

различаются на 26 %, что объясняется геометрией и механическими свойствами сегмента. На рис. 49, *в* значения деформаций по оси *Y* для модели без патологий имеют меньшие значения, чем у сегмента с дегенеративными изменениями, что подчеркивает жесткость сегмента в ответ на приложенную нагрузку. Существенное расхождение значений результатов расчетов между

моделями по деформациям по оси Y в фасеточной капсуле наблюдается начиная с давления 0,3 МПа. В то же время полученная зависимость деформаций по оси Z от приложенной нагрузки на рис. 49, z демонстрирует явное различие биомеханического поведения моделей с самого начала процесса деформирования. Анализ графика показал, что существенное различие в поведении моделей достигает 34 % при давлении 0,4 МПа. Таким образом, влияние дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе сегмента привело к раннему появлению подвывиха фасеточных суставов, что подтверждается клинической врачебной практикой.

В итоге, результаты, представленные на рис. 46 z , показывают появление подвывиха фасеточного сустава в нижней части правой капсулы, так как в ней наблюдается превышение критического значения деформации $|0,4|$ (срабатывает критерий гиперрецепции). Для левой капсулы сустава подобное не наблюдается. Анализ графиков на рис. 45–49 показывает, что параметр ε_z определяет появление гиперрецепции в капсуле сустава в зависимости от величины нагружения. На основе построенной модели сегмента проведены расчеты для пациента 22 лет. Результаты показали, что подвывих суставов может возникнуть при нагрузке 0,7 МПа или 120 кг, что существенно выше рекомендованной по норме охраны труда. Расчеты по предложенной биомеханической модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ не подтвердили наличие подвывиха у пациента. Все результаты справедливы в отношении конкретного пациента.

Выводы по главе 4

Выбрана конечно-элементная сетка для модели позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$, которая соответствует оптимальному моделированию фасеточного сустава, на основании наименьшего отличия по деформациям по оси Z .

Проверка на адекватность модели показала, что модель позвоночно-двигательного сегмента $L4-L5$ без патологий количественно и качественно

соответствует натурным экспериментам, и качественно соответствует численным моделям других авторов.

Подтверждено влияние учета фасеточной капсулы сустава в позвоночно-двигательном сегменте L4–L5 на биомеханическое поведение модели. Показано очевидное влияние вида определяющих соотношений межпозвонкового диска на поведение капсулы фасеточных суставов. Учет губчатой кости в позвонках имеет существенное значение при расчете деформаций в фасеточных капсулах суставов. Синовиальная жидкость в капсулах фасеточных суставах смягчает биомеханический отклик сегмента на нагрузку. Влияние дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе сегмента привело к раннему появлению подвывиха фасеточных суставов, что подтверждается клинической врачебной практикой.

Выполнена оценка влияния параметров (определяющих соотношений межпозвонкового диска, синовиальной жидкости в фасеточных суставах, губчатой кости в позвонках, дегенеративных (возрастных) аспектов в заднем опорном комплексе сегмента) модели сегмента L4–L5 на напряженно-деформированное состояние капсулы фасеточного сустава. Проведено комплексное исследование модели фасеточного сустава. Модель сегмента L4–L5 является более физиологически ориентированной, чем известные и описанные в литературе, так как содержит капсулы фасеточных суставов.

В рамках данной постановки задачи результаты моделирования позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 показывают появление подвывиха фасеточного сустава в нижней части правой капсулы, так как там наблюдается превышение критического значения деформации $|0,4|$ (срабатывает критерий гиперрецепции). Для левой капсулы сустава подобное не наблюдается, что связано с различной длиной суставных отростков у пациента.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Разработан способ диагностики состояния подвывиха фасеточного сустава позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* на основе методов биомеханического моделирования для повышения эффективности лечения гиперрецепции на поясничном уровне.

2. Разработана биомеханическая модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* с учетом капсул фасеточных суставов.

3. Сформулирован «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента *L4–L5*», который позволяет по данным КТ диагностировать подвывих фасеточных суставов. Подана заявка на патент (Заявка № 2023126533 от 17.10.2023 / Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е.). Изобретение применяется в ГБУЗ ПК «ГКБ им. С.Н. Гринберга» (г. Пермь).

4. Разработан способ определения напряженно-деформированного состояния в позвоночно-двигательном сегменте *L4–L5* с учетом капсул фасеточных суставов в рамках критерия образования гиперрецепции, который позволяет методами биомеханического моделирования диагностировать подвывих фасеточных суставов.

5. Исследовано напряженно-деформированное состояние позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*, которое в совокупности приводит к поясничной гиперрецепции.

6. Установлены значения физиологической нормы геометрических параметров фасеточных суставов позвоночно-двигательного сегмента на снимках КТ при отсутствии патологий в капсулах суставов для трех возрастных групп.

Список литературы:

1. Аблязов, О.В. МРТ-морфометрия анатомических структур поясничного отдела позвоночника / О.В. Аблязов // Журнал теоретической и клинической медицины. – 2014. – № 4. – С. 119–123.
2. Анисимова, Е.А. Сравнительный анализ морфотопометрических параметров структур поясничного отдела позвоночного столба в норме и при дегенеративно-дистрофических изменениях / Е.А. Анисимова, О.Л. Емкужев, Д.И. Анисимов, Д.В. Попрыга, Г.А. Лукина, Н.М. Яковлев // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2015. – Т. 11, № 4. – С. 515–520.
3. Баева, Т.В. Возрастные особенности строения поясничного отдела позвоночника человека (МР-томографическое исследование): Дисс. ... канд. мед. наук / Т.В. Баева. – СПб., 2005. – С. 148.
4. Вакуленко, С.В. Эффективность применения упражнений изометрического характера у пациентов с дорсопатиями на этапе коррекции двигательного стереотипа. Дисс. ... канд. мед. наук / С.В. Вакуленко. – М., 2021. – С. 166.
5. Ватульян, А.О. О колебаниях функционально-градиентной пороупругой колонны / А.О. Ватульян, А.А. Ляпин, Ю.А. Святко // Известия высших учебных заведений. Северо-Кавказский регион. Серия: Естественные науки. – 2014. – № 4(182). – С. 12–17.
6. Ватульян, А.О. Об обратных коэффициентных задачах пороупругости / А.О. Ватульян, А.А. Ляпин // Известия Российской академии наук. Механика твердого тела. – 2013. – № 2. – С. 114–121.
7. Ватульян, А.О. Об особенностях идентификации неоднородных пороупругих характеристик полого цилиндра / А.О. Ватульян, С.А. Нестеров // Проблемы прочности и пластичности. – 2016. – Т. 78, № 1. – С. 22–29.
8. Гладков, А.В. Полуавтоматический анализ параметров позвоночника с помощью комплекса КАРС / А.В. Гладков, Ю.Н. Данилова, И.И. Строков // Поликлиника. – 2008. – № 6-1. – С. 40–43.

9. Доль, А.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 / А.В. Доль, Е.С. Доль, Д.В. Иванов // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 31–44.

10. Донник, А.М. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11 / А.М. Донник, Д.В. Иванов, С.И. Киреев, Л.Ю. Коссович, Н.В. Островский, И.А. Норкин, К.К. Левченко, С.В. Лихачев // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика. – 2019. – Т.19, № 4. – С. 439–453.

11. Донник, А.М. Пациенто-ориентированное биомеханическое моделирование грудного и переходного грудопоясничного отделов позвоночника. Дисс. ... канд. физ.-мат. наук / А.М. Донник. – Саратов, 2022. – С. 174.

12. Донник, А.М. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения. Биомеханический эксперимент / А.М. Донник, Л.Ю. Коссович, Е.С. Оленко // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 25–39.

13. Донник, А.М. Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения / А.М. Донник, Д.В. Иванов, Л.Ю. Коссович, К.К. Левченко, С.И. Киреев, К.М. Морозов, Н.В. Островский, В.В. Зарецков, С.В. Лихачев // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика. – 2019. – Т.19, № 4. – С. 424–438.

14. Жарков, П.Л. Остеохондроз и другие дистрофические изменения опорно-двигательной системы у взрослых и детей / П.Л. Жарков. – Москва.: Видар-М, 2009. – С. 375.

15. Жарнов, А.М. Биомеханические процессы в межпозвонковом диске шейного отдела позвоночника при его движении / А.М. Жарнов, О.А. Жарнова // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 1. – С. 32–40.
16. Зиннатова, Н.Х. Биомеханический метод диагностики состояния позвоночника в норме и при патологиях / Н.Х. Зиннатова // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – № 10. – С. 108–113.
17. Иванов, Д.В. Биомеханика как основа систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии. Дисс. ... докт. физ.-мат. наук / Д.В. Иванов. – Саратов, 2022. – С. 438.
18. Исайкин, А.И. Фасеточный синдром: причины возникновения, клиника, диагностика и лечение / А.И. Исайкин, И.В. Кузнецов, А.В. Кавелина, М.А. Иванова // Consilium Medicum. – 2016. – Т. 18, № 2. – С. 53–61.
19. Капанджи, А.И. Позвоночник. Физиология суставов / под ред. Е.В. Кишиневского, Т. Решетника. – М.: Эксмо, 2014. – С. 344.
20. Левин, О.С. Боль в спине в общей клинической практике / О.С. Левин. – М.: Умный доктор, 2018. – С. 80.
21. Лихачев, С.В. Оптимизация спондилосинтеза при некоторых оскольчатых повреждениях позвонков грудопоясничной локализации / С.В. Лихачев, В.Б. Арсениевич, В.В. Островский, А.Е. Шульга, А.В. Зарецков, Д.В. Иванов, А.В. Доль, А.М. Донник, В.В. Зарецков // Современные технологии в медицине. – 2020. – Т. 12, № 4. – С. 30–39.
22. Маслов, Л.Б. Динамическая модель пороупругой среды с двойной пористостью / Л.Б. Маслов // Известия Российской академии наук. Механика твердого тела. – 2018. – № 2. – С. 78–90.
23. Маслов, Л.Б. Конечно-элементные пороупругие модели в биомеханике / Л.Б. Маслов. – Санкт-Петербург: Издательство "Лань", 2013. – 240 с.

24. Маслов, Л.Б. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при ходьбе / Л.Б. Маслов, А.Ю. Дмитриук, М.А. Жмайло, А.Н. Коваленко // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 4. – С. 414–433.

25. Маслов, Л.Б. Уравнения динамики твердого тела с двойной системой пор, насыщенных жидкостью / Л.Б. Маслов, М.А. Шилов, Н.А. Сабанеев // Фундаментальные основы механики. – 2017. – № 2. – С. 90–94.

26. Мерои, Е.А. Численный анализ механического поведения межпозвонкового диска с учетом структуры коллагеновых волокон / Е.А. Мерои, А.Н. Натали, П.Г. Паван, К. Скарпа // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 1. – С. 36–51.

27. Микаилов, С.Ю. Обоснование хирургического лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний поясничного отдела позвоночника различными способами. Дисс. ... канд. мед. наук / С.Ю. Микаилов. – СПб., 2017. – С. 179.

28. Михайлов, В.В. Основы патологической физиологии: Руководство для врачей / В.В. Михайлов. – М.: Медицина, 2001. – С. 704.

29. Палатинская, И.П. Создание динамической биомеханической модели поясничного отдела человека-оператора автотранспортных устройств / И.П. Палатинская, Н.Ю. Долганина // Вестник Таджикского технического университета им. акад. М.С. Осими. – 2014. – Т. 26, № 2. – С. 89–92.

30. Палатинская, И.П. Суперкомпьютерное моделирование динамических нагрузок поясничного отдела позвоночника / И.П. Палатинская, Н.Ю. Долганина, Т.Ю. Попцова // Вестник УГАТУ. – 2013. – Т. 17, № 5. – С. 230–236.

31. Парфенов, В.А. Боль в нижней части спины: мифы и реальность / В.А. Парфенов, А.И. Исайкин. – М.: ИМА-ПРЕСС, 2016. – С. 104.

32. Саченков О.А. Построение негомогенной конечно-элементной модели по данным компьютерной томографии / О.А. Саченков,

О.В. Герасимов, Е.В. Королева, Д.А. Мухин, В.В. Яикова, И.Ф. Ахтямов, Ф.В. Шакирова, Д.А. Коробейникова, Х.Ч. Хань // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 3. – С. 332–344.

33. Саченков О.А. Численное исследование напряженно-деформированного состояния тазобедренного сустава при ротационной остеотомии проксимального участка бедренной кости / О.А. Саченков, Р.Ф. Хасанов, П.С. Андреев, Ю.Г. Коноплев // Российский журнал биомеханики. – 2016. – Т. 20, № 3. – С. 257–271.

34. Синельников, Р.Д. Атлас анатомии человека / Р.Д. Синельников, Я.Р. Синельников. – 2-е изд. – М.: Изд-во «Медицина», 1996. – Т. 1. – С. 344.

35. Спириин, Н.Н. Проблема хронической боли в спине: фасеточный синдром / Н.Н. Спириин, Д.В. Киселев // Русский медицинский журнал. – 2015. – № 17. – С. 1025–1030.

36. Тверье, В.М. Биомеханика моделирования диска височно-нижнечелюстного сустава как пороупругого тела / В.М. Тверье, А.С. Миленин // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 3. – С. 294–310.

37. Хорошев, Д.В. Биомеханическое моделирование поясничного позвоночно-двигательного сегмента человека: фасеточный сустав / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // Математика и междисциплинарные исследования – 2021: Материалы всерос. научно-практич. конф. молодых ученых с междунар. уч., 18–20 октября 2021. – Пермь, 2021. – С. 110–113.

38. Хорошев, Д.В. Биомеханическое моделирование поясничного фасеточного сустава / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете, 28 мая – 01 июня 2023 года. – Дивноморское, 2023. – С. 115.

39. Хорошев, Д.В. Биомеханическое моделирование поясничного фасеточного сустава / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // Фундаментальная и прикладная медицина: материалы Всероссийской

конференции молодых ученых, 29–30 ноября 2022. – Саратов, 2022. – С. 23–24.

40. Хорошев, Д.В. Биомеханическое моделирование фасеточного сустава на уровне сегмента L4-L5 / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // Современные проблемы механики сплошной среды, 11–13 октября 2023 г. – Ростов-на-Дону, 2023. – С. 117.

41. Хорошев, Д.В. Влияние возрастных дегенеративных изменений позвоночника на размеры в позвоночно-двигательном сегменте L4-L5 / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // XVIII Всерос. научно-практич. конф. Поленовские чтения: Сборник материалов, 15–17 апреля 2019. – Санкт–Петербург, 2019. – С. 108.

42. Хорошев, Д.В. Влияние фасеточных суставов на биомеханическое поведение позвоночно-двигательного сегмента L4–L5: трехмерная модель межпозвоночного диска с идеальной жидкостью / Д.В. Хорошев // Российский журнал биомеханики. – 2024. – Т. 28, № 2. – С. 145–156.

43. Хорошев, Д.В. Грыжа межпозвоночного диска L4-L5 – главный источник боли в пояснице? / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // Медицина боли: от понимания к действию: тезисы XXV рос. научно-практич. конф. с междунар. уч., 23–25 мая 2019. – Казань, 2019. – С. 70.

44. Хорошев, Д.В. Исследование влияния проницаемости фиброзного кольца на результаты расчета НДС межпозвоночного диска / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов // Математическое моделирование в естественных науках: Материалы XXVII всерос. школы-конф. молодых ученых и студентов, 3–6 октября 2018. – Пермь, 2018. – Т. 1. – С. 395–398.

45. Хорошев, Д.В. Конечно-элементное моделирование позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // XII Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики: аннотации докладов, 19–24 августа 2019. – Уфа, 2019. – С. 322.

46. Хорошев, Д.В. Конечно-элементное моделирование позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // XII Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики: сборник трудов, 19–24 августа 2019. – Уфа, 2019. – Т. 4. – С. 224–225.

47. Хорошев, Д.В. Моделирование позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // XIII Всероссийский съезд по теоретической и прикладной механике, 21–25 августа 2023 г. – Санкт-Петербург, 2023. – С. 130–132.

48. Хорошев, Д.В. Моделирование поясничного позвоночно-двигательного сегмента человека: анализ научных исследований / Д.В. Хорошев, Н.Е. Устюжанцев, О.Р. Ильялов, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 1. – С. 32–47.

49. Хорошев, Д.В. Моделирование поясничного позвоночно-двигательного сегмента человека: фасеточный сустав / Д.В. Хорошев // Математическое моделирование в естественных науках: Материалы XXX всерос. школы-конф., 6–9 октября 2021. – Пермь, 2021. – Т. 1. – С. 226–228.

50. Хорошев, Д.В. Моделирование проявления болевого синдрома в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // Российский журнал боли. – 2018. – Т. 56, № 2. – С. 100–101.

51. Хорошев, Д.В. Объемное конечно-элементное моделирование межпозвоночного диска L4-L5 / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов // Математика и междисциплинарные исследования – 2019: Материалы всерос. научно-практич. конф. молодых ученых с междунар. уч., 15–18 мая 2019. – Пермь, 2019. – С. 394–398.

52. Хорошев, Д.В. Определение нестабильных размеров в позвоночно-двигательном сегменте L_{IV} - L_V поясничного отдела позвоночника / Д.В. Хорошев, Н.Е. Устюжанцев, О.Р. Ильялов // VIII Съезд научного

медицинского общества анатомов, гистологов и эмбриологов: Материалы докладов, 23–26 мая 2019. – Воронеж, 2019. – С. 302–303.

53. Хорошев, Д.В. Персонализированное биомеханическое моделирование поведения сегментов поясничного отдела позвоночника человека / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // Математика и междисциплинарные исследования – 2020: Материалы всерос. научно-практич. конф. молодых ученых с междунар. уч., 12–14 октября 2020. – Пермь, 2020. – С. 308–311.

54. Хорошев, Д.В. Персонализированное биомеханическое моделирование поведения сегментов поясничного отдела позвоночника человека / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев, Ю.И. Няшин // Биомеханика – 2020: Материалы XIV Всерос. конф. с междунар. участием., 3–5 декабря 2020. – Пермь: изд-во ПНИПУ, 2020. – С. 258–261.

55. Хорошев, Д.В. Персонализированное моделирование позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов // Математическое моделирование в естественных науках: матер. XXXII Всероссийской конференции, 4–7 октября 2023 г. – Пермь, 2023. – С. 331–333.

56. Хорошев, Д.В. Сублюксация фасеточных суставов – основная причина поясничных болей / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев // IX Всероссийский съезд нейрохирургов: сборник тезисов, 15–18 июня 2021. – Москва, 2021. – С. 351.

57. Цивьян, Я.Л. Повреждения позвоночника / Я.Л. Цивьян. – Москва.: Медицина, 1971. – С. 310.

58. Чагина, Е.А. Патофизиологические теории боли / Е.А. Чагина, Е.П. Турмова, Л.А. Демкина, А.А. Май, Е.Р. Приймач // Евразийское Научное Объединение. – 2021. – № 11-1. – С. 54–58.

59. Юмашев, Г.С. Остеохондрозы позвоночника / Г.С. Юмашев, М.Е. Фурман. – 2-е изд. – М.: Медицина, 1984. – С. 384.

60. Adam, C. Inter-lamellar shear resistance confers compressive stiffness in the intervertebral disc: An image-based modelling study on the bovine caudal disc / C. Adam, P. Rouch, W. Skalli // *Journal of Biomechanics*. – 2015. – Vol. 48. – P. 4303–4308.

61. Agarwal, A. The endplate morphology changes with change in biomechanical environment following discectomy / A. Agarwal, A.K. Agarwal, V.K. Goel // *International Journal of Clinical Medicine*. – 2013. – Vol. 4. – P. 8–17.

62. Alam, M.M. Lumbar morphometry: a study of lumbar vertebrae from a Pakistani population using computed tomography scans / M.M. Alam, M. Waqas, H. Shallwani, G. Javed // *Asian Spine Journal*. – 2014. – Vol. 8, № 3. – P. 421–426.

63. Alapan, Y. Load sharing in lumbar spinal segment as a function of location of center of rotation / Y. Alapan, S. Sezer, C. Demir, T. Kaner, S. Inceoglu // *Journal of Neurosurgery Spine*. – 2014. – Vol. 20. – P. 542–549.

64. Azari, F. A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing / F. Azari, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, T. Rahimi-Moghaddam // *Journal of Biomechanics*. – 2018. – Vol. 70. – P. 157–165.

65. Barthelemy, V.M.P. A computational spinal motion segment model incorporating a matrix composition-based model of the intervertebral disc / V.M.P. Barthelemy, M.M. van Rijsbergen, W. Wilson, J.M. Huyghe, B. van Rietbergen, K. Ito // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2016. – Vol. 54. – P. 194–204.

66. Bermel, E.A. The role of the facet capsular ligament in providing spinal stability / E.A. Bermel, V.H. Barocas, A.M. Ellingson // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2018. – Vol. 21, № 13. – P. 712–721.

67. Berry, J.L. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae / J.L. Berry, J.M. Moran, W.S. Berq, A.D. Steffee // *Spine*. – 1987. – Vol. 12, № 4. – P. 362–367.

68. Biot, M.A. General theory of three-dimensional consolidation / M.A. Biot // *Journal of Applied Physics*. – 1941. – Vol. 12. – P. 155–164.

69. Bogduk, N. Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum / N. Bogduk. – 4-th ed. – Elsevier: London, 2005. – P. 250.

70. Castro, A.P.G. Intervertebral disc creep behavior assessment through an open source finite element solver / A.P.G. Castro, W. Wilson, J.M. Huyghe, K. Ito, J.L. Alves // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 47. – P. 297–301.

71. Castro, A.P.G. Long-term creep behavior of the intervertebral disk: comparison between bioreactor data and numerical results / A.P.G. Castro, C.P.L. Paul, S.E.L. Detiger, T.H. Smit, B.J. van Royen, C.J.C. Pimenta, M.G. Mullender, J.L. Alves // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2014. – Vol. 2, № 56. – P. 1–8.

72. Chen, S. Global, regional and national burden of low back pain 1990–2019: A systematic analysis of the Global Burden of Disease study 2019 / S. Chen, M. Chen, X. Wu, S. Lin, C. Tao, H. Cao, Z. Shao, G. Xiao // *Journal of Orthopaedic Translation*. – 2022. – Vol. 32. – P. 49–58.

73. Chen, S.-H. Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion / S.-H. Chen, Z.-C. Zhong, C.-S. Chen, W.-J. Chen, C. Hung // *Medical Engineering & Physics*. – 2009. – Vol. 31. – P.244–253.

74. Daniell, J.R. Failed back surgery syndrome: A review article / J.R. Daniell, O.L. Osti // *Asian Spine Journal*. – 2018. – Vol. 12, № 2. – P. 372–379.

75. Deyo, R.A. Back pain prevalence and visit rates: estimates from U.S. national surveys / R.A. Deyo, S.K. Mirza, B.I. Martin. // *Spine*. – 2006. – Vol. 31, № 23. – P. 2724–2727.

76. Dreischarf, M. Is it possible to estimate the compressive force in the lumbar spine from intradiscal pressure measurements? A finite element evaluation / M. Dreischarf, A. Rohlmann, R. Zhu, H. Schmidt, T. Zander // *Medical Engineering & Physics*. – 2013. – Vol. 35. – P. 1385–1390.

77. Du, C. Biomechanical investigation of thoracolumbar spine in different postures during ejection using a combined finite element and multi-body approach / C. Du, Z. Mo, S. Tian, L. Wang, J. Fan, S. Liu, Y. Fan // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 30, № 11. – P. 1121–1131.

78. Du, C.-F. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study / C.-F. Du, N. Yang, J.-C. Guo, Y.-P. Huang, C. Zhang // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2016. – Vol. 17, № 126. – P. 1–13.

79. Du, H. Biomechanical analysis of press-extension technique on degenerative lumbar with disc herniation and staggered facet joint / H. Du, S. Liao, Z. Jiang, H. Huang, X. Ning, N. Jiang, J. Pei, Q. Huang, H. Wei // *Saudi Pharmaceutical Journal*. – 2016. – Vol. 24. – P. 305–311.

80. Ellingson, A.M. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine / A.M. Ellingson, M.N. Shaw, H. Giambini, K.-N. An // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2016. – Vol. 19, № 9. – P. 1009–1018.

81. Fan, W. Biomechanical responses of the human lumbar spine to vertical whole-body vibration in normal and osteoporotic conditions / W. Fan, C. Zhang, D.-X. Zhang, L.-X. Guo, M. Zhang // *Clinical Biomechanics*. – 2023. – Vol. 102. – Article no. 105872.

82. Fan, W. Influence of different frequencies of axial cyclic loading on time-domain vibration response of the lumbar spine: A finite element study / W. Fan, L.-X. Guo // *Computers in Biology and Medicine*. – 2017. – Vol. 86. – P. 75–81.

83. Galbusera, F. Comparison of four methods to simulate swelling in poroelastic finite element models of intervertebral discs / F. Galbusera, H. Schmidt, J. Noailly, A. Malandrino, D. Lacroix, H.-J. Wilke, A. Shirazi-Adl // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2011. – Vol. 4. – P. 1234–1241.

84. Galbusera, F. The effect of degenerative morphological changes of the intervertebral disc on the lumbar spine biomechanics: a poroelastic finite element investigation / F. Galbusera, H. Schmidt, C. Neidlinger-Wilke, H.-J. Wilke // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2011. – Vol. 14, № 8. – P. 729–739.

85. Galbusera, F. The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models / F. Galbusera, H. Schmidt, C. Neidlinger-Wilke, A. Gottschalk, H.-J. Wilke // *European Spine Journal*. – 2011. – Vol. 20. – P. 563–571.

86. Gao, X. Prediction of glycosaminoglycan synthesis in intervertebral disc under mechanical loading / X. Gao, Q. Zhu, W. Gu // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 2655–2661.

87. Guo, L.-X. Biomechanical and fluid flowing characteristics of intervertebral disc of lumbar spine predicted by poroelastic finite element method / L.-X. Guo, R. Li, M. Zhang // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2016. – Vol. 18, № 2. – P. 19–29.

88. Huang, Y.-P. Preserving posterior complex can prevent adjacent segment disease following posterior lumbar interbody fusion surgeries: A finite element analysis / Y.-P. Huang, C.-F. Du, C.-K. Cheng, Z.-C. Zhong, X.-W. Chen, G. Wu, Z.-C. Li, J.-D. Ye, J.-H. Lin, L.Z. Wang // *PLOS ONE*. – 2016. – Vol. 11. – P. 1–13.

89. International association for the study of pain. [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.painstudy.ru/org/iasp.htm> (дата обращения 01.10.2021).

90. Jacobs, N.T. Validation and application of an intervertebral disc finite element model utilizing independently constructed tissue-level constitutive formulations that are nonlinear, anisotropic, and time-dependent / N.T. Jacobs, D.H. Cortes, J.M. Peloquin, E.J. Vresilovic, D.M. Elliott // *Journal of Biomechanics*. – 2014. – Vol. 47. – P. 2540–2546.

91. Jaramillo, H.E. A finite element model of the L4-L5-S1 human spine segment including the heterogeneity and anisotropy of the discs / H.E. Jaramillo, L. Gomez, J.J. Garcia // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2015. – Vol. 17, № 2. – P. 15–24.

92. Kallakuri, S. Tensile stretching of cervical facet joint capsule and related axonal changes / S. Kallakuri, A. Singh, Y. Lu, Ch. Chen, A. Patwardhan, J.M. Cavanaugh // *European Spine Journal*. – 2008. – Vol. 17. – P. 556–563.

93. Kelsey, J.L. Driving of motor vehicles as a risk factor for acute herniated lumbar intervertebral disc / J.L. Kelsey, R.J. Hardy // *American Journal of Epidemiology*. – 1975. – Vol. 102, № 1. – P. 63–73.

94. Khoroshev, D.V. Biomechanical modelling of the intervertebral disc of the human lumbar spine – the problem current state / D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov, N.E. Ustuyzhantsev, Y.I. Nyashin // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2019. – Vol. 23, № 3. – P. 351–361.

95. Khoroshev, D.V. Biomechanical modelling of the vertebromotor segment of the human lumbar spine the problem current state / D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov, N.E. Ustuyzhantsev, Y.I. Nyashin // *Series on Biomechanics*. – 2021. – Vol.35, № 1. – P. 31–44.

96. Khoroshev, D.V. Finite-element modelling of a vertebromotor segment L4-L5 / D.V. Khoroshev, N.E. Ustuyzhantsev, O.R. Ilyalov // *Функциональные материалы: прогнозирование свойств и технологии изготовления: материалы междунар. научно-технич. конф., 15–18 апреля 2019*. – Пермь: изд-во ПНИПУ, 2019. – С. 37.

97. Khoroshev, D.V. Modelling of a vertebromotor segment L4-L5 / D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov, N.E. Ustuyzhantsev // *International Symposium Non-Equilibrium Processes in Continuous Media: Program and book of abstracts, September, 16–18 2021*. – Perm, 2021. – P. 63.

98. Khoroshev, D.V. Personalized geometry digitization technique of the vertebromotor segment L4-L5 in vivo / D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov,

N.E. Ustuyzhantsev, Y.I. Nyashin // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2019. – Vol. 23, № 4. – P. 547–554.

99. Kim, H.-J. Biomechanical analysis of fusion segment rigidity upon stress at both the fusion and adjacent segments: A comparison between unilateral and bilateral pedicle screw fixation / H.-J. Kim, K.-T. Kang, B.-S. Chang, C.-K. Lee, J.-W. Kim, J.S. Yeom // *Yonsei Medical Journal*. – 2014. – Vol. 55, № 5. – P. 1386–1394.

100. Lee, H.J. Biomechanical evaluation of lateral lumbar interbody fusion with various fixation options for adjacent segment degeneration: a finite element analysis / H.J. Lee, S.-J. Lee, J.-M. Jung, T.H. Lee, Ch. Jeong, T.J. Lee, J. Jang, J.-W. Lee // *World Neurosurgery*. – 2023. – Vol. 173. – P. E156–E167.

101. Lee, K.E. Joint distraction magnitude is associated with different behavioral outcomes and substance P levels for cervical facet joint loading in the rat / K.E. Lee, B.A. Winkelstein // *The Journal of Pain*. – 2009. – Vol. 10, № 4. – P. 436–445.

102. Li, Q.Y. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis / Q.Y. Li, H.-J. Kim, J. Son, K.-T. Kang, B.-S. Chang, C.-K. Lee, H.S. Seok, J.S. Yeom // *Computers in Biology and Medicine*. – 2017. – Vol. 89. – P. 512–519.

103. Lindsey, D.P. Sacroiliac joint fusion minimally affects adjacent lumbar segment motion: A finite element study / D.P. Lindsey, A. Kiapour, S.A. Yerby, V.K. Goel // *International Journal of Spine Surgery*. – 2015. – Vol. 9, № 64. – P.1–8.

104. Liu, J. A comparison of the biomechanical properties of three different lumbar internal fixation methods in the treatment of lumbosacral spinal tuberculosis: finite element analysis / J. Liu, X. Gong, K. Wang, X. Li, X. Zhang, J. Sun, Y. Zhu, Y. Ai, J. Ren, J. Xiu, W. Ji // *Scientific Reports*. – 2023. – Vol. 13. – Article no. 11354.

105. Lu, Y. Strain changes on the cortical shell of vertebral bodies due to spine ageing: A parametric study using a finite element model evaluated by strain measurements / Y. Lu, E. Rosenau, H. Paetzold, A. Klein, K. Puschel, M.M. Morlock, G. Huber // *Journal of Engineering in Medicine*. – 2013. – Vol. 227, № 12. – P. 1265–1274.

106. Machado, C. Back pain associated with vertebral facet joints / C. Machado. [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.netterimages.com/intervertebral-disk-unlabeled-orthopaedics-carlos-a-g-machado-7594.html> (дата обращения: 10.04.2019).

107. Malandrino, A. Numerical exploration of the combined effect of nutrient supply, tissue condition and deformation in the intervertebral disc / A. Malandrino, J. Noailly, D. Lacroix // *Journal of Biomechanics*. – 2014. – Vol. 47. – P. 1520–1525.

108. Malandrino, A. Regional annulus fiber orientations used as a tool for the calibration of lumbar intervertebral disc finite element models / A. Malandrino, J. Noailly, D. Lacroix // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2011. – Vol. 16, № 9. – P. 923–928.

109. Malandrino, A. The effect of sustained compression on oxygen metabolic transport in the intervertebral disc decreases with degenerative changes / A. Malandrino, J. Noailly, D. Lacroix // *PLoS Computational Biology*. – 2011. – Vol. 7. – P. 1–12.

110. Maniadakis, N. The economic burden of back pain in the UK / N. Maniadakis, A. Gray // *Pain*. – 2000. – Vol. 84, № 1. – P. 95–103.

111. Matsumoto, K. Sagittal imbalance may lead to higher risks of vertebral compression fractures and disc degeneration – a finite element analysis / K. Matsumoto, A. Shah, A. Kelkar, M. Mumtaz, Y. Kumaran, V.K. Goel // *World Neurosurgery*. – 2022. – Vol. 167. – P. E962–E971.

112. Mavrych, V. Age-related changes of lumbar vertebral body morphometry / V. Mavrych, O. Bolgova, P. Ganguly, S. Kashchenko // *Austin Journal of Anatomy*. – 2014. – Vol. 1, № 3. – P. 1–7.

113. Naserkhaki, S. Effects of inter-individual lumbar spine geometry variation on load-sharing: Geometrically personalized finite element study / S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, M. El-Rich // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 2909–2917.

114. Naserkhaki, S. On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study / S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, S. Adeeb, M. El-Rich // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 974–982.

115. Nicolini, L.F. An experimental-numerical method for the calibration of finite element models of the lumbar spine / L.F. Nicolini, A. Beckmann, M. Laubach, F. Hildebrand, P. Kobbe, C. Rodrigo, de M. Roesler, E.A. Fancello, B. Markert, M. Stoffel // *Medical Engineering and Physics*. – 2022. – Vol. 107. – Article no. 103854.

116. Nikkhoo, M. A meta-model analysis of a finite element simulation for defining poroelastic properties of intervertebral discs / M. Nikkhoo, Y.-C. Hsu, M. Haghpanahi, M. Parnianpour, J.-L. Wang // *Journal of Engineering in Medicine*. – 2013. – Vol. 227, № 6. – P. 672–682.

117. Nikkhoo, M. Biomechanical response of intact, degenerated and repaired intervertebral discs under impact loading – Ex-vivo and In-Silico investigation / M. Nikkhoo, J.-L. Wang, M. Parnianpour, M. El-Rich, K. Khalaf // *Journal of Biomechanics*. – 2018. – Vol. 70. – P. 26–32.

118. Noailly, J. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute / J. Noailly, D. Lacroix, J.A. Planell // *Spine*. – 2005. – Vol. 30, № 20. – P. 2257–2264.

119. Park, W.M. Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine / W.M. Park, K. Kim, Y.H. Kim // *Computers in Biology and Medicine*. – 2013. – Vol. 43. – P. 1234–1240.

120. Prado, M. Discectomy decreases facet joint distance and increases the instability of the spine: A finite element study / M. Prado, C. Mascoli, H. Giambini // *Computers in Biology and Medicine*. – 2022. – Vol. 143. – Article no. 105278.

121. Qasim, M. Damage accumulation location under cyclic loading in the lumbar disc shifts from inner annulus lamellae to peripheral annulus with increasing disc degeneration / M. Qasim, R.N. Natarajan, H.S. An, G.B.J. Andersson // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 47. – P. 24–31.

122. Qasim, M. Initiation and progression of mechanical damage in the intervertebral disc under cyclic loading using continuum damage mechanics methodology: A finite element study / M. Qasim, R.N. Natarajan, H.S. An, G.B.J. Andersson // *Journal of Biomechanics*. – 2012. – Vol. 45. – P. 1934–1940.

123. Ruiz, C. Material property discontinuities in intervertebral disc porohyperelastic finite element models generate numerical instabilities due to volumetric strain variations / C. Ruiz, J. Noailly, D. Lacroix // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2013. – Vol. 26. – P. 1–10.

124. Schmidt, H. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment / H. Schmidt, F. Heuer, J. Drumm, Z. Klezl, L. Claes, H.-J. Wilke // *Clinical Biomechanics*. – 2007. – Vol. 22. – P. 377–384.

125. Schmidt, H. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus / H. Schmidt, F. Heuer, U. Simon, A. Kettler, A. Rohlmann, L. Claes, H.-J. Wilke // *Clinical Biomechanics*. – 2006. – Vol. 21. – P. 337–344.

126. Schmidt, H. Computational biomechanics of a lumbar motion segment in pure and combined shear loads / H. Schmidt, M. Bashkuev, M. Dreischarf, A. Rohlmann, G. Duda, H.-J. Wilke, A. Shirazi-Adl // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46. – P. 2513–2521.

127. Schmidt, H. Finite element study of human lumbar disc nucleus replacements / H. Schmidt, M. Bashkuev, F. Galbusera, H.-J. Wilke, A. Shirazi-

Adl // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 17, № 16. – P.1762–1776.

128. Schmidt, H. Is the ovine intervertebral disc a small human one? A finite element model study / H. Schmidt, S. Reitmaier // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2013. – Vol. 17. – P. 229–241.

129. Schmidt, H. Remedy for fictive negative pressures in biphasic finite element models of the intervertebral disc during unloading / H. Schmidt, F. Galbusera, H.-J. Wilke, A. Shirazi-Adl // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2011. – Vol.14, № 3. – P. 293–303.

130. Schmidt, H. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities – A finite element analysis / H. Schmidt, A. Shirazi-Adl, F. Galbusera, H.-J. Wilke // *Journal of Biomechanics*. – 2010. – Vol. 43. – P. 1849–1856.

131. Schmidt, H. The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration – A finite element analysis / H. Schmidt, A. Kettler, A. Rohlmann, L. Claes, H.-J. Wilke // *Clinical Biomechanics*. – 2007. – Vol. 22. – P. 988–998.

132. Schroeder, Y. A biochemical/biophysical 3D FE intervertebral disc model / Y. Schroeder, J.M. Huyghe, C.C. van Donkelaar, K. Ito // *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. – 2010. – Vol. 9. – P. 641–650.

133. Schroeder, Y. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc / Y. Schroeder, W. Wilson, J.M. Huyghe, F.P.T. Baaijens // *European Spine Journal*. – 2006. – Vol. 15, № 3. – P. S361–S371.

134. Shahraki, N.M. On the use of biaxial properties in modeling annulus as a Holzapfel-Gasser-Ogden material / N.M. Shahraki, A. Fatemi, V.K. Goel, A. Agarwal // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2015. – Vol. 3, №69. – P.1–9.

135. Sharabi, M. Towards intervertebral disc engineering: Bio-mimetics of form and function of the annulus fibrosus lamellae / M. Sharabi, S. Wertheimer, K.R. Wade, F. Galbusera, D. Benayahu, H.-J. Wilke, R. Haj-Ali // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2019. – Vol. 94. – P. 298–307.

136. Stellman, J.M. Encyclopaedia of occupational health and safety: The body, health care, management and policy, tools and approaches / J.M. Stellman. – 4-th ed. – Geneva: International Labour Organization, 1998. – Vol. 1. – P. 6.6–6.10

137. Sun, Zh. A swelling-based biphasic analysis on the quasi-static biomechanical behaviors of healthy and degenerative intervertebral discs / Zh. Sun, Yu. Sun, T. Lu, J. Li, Ch. Mi // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 2023. – Vol. 235. – Article no. 107513.

138. Tall, M. Morphometric study of the lumbar spray in the african black west subject: interest in surgery. About a CT scans of 170 cases in Ouagadougou (Burkina Faso) / M. Tall, M. Sawadogo, A.N. Kassé, A. Ouédraogo, H. Pilabré, I. Savadogo, O. Diallo, R. Cissé // *Open Journal of Orthopedics*. – 2018. – Vol. 8. – P. 190–199.

139. Tsouknidas, A. A finite element model technique to determine the mechanical response of a lumbar spine segment under complex loads / A. Tsouknidas, N. Michailidis, S. Savvakis, K. Anagnostidis, K.-D. Bouzakis, G. Kapetanios // *Journal of Applied Biomechanics*. – 2012. – Vol. 28, № 4. – P. 448–456.

140. Turbucz, M. Development and validation of two intact lumbar spine finite element models for in silico investigations: comparison of the bone modelling approaches / M. Turbucz, A.J. Pokorni, G. Szoke, Z. Hoffer, R.M. Kiss, A. Lazary, P.E. Eltes // *Appl. Sci.* – 2022. – Vol. 12. – Article no. 10256.

141. Vadapalli, S. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion – A finite element study / S. Vadapalli, K. Sairyo, V.K. Goel, M. Robon, A. Biyani, A. Khandha, N.A. Ebraheim // *Spine*. – 2006. – Vol. 31, № 26. – P. E992–E998.

142. Vos, T. Global, regional and national incidence, prevalence and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. / T. Vos, A.A. Abajobir, C. Abbafati // *Lancet*. – 2017. – Vol. 390. – P. 1211–1259.

143. Wang, Y. Biomechanical evaluation of an oblique lateral locking plate system for oblique lumbar interbody fusion: a finite element analysis / Y. Wang, J. Wang, S. Tu, S. Li, J. Yi, H. Zhao, H. Qiao, K. Yan, B. Liao // *World Neurosurgery*. – 2022. – Vol. 160. – P. E126–E141.

144. Weisse, B. Determination of the translational and rotational stiffnesses of an L4-L5 functional spinal unit using a specimen-specific finite element model / B. Weisse, A.K. Aiyangar, Ch. Affolter, R. Gander, G.P. Terrasi, H. Ploeg // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2012. – Vol. 13. – P. 45–61.

145. Wiczenbach, T. Development and validation of lumbar spine finite element model / T. Wiczenbach, L. Pachocki, K. Daszkiewicz, P. Luczkiewicz, W. Witkowski // *PeerJ*. – 2023. – Vol. 11. – Article no. e15805.

146. Williams, J.R. Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading / J.R. Williams, R.N. Natarajan, G.B.J. Andersson // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – Vol. 40. – C. 1981–1987.

147. Wills, C.R. Simulating the sensitivity of cell nutritive environment to composition changes within the intervertebral disc / C.R. Wills, A. Malandrino, M.M. van Rijsbergen, D. Lacroix, K. Ito, J. Noailly // *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. – 2016. – Vol. 90. – P. 108–123.

148. Wolf, A. Morphometric study of the human lumbar spine for operation-workspace specifications / A. Wolf, M. Shoham, S. Michael, R. Moshe // *Spine*. – 2001. – Vol. 26, № 22. – P. 2472–2477.

149. Xu, M. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation / M. Xu, J. Yang, I.H. Lieberman, R. Haddas // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2017. – Vol. 20, № 1. – P. 1–15.

150. Yan, Y. Biomechanical evaluation of two fusion techniques based on finite element analysis: Percutaneous endoscopic and minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion / Y. Yan, J. Li, J. Yu, Y. Wang, H. Dong,

Yu. Sun, X. Wua, L. He, W. Chen, H. Feng // *Medicine in Novel Technology and Devices*. – 2022. – Vol. 16. – Article no. 100138.

151. Zahaf, S. Biomechanical study between the rigid and dynamic fixation systems of the spinal column analyzed by the finite element method / S. Zahaf, S. Kebdani // *Nano Biomed Eng*. – 2017. – Vol. 9, № 2. – P.169–183.

152. Zander, T. Impact of material and morphological parameters on the mechanical response of the lumbar spine – A finite element sensitivity study / T. Zander, M. Dreischarf, A.-K. Timm, W.W. Baumann, H. Schmidt // *Journal of Biomechanics*. – 2017. – Vol. 53. – P. 185–190.

153. Zarei, V. Multiscale structure-based mechanical modeling of the human spine lumbar facet capsular ligament. PhD thesis / V. Zarei. – USA: Minnesota: The University of Minnesota, 2018. – P. 126.

154. Zhang, N.-Z. Biomechanical changes at the adjacent segments induced by a lordotic porous interbody fusion cage / N.-Z. Zhang, Q.-S. Xiong, J. Yao, B.-L. Liu, M. Zhang, C.-K. Cheng // *Computers in Biology and Medicine*. – 2022. – Vol. 143. – Article no. 105320.

155. Zhou, Y.L. Effect of disc height and disc wedge angle on lumbar spine under axial compressive force / Y.L. Zhou, Q.H. Zhang, E.C. Teo // *WACBE World Congress on Bioengineering*. – 2007. – Bangkok. – Thailand.

156. Zhu, Q. Kinetics of charged antibiotic penetration into human intervertebral discs: A numerical study / Q. Zhu, X. Gao, N. Li, W. Gu, F. Eismont, M.D. Brown // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 3079–3084.

157. Zhu, Q. Temporal changes of mechanical signals and extracellular composition in human intervertebral disc during degenerative progression / Q. Zhu, X. Gao, W. Gu // *Journal of Biomechanics*. – 2014. – Vol. 47. – P. 3734–3743.

Приложение 1. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе на кафедре «Нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии»

УТВЕРЖДАЮ

проректор по образовательной деятельности
ФГБОУ ВО ПГМУ им. академика

Е.А. Вагнера Минздрава России,

доктор медицинских наук, профессор

Минаева Н.В.



АКТ

об использовании результатов диссертации на соискание степени кандидата физико-математических наук Хорошева Дениса Владимировича «Биомеханическое моделирование гиперрецепции в капсуле фасеточного сустава позвоночно-двигательного сегмента L4-L5» в учебном процессе на кафедре «Нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии» лечебного факультета

Настоящим актом подтверждается, что в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера» Министерства здравоохранения Российской Федерации при чтении лекций и проведении практических занятий по дисциплине «Оперативная хирургия и топографическая анатомия» направление подготовки 31.05.01 «Лечебное дело» используются результаты кандидатской диссертации Хорошева Дениса Владимировича.

Автор
ассистент кафедры вычислительной
математики, механики и биомеханики

Д.В. Хорошев

Декан
лечебного факультета,
доктор медицинских наук, профессор

В.Г. Желобов

Заведующая кафедрой
нормальной, топографической и клинической
анатомии, оперативной хирургии,
доктор медицинских наук, профессор

И.А. Баландина



Приложение 2. Акт о внедрении в практическую деятельность



УТВЕРЖДАЮ
 Главный врач
 ГБУЗ ПК «ГКБ им. С.Н. Гринберга» г. Перми
 Шипигузов К.Б.
 «08» сентября 2024 г.

АКТ

внедрения в практическую деятельность способа «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента L4-L5»

Мы, нижеподписавшиеся, комиссия в составе: председателя – заместителя главного врача по клинико-экспертной работе С.В. Юрков, членов комиссии: заведующего нейрохирургическим отделением Н.Е. Устюжанцева, заведующей рентгенологическим отделением Н.В. Клементьевой, удостоверяем, что способ «Способ диагностики состояния фасеточных суставов поясницы человека на уровне сегмента L4-L5», предложенный в диссертационном исследовании «Биомеханическое моделирование гиперрецепции в капсуле фасеточного сустава позвоночно-двигательного сегмента L4-L5» Хорошева Дениса Владимировича используется в деятельности нейрохирургического отделения ГБУЗ ПК «ГКБ им. С.Н. Гринберга».

Председатель:

Заместитель главного врача
 по клинико-экспертной работе

С.В. Юрков

Члены комиссии:

Заведующий нейрохирургическим отделением

Н.Е. Устюжанцев

Заведующая рентгенологическим отделением

Н.В. Клементьева