

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

На правах рукописи

ДОННИК АННА МИХАЙЛОВНА

ПАЦИЕНТО-ОРИЕНТИРОВАННОЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ
МОДЕЛИРОВАНИЕ ГРУДНОГО И ПЕРЕХОДНОГО
ГРУДОПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА

01.02.08 - Биомеханика

Диссертация на соискание ученой степени кандидата
физико-математических наук

Научный руководитель:
д.ф.-м.н., профессор Л.Ю. Коссович

Саратов - 2022

Оглавление

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	5
Введение	6
Глава 1 Состояние проблемы пациенто-ориентированного биомеханического моделирования груднопоясничного отдела позвоночника	13
1.1 Анатомия позвоночного столба	13
1.2 Классификация повреждений позвоночника	18
1.3 Клиническая картина повреждений груднопоясничного отдела позвоночника	29
1.4 Методы лечения повреждений грудного и груднопоясничного отделов позвоночника	32
1.5 Осложнения после хирургического лечения	37
1.6 Биомеханическое моделирование позвоночника	39
1.7 Построение твердотельной модели тела позвонка	40
1.8 Построение твердотельных моделей межпозвонковых дисков	41
1.9 Построение моделей фасеточных суставов	42
1.10 Моделирование связочного аппарата	42
1.11 Механические свойства	45
1.12 Контактные условия в биомеханической модели сегмента позвоночника	47
1.13 Нагрузки и граничные условия	47
1.14 Математическая постановка задачи биомеханики	49
Глава 2 Алгоритм построения биомеханической модели	51
2.1 Математическая постановка задачи биомеханики	51
2.2 Построение твердотельной модели тела позвонка	53
2.3 Построение твердотельной модели межпозвонкового диска .	54

2.4	Моделирование фасеточных суставов	55
2.5	Моделирование связочного аппарата	57
2.6	Построение биомеханической модели сегмента позвоноч- ника с имплантируемыми системами	60
2.7	Контактные условия между телами	61
2.8	Механические свойства	61
2.9	Нагрузки и граничные условия	63
2.10	Выводы к главе 2	64
Глава 3 Биомеханическое моделирование повторной трав-		
	мы грудного отдела позвоночника	66
3.1	Медицинская постановка задачи	66
3.2	Биомеханический эксперимент. Часть 1	67
3.3	Биомеханический эксперимент. Часть 2	83
3.4	Выводы к главе 3	105
Глава 4 Короткосегментарная система фиксации с исполь-		
	зованием промежуточных винтов при компрессион-	
	ном переломе тела позвонка грудопоясничного от-	
	дела позвоночника	107
4.1	Медицинская постановка задачи	107
4.2	Биомеханический эксперимент	108
4.3	Выводы к главе 4	123
Глава 5 Применение ламинарных крючков при хирургиче-		
	ском лечении оскольчатого перелома тела позвонка	
	грудопоясничного отдела позвоночника	125
5.1	Медицинская постановка задачи	125
5.2	Биомеханический эксперимент	126
5.3	Выводы к главе 5	149
Заключение		151

Приложение 1. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе механико-математического факультета	153
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ.....	154

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

КТ - компьютерная томография

КЭП - конечно-элементный пакет

МРТ - магнитно-резонансная томография

НДС - напряженно-деформированное состояние

ПДС - позвоночно-двигательный сегмент

ПО - программное обеспечение

САПР - система автоматизированного проектирования

ТПС - транспедикулярная система

Введение

Актуальность

Повреждения позвоночника – важная социальнозначимая проблема современного общества. Согласно данным Всемирной организации здравоохранения до 90% повреждений позвоночника возникают вследствие травматических причин, таких как дорожно-транспортные происшествия, падения с высоты или насилие [3, 114]. Количество людей, получающих такие травмы, ежегодно растет. Из общего количества травм позвоночника на грудной отдел приходится до 30%, на пояснично-крестцовых - до 40%. В случае падения с высоты более 65 % локализуются в грудопоясничном отделе. При дорожно-транспортных происшествиях большая часть повреждений приходится на грудной отдел позвоночника [41]. При значительной силе травматического воздействия возникают многоуровневые повреждения позвоночника, из них 75 % - грудного отдела [81]. Среди травм грудного отдела позвоночника наиболее часто встречаются переломы 11-12 грудных позвонков (Th11, Th12) и 1-2 поясничных (L1-L2). Это объясняется переходом из ригидного грудного отдела в подвижный поясничный.

Планирование и проведение хирургических операций на позвоночнике осуществляются на основе личного опыта и знаний хирурга. Однако, приняв во внимание индивидуальные биомеханические параметры пациента на этапе планирования операции, результативность хирургического вмешательства можно значительно улучшить. Учесть их позволяет использование биомеханического моделирования. В настоящее время его применение в медицине распространено для индивидуализации лечения пациентов в челюстно-лицевой [28], дентальной [34, 35, 38–40] и в спинальной хирургии [4, 31, 32]. Вопросам биомеханического моделирования опорно-двигательного аппарата посвящены работы таких

отечественных и зарубежных ученых, как Акулич Ю.В., Кудяшев А.Л., Иванов Д.В., Коноплев Ю.Г., Ambati D., Arai Y., Barron V., Bedbrook J.M., Bergmann G., Chang B.-S., Fan S., Goel V., Gonzalez-Blohm S.A., Guan Y., Havaladar R., Kiarpour A., Kim H.-J., Lee C.-K., Lee III W.E., Li Q. Y., Rao M., Kang K.-T., Pilli S.C., Putti B.B., Rohlmann A., Suzuki H., Takahashi H.E., Totoribe K., Tyndyk M.A., Wu J., Zander T.

Биомеханическое моделирование - это метод, включающий в себя этапы создания биомеханической модели, нагружения этой модели и численного расчета напряженно-деформированного состояния. Биомеханическая модель позвоночника представляет собой трехмерную твердотельную модель с назначенными механическими свойствами биологических материалов. Анализ публикаций, авторы которых занимаются биомеханическим моделированием сегментов позвоночного столба, показал неоднозначность подхода к построению биомеханических моделей.

Проведенное исследование направлено на решение медицинской и социальной проблемы, связанной с совершенствованием методов хирургического лечения повреждений грудного и груднопоясничного отделов позвоночника.

В связи с распространенностью травмирования указанных отделов позвоночника определены объекты исследования.

Объектами исследования являются отделы позвоночника, расположенные на уровне позвонков Th7-L2.

Цель исследования: разработка алгоритма построения биомеханической модели грудного и груднопоясничного отделов позвоночника, позволяющей в условиях проведения биомеханического эксперимента

- определить наиболее рациональный выбор тактики хирургического лечения травм и повреждений на уровне позвонков грудного и груднопоясничного отделов позвоночника;
- оценить надежность металлоконструкций, используемых при хирургиче-

ском лечении травм позвоночника.

Для достижения поставленной цели были решены следующие **задачи**:

- 1 Разработка подхода к построению биомеханической модели грудного и груднопоясничного отделов позвоночника, включающего в себя:
 - построение твердотельной модели грудного и груднопоясничного отделов позвоночника;
 - выбор механических свойств биологических объектов, входящих в твердотельную модель.
- 2 Определение напряженно-деформированного состояния (НДС) грудного, груднопоясничного отделов позвоночника и систем фиксации для выявления условий, способствующих их разрушению и приводящих к повторной травме.
- 3 Проведение биомеханического моделирования для выявления преимуществ использования систем транспедикулярной фиксации, дополненных промежуточными винтами.
- 4 Проведение биомеханического моделирования для выявления возможности использования систем фиксации, дополненных ламинарными крючками.

Материалы и методы исследования

Математически поведение модели описывается задачей теории упругости в статической постановке.

Решение поставленной задачи выполнено численно с использованием метода конечных элементов. С этой целью использован конечно-элементный пакет ANSYS (18 и 19 версии).

Построение геометрии тел позвонков выполнено на основе данных компьютерной томографии в виде DICOM-файлов пациента с повторным травмирова-

нием позвонков груднопоясничного отдела; пациента с компрессионным оскольчатый переломом тела позвонка Th11 и пациента с оскольчатый переломом тела позвонка L2. Первичная обработка границ тел, избавление от шумов и создание объемных тел проведены в ПО Mimics Materialise. Твердотельная модель тел позвонков получена в ПО 3-Matic Materialise. Межпозвонковые диски, фасеточные суставы и медицинские фиксирующие изделия созданы в САПР Solid Works. Для фиксации использованы моноаксиальные и полиаксиальные винты, стержни, стягивающие штанги, крючки и сетчатый межтеловой заменитель MESH. Построение связок и генерирование вычислительной сетки выполнено в модуле Workbench программного комплекса ANSYS.

Научная новизна

- 1 Сформулирован универсальный и не имеющий ограничений по случаям травм подход к созданию биомеханической модели грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Модель, построенная по предложенному алгоритму, позволяет учитывать индивидуальные особенности строения позвоночника пациента.
- 2 Проведено биомеханическое моделирование грудного, груднопоясничного отделов позвоночника и систем фиксации и выявлены условия, способствующие их разрушению и приводящие к повторной травме.
- 3 На основе анализа НДС системы «позвоночно-двигательный сегмент – ТПС» выявлены биомеханические преимущества использования ТПС, дополненных промежуточными винтами.
- 4 Впервые выполнено биомеханическое моделирование ТПС, дополненных ламинарными крючками, и с точки зрения биомеханики показано преимущество использования их в хирургии позвоночника.

Достоверность и обоснованность результатов исследования обеспечивается корректностью математической постановки задачи теории упругости,

применением строгих математических методов, сравнением результатов с известными результатами других авторов, а также с результатами медицинского контроля.

Практическая значимость результатов работы

Практическая значимость заключается в возможности использования разработанной биомеханической модели при проведении предоперационного планирования для анализа различных вариантов хирургического вмешательства, для усовершенствования систем фиксации позвоночника при лечении повреждений грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Получены свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ и баз данных:

- База данных «Модельная версии 2.0» для прототипа системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D (RU 2021621555 от 20.07.2021).
- База данных «Имплантаты версии 3.0» для прототипа системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D (RU 2021621564 от 20.07.2021).

Результаты диссертационной работы внедрены в учебную деятельность механико-математического факультета Саратовского университета.

Апробация работы и публикации

Результаты работы были представлены на всероссийских и международных конференциях: «Практическая биомеханика-2015» (Саратов, Россия), VII Международная научно-практическая конференция «Presenting Academic Achievements to the World» (2016, Саратов, Россия), XI Всероссийская конференция «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (2016, Дивноморское, Россия), «Актуальные проблемы математики и механики» (2016, Саратов, Россия), «Современные методы информационного поиска в аспекте междисциплинарных исследований» (2016, Саратов, Россия), Saratov Fall Meeting'2016:International Symposium Optics and Biophotonics-IV (Саратов,

Россия), «Практическая биомеханика-2016» (Саратов, Россия), XVIII Международная конференция «Современные проблемы механики сплошной среды» (2016, Ростов-на-Дону, Саратов), «Актуальные проблемы математики и механики» (2017, Саратов, Россия), XII Всероссийская конференция «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (2017, Дивноморское, Россия), «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2017» (Саратов, Россия), X Всероссийская научно-практическая конференция молодых ученых с международным участием «Цивьяновские чтения» (2017, Новосибирск, Россия), «Практическая биомеханика-2017» (Саратов, Россия), Международная научная конференция по механике «VIII Поляховские чтения» (2018, Санкт-Петербург, Россия), XI Всероссийский съезд травматологов-ортопедов (2018, Санкт-Петербург, Россия), «Актуальные проблемы математики и механики» (2018, Саратов, Россия), «БИОМЕХАНИКА - 2018» (Дивноморское, Россия), Международная научно-техническая конференция «Актуальные проблемы прикладной математики, информатики и механики» (2018, Воронеж, Россия), XII Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики (2019, Воронеж, Россия), XII Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики (2019, Уфа, Россия), XX Международная конференция «Современные проблемы механики сплошной среды» (2020, Ростов-на-Дону, Россия).

Структура и объем диссертации

Работа состоит из списка сокращений, введения, 5 глав, заключения, приложения и списка литературы. Общий объем работы составляет 174 страниц, 108 рисунков, 25 таблиц, приложения и 21 страницы библиографии, включающей 136 наименований.

Публикации

Основное содержание работы опубликовано в 21 работе, в том числе 4, входящих в перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой

степени кандидата наук (4 – в изданиях, входящих в базы цитирования Web of Science и Scopus, из них 3 – в изданиях, рекомендованных ВАК).

Личный вклад автора

Автор лично разработал алгоритм создания биомеханической модели груднопоясничного отдела позвоночника, выполнил все описанные в работе биомеханические эксперименты, осуществил визуализацию и провел анализ результатов этих экспериментов. Научный руководитель и соавторы научных исследований принимали участие в постановке задач и обсуждении полученных результатов, анализе достоверности полученных результатов с точки зрения клинической практики.

В работах [10–13, 15–17, 19, 20, 29, 30, 66] автору принадлежат постановки задач, большая часть обзоров литературы, постановка и выполнение биомеханических экспериментов, и интерпретация результатов. Работы [6–9] выполнены автором лично без соавторов. В работе [21] автором лично выполнено биомеханическое моделирование сегмента груднопоясничного отдела позвоночника. В работах [14, 18, 25, 33] автору принадлежит часть обзоров литературы по тематике диссертации. Тексты статей [6–19, 25, 29, 30, 66] подготовлены автором лично.

Благодарности

Выражается благодарность директору образовательно-научного института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского», к.ф.м.н., Кирилловой Ирине Васильевне, научному руководителю, доктору физико-математических наук, профессору, лауреату государственной премии Российской Федерации, заведующему кафедрой математической теории упругости и биомеханики, президенту ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского» Коссовичу Леониду Юрьевичу, врачу травматологу-ортопеду ФГБУ «Главный военный клинический госпиталь имени А.Н. Бурденко» Асланову Рамису Аслановичу, врачу травматологу-ортопеду НИИТОН СГМУ имени В.И. Разумовского Лихачеву Сергею Вячеславовичу.

Глава 1

Состояние проблемы пациенто-ориентированного биомеханического моделирования грудопоясничного отдела позвоночника

1.1 Анатомия позвоночного столба

Строение позвоночника человека в данный момент довольно широко изучено [23].

Позвоночник человека состоит из 32-34 позвонков, разделенных на 5 отделов: шейный (7 позвонков), грудной (12 позвонков), поясничный (5 позвонков), крестцовый или крестец (5 сросшихся позвонков) и копчик (3-5 сросшихся позвонков) (рисунок 1.1). Для краткости в медицинской терминологии принято обозначать позвонки шейного отдела латинской буквой «С», позвонки грудного отдела - двумя латинскими буквами «Th», позвонки поясничного отдела - латинской буквой «L», позвонки крестца - латинской буквой «S», копчик - двумя латинскими буквами «Co». Для обозначения конкретного позвонка его номер ставится рядом с буквенным обозначением соответствующего отдела. Таким образом, позвонки шейного отдела обозначаются С1 - С7, грудного - Th1 - Th12, поясничного - L1 - L5, крестцового - S1-S5, копчик - Co1 - Co5.

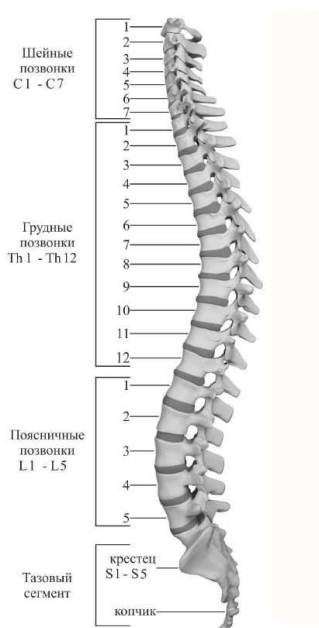


Рисунок 1.1 — Строение позвоночника

В строении позвонков каждого отдела можно выделить: тело позвонка, остистый отросток, нижние суставные отростки, верхние суставные отростки, поперечные отростки (рисунок 1.2). Тело позвонка во фронтальной проекции имеет эллиптическую форму. Отростки крепятся к телу позвонка за счет наличия дуги, образующей позвоночное отверстие.



Рисунок 1.2 — Строение позвонка

Самый верхний отдел позвоночного столба - шейный. К особенностям строения шейного отдела можно отнести разнообразие строения его позвонков. Первые два позвонка называются атлант и аксис. Они существенно отличаются от

общего анатомического строения позвонков, но за их счет обеспечивается широкий спектр поворотов и наклонов головы. В отличие от позвонков других отделов шейные позвонки имеют отверстия в поперечных отростках. Остистые отростки шейных позвонков короткие, направлены вниз и имеют раздвоенный конец. Суставные отростки также короткие и расположены между горизонтальной и фронтальной плоскостями.

Грудной отдел позвоночника включает 12 позвонков. По размеру они крупнее шейных. Их отличает от позвонков других отделов - наличие реберной ямки на поперечных отростках с 1 по 10 позвонков. Остистые отростки длинные, так же как и у шейных позвонков наклонены вниз и накладываются друг на друга. Суставные отростки располагаются во фронтальной плоскости.

Поясничный отдел позвоночника включает 5 позвонков, имеющих массивное тело. Остистые отростки поясничных позвонков плоские, короткие, имеют утолщенные концы. Их суставные отростки располагаются в сагиттальной плоскости, поперечные отростки - во фронтальной.

Крестцовый отдел, или крестец, представлен пятью сросшимися позвонками. Крестец имеет тазовую и заднюю (дорсальную) поверхности. На тазовой поверхности располагаются крестцовые тазовые отверстия. Между ними проходят поперечные линии, образованные краями пластин сросших позвонков. Боковые части имеют ушковидные поверхности. На задней поверхности крестца расположены медиальные гребни, образованные сращением остистых отростков, интермедиальные гребни, образованные сращением суставных отростков, и латеральные гребни, образованные сращением поперечных отростков. Под медиальными гребнями проходит крестцовый канал. В верхней части крестца расположены верхние суставные поверхности. Строение позвонков представлено на рисунке 1.3.

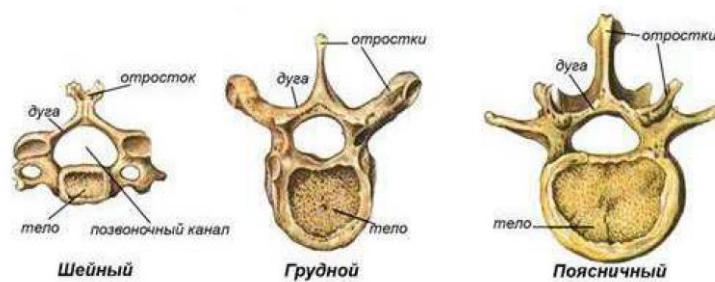


Рисунок 1.3 — Строение позвонков

В процессе роста человека формируются физиологические изгибы позвоночника: шейный и поясничный лордозы, грудной и крестцовый кифозы.

В позвоночном столбе присутствуют все виды соединений: непрерывные и прерывные. К непрерывным соединениям относятся: фиброзные соединения (связки), хрящевые соединения (межпозвоночные диски), костные соединения (в них с возрастом перерастают хрящевые соединения). К прерывным соединениям относятся суставы.

Позвоночный столб окружен мышечно-связочным аппаратом.

В грудном и поясничном отделах связывают позвонки пять видов связок: желтые связки (*ligamenta flava*), межпоперечные связки (*ligamenta intertrasversaria*), межостистые связки (*ligamenta interspinalia*), надостистая связка (*ligamentum supraspinale*), передняя продольная связка (*ligamentum longitudinale anterios*), задняя продольная связка (*ligamentum longitudinale posterius*). Желтые связки находятся между дугами смежных позвонков. Желтые связки служат основой для формирования позвоночного канала и не дают возможности большому расхождению позвонковых дуг при сгибании человека (наклон вперед). Межпоперечные связки располагаются между поперечными отростками во всех отделах, кроме шейного. Благодаря им ограничивается амплитуда боковых движений позвоночника. Межостистые связки проходят между остистыми отростками и переходят в заднюю надостистую связку. Надостистая связка соединяет края остистых отростков от седьмого шейного позвонка до крестца. Передняя продольная связка проходит вдоль передней поверхности тел позвонков и

межпозвонковых дисков и плотно к ним прилегает. Так же как и остистые отростки позвонков ограничивает движение позвоночного столба при разгибании. Задняя продольная связка проходит вдоль задней поверхности тел позвонков и межпозвонковых дисков внутри позвоночного канала. Плотно прилегает к межпозвонковым дискам. Задняя продольная связка ограничивает движение позвоночника при сгибании.

Тела позвонков между собой связаны межпозвонковыми дисками (рисунок 1.4). Межпозвонковый диск представляет собой тело из хрящевой ткани, состоящее из пульпозного ядра, фиброзного кольца и двух тонких хрящевых пластинок. Пульпозное ядро - это шаровидное тело диаметра от 1 до 2,5 см, обладающее высокой упругостью. Фиброзное кольцо расположено вокруг пульпозного ядра и состоит из хрящевых волокон, переплетающихся в продольном и поперечном направлениях, образующих несколько слоев. Фиброзное кольцо плотно прилегает к поверхности пульпозного ядра. Оно вплетается в хрящевые, или замыкательные, пластины, которые граничат с краниальной и каудальной поверхностями позвонков. Таким образом, межпозвонковый диск плотно прикреплен к верхней и нижней пластинам позвонков, между которыми он расположен. Межпозвонковые диски выполняют амортизирующую и опорную функции в позвоночнике.

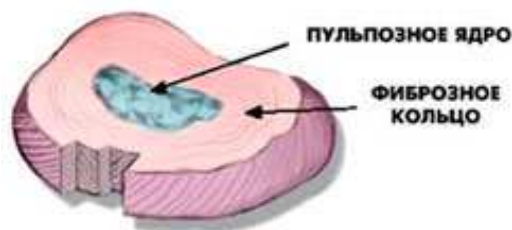


Рисунок 1.4 — Межпозвонковый диск

Переходный отдел, расположенный на уровне двух последних позвонков грудного отдела и двух первых позвонков поясничного отдела, называют грудопоясничным. Он включает четыре позвонка Th11, Th12, L1, L2, связанные межпозвонковыми дисками Th11-Th12, Th12-L1, L1-L2, фасеточными суста-

вами. Груднопоясничный отдел позвоночника окружен связочным аппаратом, включающим переднюю продольную связку, заднюю продольную связку, межостистые связки, межпоперечные связки и надостистую связку. Передняя продольная связка проходит вдоль всех четырех позвонков и полностью прилегает к передней поверхности тел позвонков и плотно соприкасается с передней поверхностью межпозвонкового диска. Задняя продольная связка проходит вдоль всех четырех позвонков и полностью прилегает к задней поверхности тел позвонков и плотно соприкасается с задней поверхностью межпозвонкового диска. Межостистые связки соединяют поверхности остистых отростков смежных позвонков. Межпоперечные связки связывают между собой поперечные отростки смежных позвонков. Надостистая связка полностью соприкасается с поверхностями остистых отростков всех позвонков.

1.2 Классификация повреждений позвоночника

Согласно Nicoll повреждения позвоночника можно разделить на стабильные и нестабильные [97, 103]. Эти понятия тесно связаны с сохранением или нарушением стабильности позвоночника сразу после повреждения. Стабильным является такой позвоночник, который способен телами своих позвонков противодействовать передним аксиальным нагрузкам, задним силам растяжения и ротационным деформациям, поддерживая вертикальное положение без прогрессирующего кифоза и предохраняя содержимое позвоночного канала от дальнейшей травматизации [126]. Иными словами, понятие стабильности позвоночника можно определить как его способность сохранять положение позвонков так, чтобы не возникало боли, раздражения корешков и спинного мозга, развития деформаций. Снижение этой способности под воздействием физиологических нагрузок определяет нестабильность позвоночника.

Стабильность позвоночника вводится исходя из концепции трехколонной

модели позвоночного столба, введенной Ф.Денисом [64, 85]. Согласно этой теории позвоночный столб можно разделить на три колонны - передняя, средняя, задняя - выделяя в каждую элементы, которые оказывают влияние на его стабильность (Таблица 1.1).

Таблица 1.1 — Трехколонная концепция строения позвоночника по F.Denis

Опорная структура (колонна)	Составляющие элементы
Передняя	Передняя продольная связка, передняя часть тел позвонков, межпозвонковых дисков.
Средняя	Задняя часть тел позвонков и межпозвонковых дисков, задняя продольная связка.
Задняя	Поперечные и остистые отростки, ножки и ламинарные части дужек позвонков, фасеточные (дуготросчатые) суставы, капсулы суставов, межостистые, надостистые и желтые связки.

К самым распространенным повреждениям относятся переломы позвоночника различной степени тяжести. Возможные повреждения позвоночника включают:

- переломы суставных отростков;
- переломы поперечных отростков;
- переломы остистых отростков;
- переломы межсуставных частей дуг;
- компрессионные переломы;
- взрывные переломы;
- сгибательно-дистракционные повреждения;

- переломо-вывихи.

Для возможности классифицирования переломов грудного и поясничного отделов позвоночника можно руководствоваться ответами на следующий перечень вопросов:

- есть ли смещение?
- есть ли повреждение задней группы?
- есть ли перелом тела позвонка, и если есть, то какого типа?

Исходя из механизма повреждения, можно выделить следующие группы переломов:

- компрессионные;
- дистракционные;
- ротационные.

Компрессионные повреждения позвоночника

Компрессионные переломы позвонков являются наиболее часто встречающимися видами повреждения позвоночника. Они образуют большую группу переломов и включают в себя различные повреждения тела позвонка от верхнего переднего края тела позвонка до многооскольчатых взрывных. При компрессионном повреждении позвонка, как правило, связочный аппарат остается целым и повреждается передняя колонна, а задняя остается целой. Таким образом, компрессионные повреждения относятся к стабильным. Возможна клиновидная деформация тела позвонка, что приводит к нарушению оси позвоночника в сагиттальной и фронтальной плоскостях. При выраженной клиновидной деформации прослеживается гиперкифоз над местом повреждения, а пальпаторно определяется ступенька, увеличенное расстояние между смежными остистыми отростками.

Статистически наиболее часто встречаемыми повреждениями являются компрессионные и, по данным [37] занимают около 70% от общей суммы всех наблюдений.

В некоторых случаях при компрессионных оскольчатых переломах тел позвонков происходит раскалывание в сагиттальной и фронтальной плоскостях в комплексе со смещением осколков [106]. Между отломками размещаются элементы поврежденного межпозвонкового диска, что препятствует сращению позвонка. По определению Я.Л. Цивьяна такие переломы являются проникающими [43]. При таком виде повреждения возникает нарушение сопротивления угловым деформациям и сжимающим нагрузкам. Деформации позвоночного столба могут быть заметно выраженными.

Большую и сложную часть повреждений грудного и поясничного отделов позвоночника, возникающих вследствие компрессионных нагрузок, составляют взрывные переломы. Взрывные переломы могут быть как крупно, так и мелкооскольчатыми. По масштабности поражения взрывные переломы могут охватывать все тело позвонка или его часть. Разрушенная часть тела позвонка состоит из осколков, располагающихся в центре и на периферии. Костные осколки, расположенные у задней стенки тела, при взрывных переломах, наиболее опасны. Элементы межпозвонковых дисков, как правило, внедряются между отломками, в связи с чем консолидация перелома затруднена. Так же при данном виде повреждения зачастую повреждаются костные структуры задней колонны. Наиболее типичным повреждением в таких случаях является вертикальная трещина дуг или перелом остистых отростков. При взрывных переломах кифотическая деформация позвоночного столба, как правило, отсутствует [37]. Связочный комплекс повреждается не часто. Физиологической основой перелома является превышение внутрителового давления над прочностью его структур. Опасность взрывных переломов тела позвонка связана с частотой повреждения спинальных элементов позвоночного канала.

В грудопоясничном отделе наиболее часто встречаются компрессионные

взрывные переломы тела позвонка. Для грудного отдела более характерны компрессионные клиновидные переломы тел позвонков, а для верхнепоясничного - взрывные.

Рентгенологическая картина соответствует тяжести и структуре патоморфологических нарушений. Общие признаки характеризуются снижением высоты тела позвонка: при компрессионных клиновидных переломах - в передних отделах, при взрывных - на всем протяжении с продольным раскалыванием дуг по всей высоте. В первом случае отмечается кифотическая деформация, а во втором - она не выражена [37].

Дистракционные повреждения позвоночника

Дистракционные повреждения позвоночника характеризуются разрывом передних и задних структур вследствие чрезмерного растяжения. При таких повреждениях могут разрываться капсулы дугоотростчатых суставов, надостистые, межостистые и желтая связки. Также может прослеживаться разрыв мышц разгибателей спины и фасции. Повреждение передней и средней колонны характеризуется разрывом межпозвонкового диска. Разрыв заднего связочного комплекса характеризуется возникновением подвывиха, вывихов суставных отростков, возможен их перелом.

При таких повреждениях развивается нестабильность позвоночника и высок риск развития неврологической симптоматики.

Нередко разрывы связочных элементов задней колонны позвоночного столба при дистракционных повреждениях сочетаются с компрессионными переломами тел позвонков различных видов - мелко- и крупнооскольчатыми, заметно реже с взрывными.

Существенно более тяжелой травмой является разрыв задней колонны с обширным повреждением костных структур. Такие повреждения нестабильны и часто приводят к неврологическим осложнениям. Клиническая картина таких повреждений характеризуется выраженным болевым синдромом, образованием обширной гематомы в подкожной клетчатке, увеличением расстояния между

остистыми отростками при пальпации. Нередко можно отметить образование кифотической деформации. Патоморфологическая картина при дистракционных повреждениях позвоночного столба состоит из переломов суставных, остистых отростков, корней дуг, тел позвонков в передней и задней части, разрыва капсул суставов, связочного аппарата всех трех колонн. Крайне редко встречаются повреждения позвоночного столба, основным патогенетическим звеном которого является разрыв передней колонны. В этих случаях отмечается смещение кзади с переломом суставных отростков [37].

Дистракционные повреждения позвоночника наиболее часто локализуются на уровне верхнепоясничного отдела (L1-L2).

Ротационные повреждения позвоночника

Наиболее тяжелыми повреждениями позвоночника являются ротационные разрушения всех колонн с ротационным смещением. Наблюдаются разрушения всех анатомических структур. Ротационные повреждения включают компрессионные переломы тел позвонков, разрывы дисков, переломы суставных отростков, переломы и вывихи ребер. Для них характерны асимметричные повреждения, нередко со смещением позвоночника на полный поперечник. При ротационных повреждениях также наблюдаются и срезающие переломы с косою плоскостью излома. Такие переломы и переломо-вывихи позвоночника сочетаются с полным повреждением поперечника спинного мозга. Ротационные разрушения позвоночника более характерны для поясничного отдела позвоночника [37].

В настоящее время наибольшей популярностью пользуется классификация переломов АО/ASIF [36].

Переломы **типа А** - компрессионные переломы передних элементов (рисунок 1.5). В грудном и поясничном отделах позвоночника переломы типа А характеризуются переломом только тела позвонка без повреждения задних элементов. При переломах типа А не наблюдается смещения. Переломы типа А делятся на 4 подтипа.

Переломы **подтипа А1** - клиновидные или вдавленные переломы. При переломах подтипа А1 характерны переломы одной (верхней или нижней) площадки передней части тела позвонка, задняя стенка остается интактной. В результате высота передней стенки тела позвонка уменьшается и наблюдается клиновидная деформация. Также возможны латеральные клиновидные деформации в силу ассиметричных боковых поверхностей.

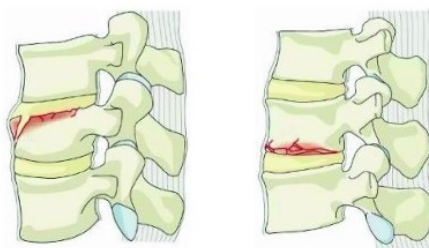


Рисунок 1.5 — Перелом подтипа А1 [36]

Переломы **подтипа А2** - раскалывающий перелом тела позвонка (рисунок 1.6). При переломах подтипа А2 характерны переломы обеих площадок тела позвонка. Задняя стенка остается интактной. Такие переломы также включают в себя раскалывающие переломы тела позвонка в любой плоскости с участием обеих площадок тела, но при этом задняя стенка остается неповрежденной [36].

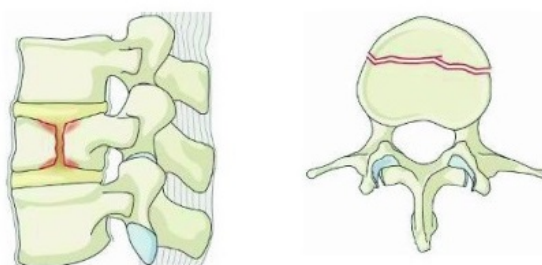


Рисунок 1.6 — Перелом подтипа А2 [36]

Перелом **подтипа А3** – неполный взрывной перелом тела позвонка (рисунок 1.7). Для переломов подтипа А3 характерны оскольчатые переломы с разрушением одной площадки тела позвонка и задней стенки тела. При этом в силу увеличения межножкового расстояния может произойти сагиттальный

перелом пластинки дуги. Наблюдается некоторая потеря высоты ввиду измельчения тела позвонка. Более того, возможен стеноз канала с неврологическим дефицитом по причине разрушенной задней стенки и смещения костных фрагментов в позвоночный канал. Отличительной чертой таких переломов от переломов типа В является сохранение заднего связочного комплекса и фасеточных суставов [36].

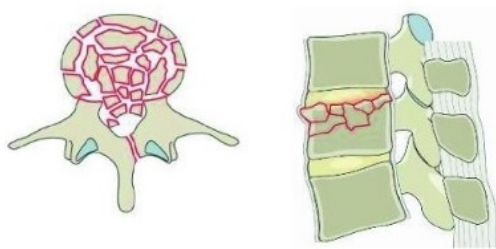


Рисунок 1.7 — Перелом подтипа А3 [36]

Перелом **подтипа А4** – полный взрывной перелом (рисунок 1.8). Для переломов подтипа А4 характерны оскольчатые переломы обеих площадок и задней стенки тела. При переломах подтипа А4 отмечается разрушение всего тела позвонка, и они называются полными взрывными переломами. Отличаясь от них, переломы подтипа А3 называются неполными взрывными переломами. При переломах подтипа А4 ярко выражено снижение высоты тела позвонка и возможно сужение позвоночного канала. При таком подтипе повреждения чаще всего из всех подтипов А возникают неврологические повреждения [36].

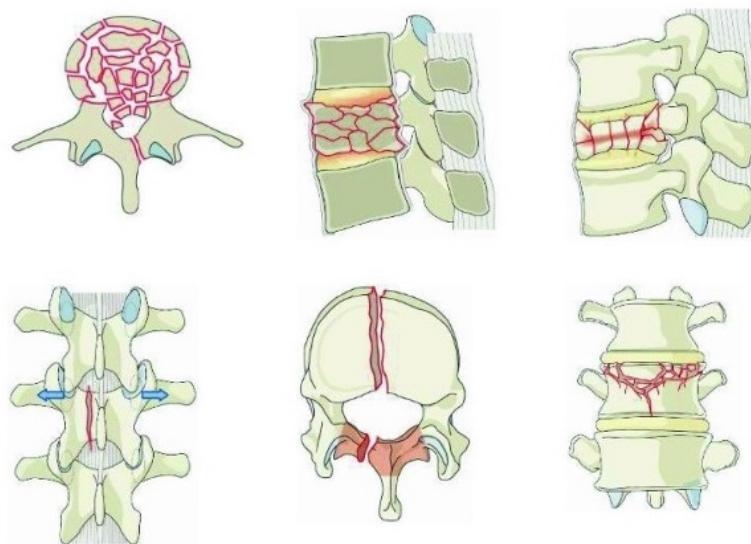


Рисунок 1.8 — Перелом подтипа А4 [36]

Переломы **типа В** - дистракционные (флексионно-дистракционные, сгибательно-дистракционные). Тип В обозначает повреждение задних сдерживающих элементов. В грудном и поясничном отделах позвоночника это выражается повреждением фасетчатых суставов и задних связочных элементов, сопротивляющиеся сгибающей силе. Поэтому переломы типа В иначе называют травмой «связывающей группы» или заднего связочного комплекса. Часто переломы типа В сочетаются с переломами тел позвонков типа и подтипов А. В свою очередь переломы типа В делятся на два подтипа [36].

Переломы **подтипа В1** – моносегментарные чрезкостные повреждения задней связывающей группы. Для перелома подтипа В1 характерно наличие горизонтального перелома, проходящего через тело позвонка и ножки дуг (рисунок 1.9).

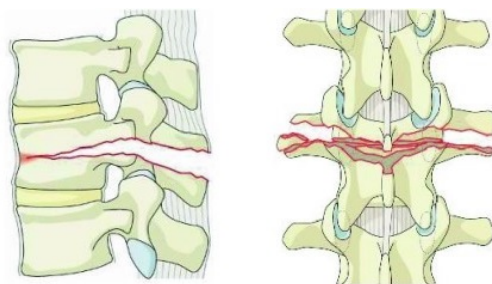


Рисунок 1.9 — Перелом подтипа В1 [36]

Травма **подтипа В2** - это все другие виды разрушения задней сдерживающей группы (рисунок 1.10). Переломы подтипа В2 сочетаются с переломами тел позвонков подтипов А. Сгибательно-дистракционный механизм приводит к компрессионным переломам тел позвонков. При этом линии переломов могут проходить через задние костные элементы. Также возможны фасеточные переломы или подвывихи с увеличивающимися кифотическими деформациями в поврежденном позвоночно-двигательном сегменте [36].

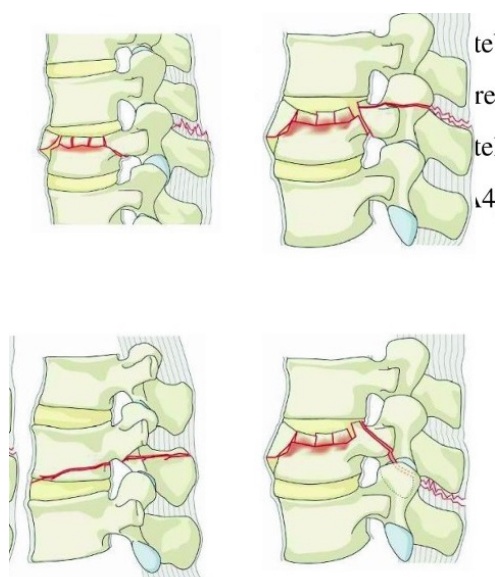


Рисунок 1.10 — Перелом подтипа В2 [36]

Переломы **типа С** – ротационные. Для них характерно смещение верхней (краниальной) части позвоночника по отношению к нижней (каудальной) части в любой плоскости. Повреждения категории С являются крайне нестабильными.

Повреждения **подтипа С1** – разгибательный (гиперэкстензионный) перелом (без смещения) (рисунок 1.11). Механизм повреждения, характеризующий перелом подтипа С1, вызывает разрыв передней колонны позвоночника через межпозвонковый диск или тело позвонка. Позвоночник находится в положении сверхразгибания, но при этом сзади расположен «шарнир» предотвращения полного вывиха. Однако, перелом может включать и повреждение задних элементов [36].

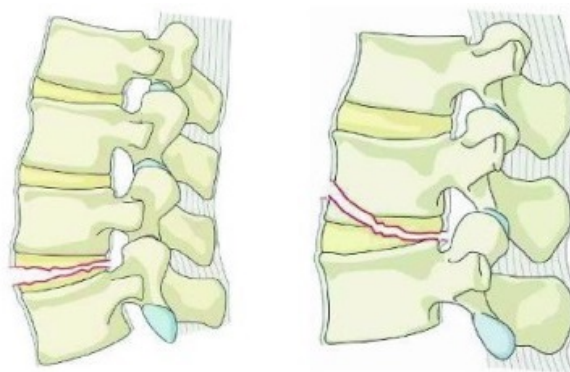


Рисунок 1.11 — Перелом подтипа С1 [36]

Перелом **подтипа С2** – ротационный перелом со смещением - это костное и / или диско-лигаментозное повреждение с циркулярным разрушением позвоночника, проявляющееся смещением в любой плоскости (рисунок 1.12). Обычно это может быть сочетание вращения и сдвигания. Любые переломы тел позвонков указываются отдельно подтипами А1, А2, А3, А4 [36].

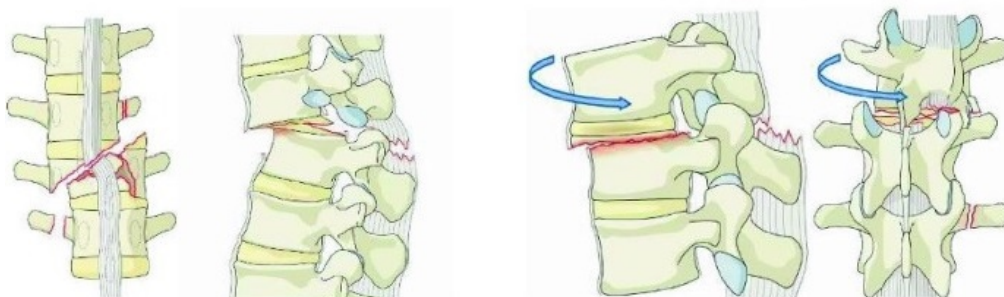


Рисунок 1.12 — Перелом подтипа С2 [36]

Повреждения **подтипа С3** – разъединяющие повреждения (рисунок 1.13). Для переломов подтипа С3 характерно проявление полного разделения краниальной и каудальной частей позвоночника. Эти травмы крайне нестабильны из-за полного разделения и передних и задних костно-связочных элементов. Позвоночник полностью разрушается, проксимальная и дистальная части отделяются друг от друга, поэтому конфигурация позвоночного столба становится неустойчивой [36].

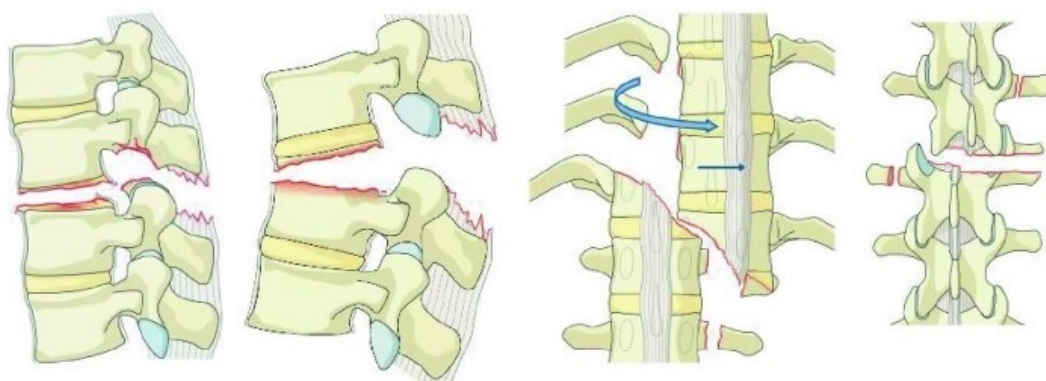


Рисунок 1.13 — Перелом подтипа С3 [36]

1.3 Клиническая картина повреждений грудопоясничного отдела позвоночника

Для выявления клинической картины проводятся такие исследования как рентгенография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография.

Рентгенологическое исследование выполняется в обязательном порядке в двух взаимноперпендикулярных проекциях переднезадней и боковой, а при необходимости - косых 3/4 проекциях с центрацией рентгеновского луча на место максимальной болезненности позвоночника. Для более детального выявления патологического изменения как тела позвонка, так и задних его отделов, прибегают к томографии. При застарелых повреждениях патологическая подвижность (нестабильность) в сегменте выявляется функциональной рентгенографией.

Интерпретацию полученных данных проводят в определенной последовательности, начиная анализ рентгенограммы переднезадней проекции. При этом обращают внимание на ось позвоночника, боковые контуры тел позвонков и их талии, четкость замыкательных пластин, высоту межтеловых промежутков, а затем анализируют задний отдел позвоночного столба, начиная с нижней дуги,

заканчивая остистым отростком.

Наличие рентгенологической триады, т.е. снижение высоты заднего отдела тела поврежденного позвонка, нарушение четкости замыкающей пластинки на всем протяжении и сужение межтелового промежутка, косвенно свидетельствуют о выпадении фрагментов диска и тела поврежденного позвонка в сторону позвоночного канала.

Наибольшую информативность в определении тяжести повреждения позвоночного столба представляют рентгенограммы. С целью определения степени кифотической деформации, на профильных рентгенограммах измеряют величину угла, образованного при пересечении двух линий, которые проводятся по задней поверхности тел выше- и нижележащих позвонков, образующих кифоз. Величина горизонтального смещения выражается длиной задних участков тела, выступающих в позвоночный канал между вышеуказанными двумя линиями.

Величина деформации позвоночного канала на уровне поврежденного сегмента прямо пропорционально влияет на степень тяжести неврологических нарушений. Костные отломки тела компримированного позвонка, смещенные в позвоночный канал, обычно настолько малы, в виде «костной крошки», что на рентгенограммах не всегда выявляются, так же как и выпавшие кзади фрагменты поврежденного диска.

Большое внимание уделяется диагностике повреждений не только передних, но и задних структур позвоночника (дуг, суставных отростков и связок), которые, определяют характер повреждения (стабильные или нестабильные), а также тактику хирургического вмешательства. Для определения снижения высоты заднего отдела тела поврежденного позвонка проводят его замеры и сравнивают с высотой выше- и нижерасположенных позвонков, которая оказывается обычно на 2-3 мм ниже.

По данным [37] повреждения элементов заднего опорного комплекса в различных группах больных отмечаются до 60% случаев.

Среди них наиболее часто наблюдаются переломы верхних суставных отростков (43,1%) и несколько реже - переломы дуг позвонков в сочетании с повреждениями суставных отростков (26,4%). Перелом дуги диагностируется на переднезадней рентгенограмме в виде щели между суставными и остистыми отростками в задней своей части, а при переломе в области ножки дуги нарушается ее четкая овальная тень со смещением отдельных сегментов в сторону или вообще тень не дифференцируется.

Переломы суставных отростков в грудном отделе выявляются на боковых рентгенограммах, а в грудопоясничном и поясничном отделах - на косых 3/4 рентгенограммах. В сомнительных случаях диагностике помогает томографическое исследование. Увеличение расстояния межкостистого промежутка свидетельствует о нарушении связочного аппарата (над- и межкостистой, а порой и желтой связок с повреждением капсулы и связок истинного сустава) на месте кифотической деформации позвоночного столба.

При нестабильных компрессионных переломах II и III степени со снижением на 1 /2 и более должной высоты переднего отдела тела обычно отмечается сужение межпозвонкового промежутка, свидетельствующее о повреждении диска. Тем более, что при этом усиливается кифоз и появляется переднее смещение вышележащего позвонка на 2-3 мм с расхождением межкостистого промежутка.

По перечисленным признакам можно диагностировать нестабильные компрессионные переломы тел позвонков, при которых нужен совершенно иной подход лечения в отличие от относительно стабильных компрессионных переломов.

Следует заметить, что рентгенконтрастные методы исследования при нестабильных повреждениях позвоночника оказываются недостаточно информативными из-за грубых костных нарушений, особенно у больных с выраженной деформацией позвоночного канала. Поэтому эти методы исследований выполняются редко.

Использование компьютерной томографии дает ценные дополнительные сведения о повреждениях костной структуры позвонков, дает возможность оценить форму и размер позвоночного канала, что особенно важно при планировании оперативных вмешательств. Так, декомпрессию операцию необходимо предпринимать в случае сужения размеров позвоночного канала более чем на 30% [98, 99].

В этом отношении более надежные сведения дает магнитно-резонансное исследование позвоночного столба [82]. Достаточно четко определяется патоморфология повреждений, взаимоотношение костных структур со спинальными элементами позвоночного канала. Это позволяет уточнить диагноз, привести в соответствие понимание разрушений костно-связочных структур с неврологической симптоматикой [37].

1.4 Методы лечения повреждений грудного и грудно-поясничного отделов позвоночника

При повреждениях позвоночника применяются два типа лечения: консервативное и оперативное. Наиболее часто используемыми методами консервативного лечения являются метод одномоментной репозиции, функциональный метод, метод поэтапной репозиции [42, 44, 62].

Большое количество застарелых деформаций с развившимися неврологическими осложнениями требуют оперативного вмешательства.

Показания к проведению операции, выбор объема вмешательства, вида и протяженности фиксации позвоночного столба зависят от степени повреждения различных структур позвоночника, степени нестабильности, существующей опасности повреждения структур спинного мозга.

Более двух десятилетий наблюдается эволюция в представлениях о лечении повреждений грудного и поясничного отделов позвоночника [45]. Результаты

хирургического лечения повреждений этой локализации показали высокую вероятность возвращения пациентов к успешной и продуктивной жизни [48, 53, 73]. После оперативного вправления и стабилизации позвоночного столба высоко вероятно и восстановление функций спинного мозга [51, 55, 56]. На результат имеет большое влияние флексионная деформация [115].

Переломы, при которых наблюдается снижение высоты тела позвонка более чем на 50% и угол кифоза более 15-20°, являются нестабильными к сгибанию и к другим видам движений и требуют хирургического лечения. При сохранении целостности связочных элементов, как правило, достаточно использовать конструкцию, которая может обеспечить дистракцию и противодействовать осевой нагрузке.

При взрывных переломах, когда наблюдается снижение высоты тела позвонка более 50%, угол кифоза более 20°, сужение позвоночного канала более чем на 30%, требуется активная хирургическая тактика. Зачастую в случае взрывных переломов эффективным для исправления деформации позвоночника и реконструкции позвоночного канала является использование задней дистракционной инструментации [98]. При недостаточности применения указанного инструментария, требуется дополнительная передняя декомпрессия с формированием межтеловой опоры.

В зависимости от типа патологии применяют различные методы хирургического реконструктивного вмешательства.

При компрессионном переломе применяют:

- транспедикулярная фиксация;
- транскутанная транспедикулярная фиксация;
- транскутанная баллонная кифопластика биodeградируемым костным цементом;
- дорзальная фиксация инструментарием CDI;

- при наличии дефицита просвета позвоночного канала – устранение дефицита за счет лигментотаксиса.

При взрывном переломе применяют:

- транспедикулярная фиксация+вентральный спондилодез;
- транскутанная транспедикулярная фиксация+торакоскопический вентральный спондилодез;
- транспедикулярная фиксация + корпорэктомия из заднебокового доступа, вентральный спондилодез раздвижным кейджем или аутокостью;
- корпорэктомия из переднего доступа, вентральный спондилодез кейджем с системой дополнительной стабилизации (накостная пластина либо винтовая конструкция);
- при наличии дефицита просвета позвоночного канала – устранение дефицита за счет лигаментотаксиса или хирургическая декомпрессия со стороны компримирующего агента.

При компрессионном переломе на фоне остеопороза применяют:

- транскутанная вертебропластика;
- транскутанная кифопластика;
- транспедикулярная фиксация перфорированными винтами с аугментацией костным цементом.

При диагностировании сгибательно-дистракционных повреждений применяют транспедикулярную фиксацию+вентральный спондилодез.

При диагностировании открытых повреждений позвоночника применяют внеочаговую транспедикулярную фиксацию.

Система транспедикулярной фиксации представляет собой специальные винты, вкручивающиеся в костные ткани, и скрепляющиеся стержнями и соединительными креплениями (рисунок 1.14).

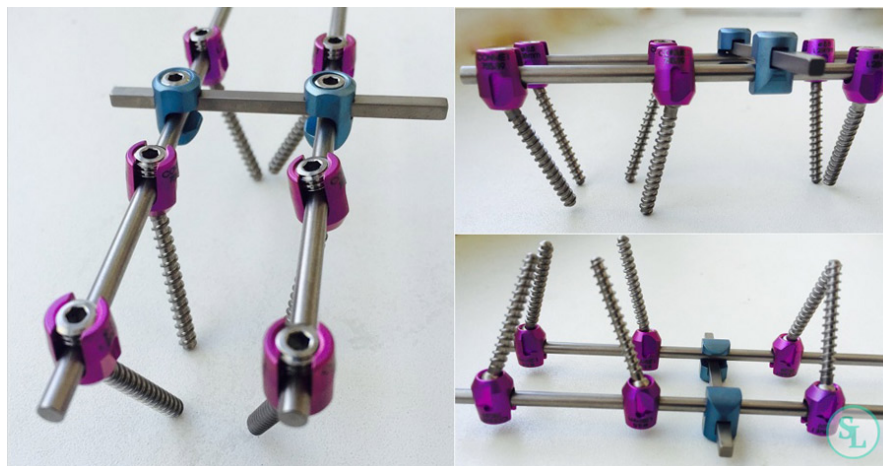


Рисунок 1.14 — Система транспедикулярной фиксации с 6 винтами и прямой стягивающей балкой

По протяженности разделяют короткосегментарную и протяженную транспедикулярные системы (рисунок 1.15, 1.16).



Рисунок
1.15 — Короткосегментарная
ТПФ



Рисунок
1.16 — Система
транспедикулярной
фиксации с 6 винтами
и регулируемой балкой

Для лечения взрывных повреждений грудного и поясничного отделов позвоночника используются конструкции для задней стабилизации (чаще всего

транспедикулярная фиксация), пластины типа Roy-Camille (рисунок 1.17). Около 20% случаев требуют передней декомпрессии с формированием межтеловой опоры.

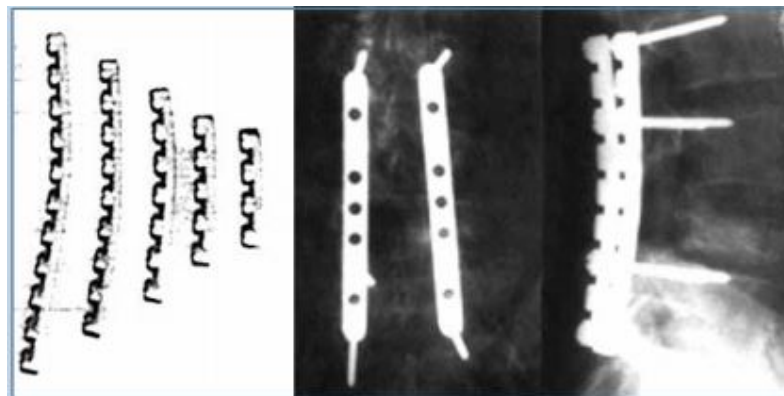


Рисунок 1.17 — Пластина типа Roy-Camille

Для формирования межтеловой опоры выполняется резекция (частично или полностью) тела поврежденного позвонка и прилегающих межпозвонковых дисков и устанавливается межтеловой заменитель (рисунок 1.18).

Также использование частичной резекции тела позвонка с последующим формированием межтеловой опоры необходимо при повреждении межпозвонкового диска и проникновении его фрагментов между отломками тела позвонка, поскольку в этом случае не может произойти достаточной консолидации перелома.



Рисунок 1.18 — Межтеловой заменитель типа MESH

При разрывах диска, связочного аппарата задних отделов позвоночного

столба, передней продольной связки, необходимы оперативные вмешательства с обеспечением как задней стабилизации, так и переднего межтелового спондилодеза.

Передний межтеловой спондилодез - вид оперативного вмешательства по замене межпозвонкового диска на искусственный межтеловой диск (рисунок 1.19). При переднем спондилодезе доступ к межпозвонковому пространству осуществляется спереди. Суть операции состоит в удалении поврежденного межпозвонкового диска, не задевая внутренние органы, с последующей вставкой в дисковое пространство искусственного диска.

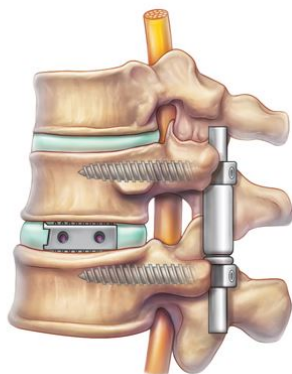


Рисунок 1.19 — Спондилодез

В большинстве случаев ротационные повреждения позвоночника нуждаются в оперативном лечении с надежным и полным спондилодезом. Система стабилизации в этом случае должна противостоять растяжению, компрессии, сдвигу и кручению.

1.5 Осложнения после хирургического лечения

Причинами неудачных исходов оперативного лечения являются неправильная оценка патоморфологии повреждений, неправильный выбор хирургических мероприятий, и неправильное обращение с инструментами. При некомпетентной хирургической коррекции и неверном учете индивидуальных особенностей

стей строения позвонков после хирургического лечения возможны следующие осложнения [2, 3]:

- воспалительные процессы в мягких тканях;
- менингиты, миелиты;
- остеомиелит позвонков;
- потеря интраоперационной коррекции деформации;
- разлом или дестабилизация металлоконструкций.

Ошибками, повлекшими за собой такие осложнения, могут быть:

- Использование винтов, не соответствующих максимальному поперечному размеру ножек дужек позвонка.
- Недостаточная толщина штанг.
- Чрезмерно сложная конструкция гаек и запирающего устройства.
- Постановка винта в сломанную ножку.
- Многократное формирование канала для винта.
- Выходение винта за пределы позвонка (постановка винтов вне ножки дужек позвонков, перфорация винтом верхней/нижней кортикальной пластинки, перфорация винтом передней грани позвонка, перфорация винтом медиальной стенки ножки позвонка).
- Недостаточная адаптация продольных штанг к пазам головок винтов и задней поверхности дужек позвонков.
- Дефекты ушивания и дренирования послеоперационной раны.

1.6 Биомеханическое моделирование позвоночника

Эффективность хирургического лечения повреждений на уровне грудного и поясничного отделов позвоночника зависит от практичности компоновки фиксирующих конструкций, уровня установки и степени погруженности фиксирующих конструкций, а также соблюдения предписанного физического режима пациентом в период реабилитации. Избежать ошибок, способствующих появлению послеоперационных осложнений, помогает предоперационное планирование с применением биомеханического моделирования.

Биомеханическое моделирование представляет собой метод заключающийся в построении твердотельных моделей исследуемых объектов, задании им механических свойств соответствующих материалов, нагружении и решении задачи биомеханики с помощью вычислительных методов. В настоящее время биомеханическое моделирование является распространенным инструментом в различных областях биомеханики. Его применение в медицине распространяется в настоящее время на челюстно-лицевую [28], дентальную [34, 35, 38–40] и спинальную хирургию [4, 26, 31, 111]. В литературе представлены работы, посвященные конечно-элементному моделированию позвоночно-двигательных сегментов шейного, грудного, поясничного отделов позвоночника [72, 78, 90, 102, 122, 131, 133, 134, 136]. Точная модель исследуемого объекта и внешних условий гарантируют получение достоверных результатов эксперимента. В различных источниках, посвященных исследованиям позвоночника, авторы статей описывают эксперименты нагружения и моделирования различных элементов позвоночника путем сравнения биомеханических моделей с натурными экспериментами. Проведение экспериментов с применением конечно-элементного моделирования направлено на уточнение и валидацию моделей различных отделов позвоночника [78].

Ряд публикаций [4, 61, 77, 79, 96, 109, 110, 127, 129, 131, 135] посвящен иссле-

дованию поведения различных отделов позвоночника с имплантируемыми конструкциями (транспедикулярные системы, заменители межпозвонковых дисков Sage, межтеловые заменители типа MESH и др.). В работах [129, 135] авторы применяют конечно-элементное моделирование для изучения поведения транспедикулярных систем, установленных на шейном отделе позвоночника. В работе [96] Lv с соавторами используют конечно-элементное моделирование для изучения биомеханических свойств транспедикулярных систем для поясничного отдела позвоночника.

1.7 Построение твердотельной модели тела позвонка

В качестве исходных данных для построения тел позвонков авторы работ [116]- [120] используют результаты компьютерной томографии (КТ) и рентгенографии пациентов в виде DICOM-файлов. При этом исследователи применяют специализированное ПО (Simpleware software [116], 3D Slicer [131], sterEOS [4], HyperMesh [87], Mimics [26]- [57]). Модели позвонков могут полностью состоять из однородного материала - кортикального слоя, или включать в себя как кортикальный, так и губчатый слои костной ткани (рисунок 1.20), [131]- [57], [107]. Более детальное изучение биологического строения тела позвонка показало существенные различия в механических свойствах этих слоев костной ткани. На сегодняшний день известно два подхода к созданию моделей позвонков, учитывающих каждый из слоев.

Первый заключается в выделении границ кортикального слоя по компьютерной томограмме. Тело, заполняющее оставшееся пространство внутри границ, принимается губчатым слоем.

Второй подход состоит в том, что на основе компьютерной томограммы строится полное тело позвонка, которое принимается губчатым слоем костной ткани, а кортикальный слой моделируется путем «обертывания». Толщина кор-

тикального слоя составляет 0,4 – 1 мм [119]. В работе [119] Toosizadeh et al. принимают толщину кортикального слоя 0.4-0.5 мм, в работах [26]- [107], [123]- [57] толщина кортикального слоя принята 0.5-1 мм. Остальное внутреннее пространство позвонка принимают заполненным губчатым слоем.

При построении моделей позвонков применяется функция сглаживания, чтобы обеспечить гладкость поверхности тела [26, 107, 131].



Рисунок 1.20 — Разделение позвонка на кортикальный и губчатый слой

1.8 Построение твердотельных моделей межпозвонковых дисков

Для построения не костных структур сегментов позвоночного столба (межпозвонковые диски, связки, фасеточные суставы) используют различные программные системы, такие как SolidWorks [26, 89], Abaqus [119, 123, 136], ANSYS [60, 68, 75, 87, 117, 119, 123, 131, 135, 136].

Для построения биомеханических моделей межпозвонковых дисков в литературе представлено два подхода. Первый заключается в построении трехуровневой твердотельной модели в виде объемного тела, заполняющего пространство между замыкательными пластинами смежных позвонков, с выделенным пульпозным ядром, фиброзным кольцом (4 или 5 слоев) и фиброзными волокнами, учитывая соответствующие механические свойства каждого материала [60, 87, 89, 122, 123, 136]. Второй подход заключается в использовании

упрощенной модели, когда диск не делится на слои [26, 131], а выполняется построение однородного тела между двумя смежными позвонками, плотно прилегающего к их замыкательным пластинам, с усредненными механическими свойствами [123]- [60].

1.9 Построение моделей фасеточных суставов

К моделированию фасеточных суставов предлагают несколько подходов, один из которых заключается в построении объемных тел между суставными отростками смежных позвонков в SolidWorks [26, 75, 122]. Наиболее часто модель фасеточных суставов заменяется заданием контактных условий между поверхностями суставных отростков смежных позвонков без трения [60, 68, 69, 89, 119, 123] или с трением [117]. Коэффициент трения при этом принимается равным 0.2.

1.10 Моделирование связочного аппарата

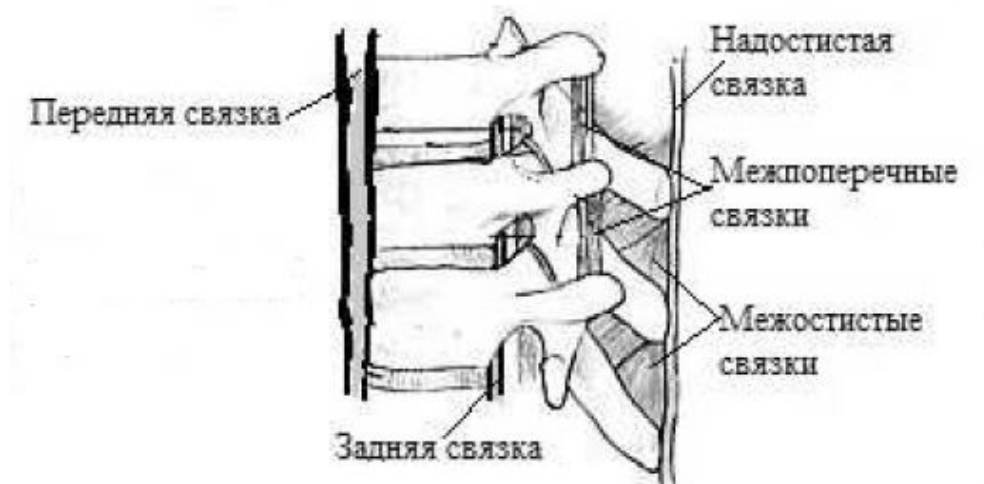


Рисунок 1.21 — Элементы позвоночного столба

В модели грудного отдела моделируют 5 типов связок: передняя продольная связка, задняя продольная связка, межпоперечные связки, надостистая связка, межостистые связки (рисунок 1.21). В ходе анализа научной литературы выявлено два способа моделирования связочного аппарата (5 типов связок) [63, 78, 123].

В первом случае при построении геометрии связок создаются трехмерные твердотельные модели.

При моделировании первым способом передняя продольная связка строится в виде вытянутого объемного тела, проходящего вдоль всего моделируемого сегмента позвоночника, и касающегося передней поверхности тел позвонковых и межпозвонковых дисков.

Для моделирования задней продольной связки строится вытянутое объемное тело, проходящее вдоль всего моделируемого сегмента позвоночного столба в позвоночном канале и касающегося задней поверхности тела позвонка и межпозвонкового диска.

Для моделирования надостистой связки строится объемное тело проходящее вдоль всего моделируемого сегмента позвоночника над остистыми отростками вовлеченных позвонков.

Для моделирования межпоперечных связок строятся вытянутые объемные тела между поперечными отростками смежных позвонков.

Для моделирования межостистых связок строятся цилиндрические тела между остистыми отростками смежных позвонков.

Контактное взаимодействие между поверхностью передней продольной связки и передними поверхностями тел позвонков и межпозвонковых дисков, поверхностью задней продольной связки и задними поверхностями тел позвонков и межпозвонковых дисков, поверхностью надостистой связки и поверхностями остистых отростков, поверхностями межостистых связок и остистых отростков, поверхностями межпоперечных связок и поперечных отростков осуществляется посредством полного контакта.

Во втором случае трехмерные модели заменяются одномерными пружинными элементами.

Для моделирования передней продольной связки принято создавать по три пружинных элемента, соединяющих передние поверхности тел смежных позвонков. Концы элементов располагаются на переднем крае верхней замыкательной пластины нижнего позвонка и переднем крае нижней замыкательной пластины верхнего позвонка.

Для моделирования задней продольной связки принято создавать по три пружинных элемента, соединяющих задние поверхности тел смежных позвонков. Концы элементов располагаются на заднем крае верхней замыкательной пластины нижнего позвонка и нижней замыкательной пластины верхнего позвонка.

Для моделирования межостистых связок создается по 2 одномерных элемента, концы которого располагаются на обращенных друг к другу поверхностях остистых отростков смежных позвонков.

Для моделирования надостистых связок создается по 1 одномерному элементу, концы которого располагаются на поверхностях остистых отростков смежных позвонков.

Для моделирования межпоперечных связок создается по 1 одномерному элементу, концы которого располагаются на поверхностях поперечных отростков смежных позвонков.

Ранее моделирование выполнялось первым способом. Однако позднее было показано, что при создании моделей связочного аппарата вторым способом в CAD/CAE-системе, например ANSYS [72, 75, 117, 119, 123, 136], функциональные способности сохраняются. Однако, при этом не требуются емкие дополнительные построения твердотельных моделей.

1.11 Механические свойства

В основном все использующиеся при моделировании биологические ткани позвоночника и окружающих его элементов принято считать однородными, линейно-упругими, изотропными. В ряде работ с использованием биомеханического моделирования зарубежные авторы используют однотипные модели материалов. В работе [78] Wu и Li рассматривают модель грудного отдела позвоночника и крестца с целью ее валидации.

В работах [72, 79, 80, 105, 110, 130, 132, 134–136] модуль Юнга для кортикального слоя костной ткани позвонков принимается 12000 МПа, для губчатого слоя костной ткани 100 МПа, для межпозвонкового диска - 25 МПа, для фасеточных суставов - 10 МПа. В работах, посвященных исследованию ПДС с фиксирующими конструкциями, для медицинских металлических изделий модуль Юнга принят 110000 МПа [72, 79, 130, 135, 136]. В этих же работах коэффициент Пуассона для кортикального слоя костной ткани равен 0.3, для губчатого слоя костной ткани 0.2, для межпозвонкового диска - 0.49, для фасеточных суставов - 0.3 МПа, для титана - 0.32.

Механические свойства, характеризующие каждый материал, приведены в таблице 1.2.

Таблица 1.2 – Механические свойства материалов

Материал	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона	Источник
Кортикальный слой	12000	0.3	[107]
Губчатый слой	100	0.2	[93]
Фасеточные суставы	10	0.4	[134]
Здоровый межпозвонковый диск	25	0.49	[117]
Поврежденный межпозвонковый диск	12	0.49	[104]
Титан	112000	0.32	[107]

При моделировании связок в виде пружинных элементов каждой связке задаются механический параметр – коэффициент жесткости, и геометрический параметр – площадь поперечного сечения [117], [75]- [70].

Таблица 1.3 – Коэффициенты жесткости связочного аппарата, Н/мм

Сегмент	Передняя	Задняя	Межостистые	Надостистая	Межпоперечная
Th7-Th12	35	9	13	14	50
Th12-L1	35	10	12	15	50
L1-L2	32	17	10	23	50
L2-L3	20	36	9.6	25	50
L3-L4	40	10.6	18	34	50
L4-L5	41	25.8	8.7	27	50
L5-S	13.2	21.6	16	17.8	50

1.12 Контактные условия в биомеханической модели сегмента позвоночника

В большинстве литературных источников контактное взаимодействие между элементами позвоночного столба моделируется посредством полного контакта (bonded contact). Полный (идеальный) контакт подразумевает абсолютную склейку контактирующих поверхностей, т.е. исключено их смещение друг относительно друга. При таком типе взаимодействия перемещения контактирующих тел, а так же эквивалентные напряжения на поверхностях контакта равны.

Контактные взаимодействия между связками и телами позвонков описаны в разделе 1.10

1.13 Нагрузки и граничные условия

При анализе научной литературы были определены величины компрессионных нагрузок и моментов, действующих на груднопоясничный отдел позвоночника.

Авторы статьи [67] проводили сравнение восьми работ различных научных групп, которые занимались моделированием поясничного отдела позвоночника. В работе приведены средние значения нагрузок, которые задавали ее авторы.

В работе [52] Ven-Natira рассмотрел отдел L1-L5 позвоночника под действием различных статических нагрузок. Прикладывали осевую силу 500 Н и осевую силу, скомбинированную с изгибающей и скручивающей нагрузками. Нижний конец жестко закреплялся.

В работе [124] группой авторов описано моделирование отдела L2-L4 в системе ANSYS. Нижняя плоскость L4 также жестко закреплялась, к позвонку L2 прикладывались моменты величиной 10 Нм: изгибающий, растягивающий, скручивающий (влево и вправо) и два изгибающих (влево, вправо). Это, по

утверждению авторов, максимальные нагрузки, которые не приводят к повреждению позвоночника.

В работах [46, 84, 95, 121] Lodygowski, Hobner, Travert и Alizadeh описывали проведенное моделирование сегментов позвоночника под действием как компрессионной нагрузки, так и изгибающих моментов. При этом большинство авторов сходятся во мнении, что при моделировании поясничного отдела необходимо учитывать именно комбинированное нагружение, то есть рассматривать как силы, так и моменты.

В ряде работ [50, 78, 89, 108, 131] величина изгибающих и скручивающих моментов для моделирования физиологических нагрузок сгибания/разгибания, боковых наклонов влево/вправо, осевого вращения влево/вправо принималась 7.5 Нм.

Таким образом, на основании опубликованных литературных данных для моделирования различных видов физиологических нагрузок на позвоночник были приняты следующие нагрузки (Таблица 2.4). Чистый момент должен прикладываться к верхней поверхности самого краниального позвонка. Нижняя поверхность самого каудального позвонка должна жестко закрепляться.

Таблица 1.4 — Нагрузки

Вид физиологической нагрузки	Компрессионная нагрузка, Н	Момент, Н*м
Положение стоя	400	-
Сгибание	400	7.5
Разгибание	400	7.5
Латеральные изгибы (влево/вправо)	400	7.5
Осевое вращение (влево/вправо)	400	7.5

1.14 Математическая постановка задачи биомеханики

С точки зрения математической постановки задачи, должна решаться статическая задача теории упругости. В основную систему уравнений должны входить дифференциальные зависимости Коши, уравнения совместности деформаций Сен-Венана, закон Гука, дифференциальные уравнения равновесия. В этом случае система уравнений будет иметь следующий вид:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (1.1)$$

$$\varepsilon_{ik,jl} + \varepsilon_{jl,ik} - \varepsilon_{il,jk} - \varepsilon_{jk,il} = 0, \quad (1.2)$$

$$\sigma_{ij} = \lambda \vartheta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}, \quad (1.3)$$

$$\sigma_{ij,j} = 0, \quad (1.4)$$

где $i = 1, 2, 3$, $j = 1, 2, 3$, ε_{ij} – компоненты тензора деформаций, u_i – компоненты вектора перемещений, σ_{ij} – компоненты тензора напряжений, λ и μ – упругие константы Ламе, δ_{ij} – символ Кронекера, ϑ – объемное расширение.

Проведенный анализ научной литературы показал, что в работах, посвященных численному решению задач о нагружении элементов позвоночно-тазового комплекса [2-9, 14], часть модели жестко закреплялась (на некоторых поверхностях задавалась жесткая заделка, то есть нулевые перемещения по всем направлениям), а некоторые области нагружались компрессионными силами или моментами. В работах, посвященных моделированию грудного и поясничного отделов позвоночника [60, 87, 135, 136] жесткая заделка задавалась на нижней концевой пластине нижнего позвонка. Таким образом, при таком подходе должна решаться смешанная задача теории упругости. Граничные условия будут иметь следующий вид:

$$\sigma_{ij}n_j|_{S_t} = t_i, \quad (1.5)$$

$$u_i|_{S_u} = u_j^{(S)}, \quad (1.6)$$

где $i = 1, 2, 3$, $j = 1, 2, 3$, n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности, S_t – часть поверхности, на которой заданы поверхностные силы, S_u – часть поверхности, на которой заданы перемещения, t_i – компоненты вектора поверхностных сил, $u_i^{(S)}$ – компоненты заданного вектора перемещений.

Необходимы также контактные условия на поверхностях контакта различных элементов позвоночно-двигательных сегментов. В случае полного, или идеального, контакта на контактирующих поверхностях контактные условия будут выглядеть следующим образом:

$$u_i^{S_1} = u_i^{S_2}, \quad (1.7)$$

$$\sigma_{ij}^{S_1} = \sigma_{ij}^{S_2}, \quad (1.8)$$

где $i = 1, 2, 3$, $j = 1, 2, 3$, $u_i^{S_1}$ – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей первому телу, $u_i^{S_2}$ – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу, $\sigma_{ij}^{S_1}$ – компоненты тензора напряжений на поверхности контакта, принадлежащей первому телу, $\sigma_{ij}^{S_2}$ – компоненты тензора напряжений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу.

В случае контакта без разделения на контактирующих поверхностях контактные условия будут иметь вид:

$$u_n^{S_1} = u_n^{S_2} = 0, \quad (1.9)$$

где $u_n^{S_1}$ – нормальные перемещения на поверхности контакта, принадлежащей первому телу, $u_n^{S_2}$ – нормальные перемещения на поверхности контакта, принадлежащей второму телу.

Глава 2

Алгоритм построения биомеханической модели

Биомеханическая модель - это твердотельная модель, обладающая геометрическими параметрами и физическими свойствами реального биологического объекта. Модель грудного и груднопоясничного отделов позвоночника включает позвонки грудного и поясничного отделов, межпозвонковые диски, фасеточные суставы, связки. Для моделирования сегмента позвоночника после хирургического лечения строится модель с виртуально установленными металлоконструкциями.

2.1 Математическая постановка задачи биомеханики

В процессе биомеханического эксперимента решается задача о выносливости позвоночника с фиксирующими конструкциями при действии на него физиологических нагрузок. С точки зрения теории упругости решается задача об определении деформаций и внутренних усилий, возникающих в элементах модели под действием заданных сил и моментов при заданных контактных и граничных условиях. Таким образом, решается задача теории упругости в статической постановке (2.1)-(2.9).

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (2.1)$$

$$\varepsilon_{ik,jl} + \varepsilon_{jl,ik} - \varepsilon_{il,jk} - \varepsilon_{jk,il} = 0, \quad (2.2)$$

$$\sigma_{ij} = \lambda \vartheta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}, \quad (2.3)$$

$$\sigma_{ij,j} = 0, \quad (2.4)$$

где $i = 1, 2, 3$, $j = 1, 2, 3$, ε_{ij} - компоненты тензора деформаций, u_i - компоненты вектора перемещений, σ_{ij} - компоненты тензора напряжений, λ и μ -

упругие константы Ламе, δ_{ij} – символ Кронекера, ϑ – объемное расширение.

$$\sigma_{ij}n_j|_{S_t} = t_i, \quad (2.5)$$

$$u_i|_{S_u} = u_i^{(S)}, \quad (2.6)$$

где $i = 1, 2, 3$, $j = 1, 2, 3$, n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности, S_t – часть поверхности, на которой заданы поверхностные силы, S_u – часть поверхности, на которой заданы перемещения, t_i – компоненты вектора поверхностных сил, $u_i^{(S)}$ – компоненты заданного вектора перемещений.

$$u_i^{S_1} = u_i^{S_2}, \quad (2.7)$$

$$\sigma_{ij}^{S_1} = \sigma_{ij}^{S_2}, \quad (2.8)$$

где $i = 1, 2, 3$, $j = 1, 2, 3$, $u_i^{S_1}$ – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей первому телу, $u_i^{S_2}$ – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу, $\sigma_{ij}^{S_1}$ – компоненты тензора напряжений на поверхности контакта, принадлежащей первому телу, $\sigma_{ij}^{S_2}$ – компоненты тензора напряжений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу.

В случае контакта без разделения на контактирующих поверхностях контактные условия будут иметь вид:

$$u_n^{S_1} = u_n^{S_2} = 0, \quad (2.9)$$

где $u_n^{S_1}$ – нормальные перемещения на поверхности контакта, принадлежащей первому телу, $u_n^{S_2}$ – нормальные перемещения на поверхности контакта, принадлежащей второму телу.

2.2 Построение твердотельной модели тела позвонка

В качестве исходных данных для построения тел позвонков необходимы результаты компьютерной томографии в виде DICOM-файлов, содержащих изображение не менее двух позвонков, окружающих поврежденный позвонок.

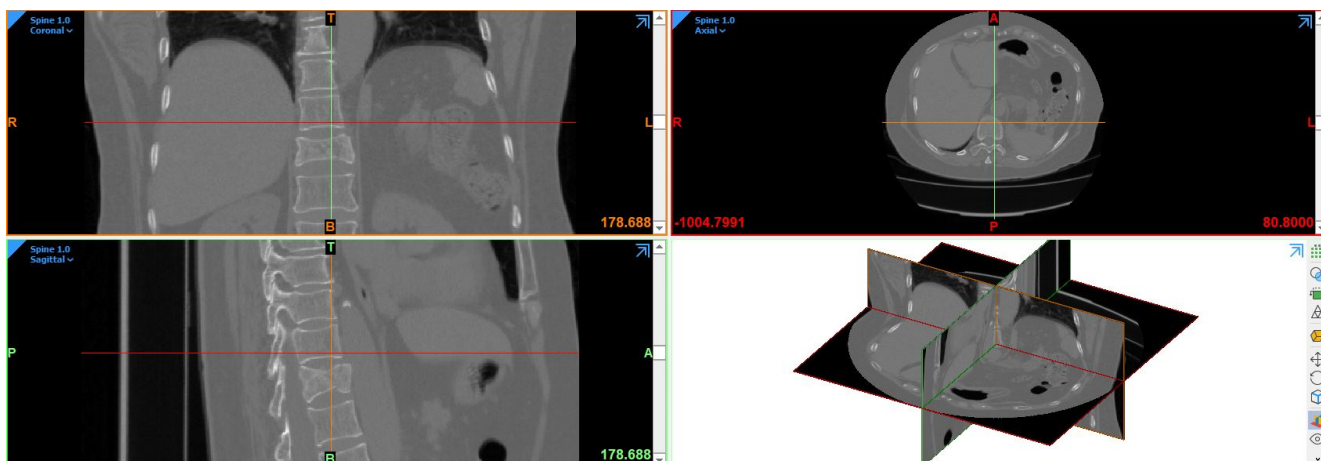


Рисунок 2.1 — КТ-снимок

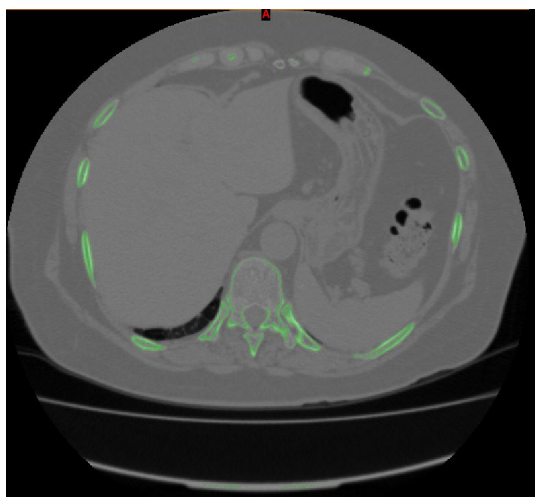


Рисунок 2.2 — Маска для позвонка до обработки

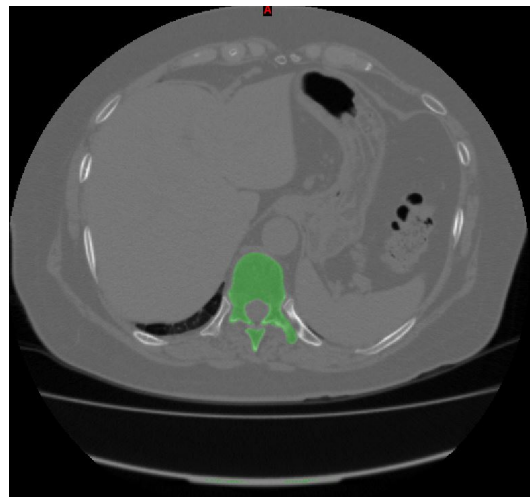


Рисунок 2.3 — Маска для позвонка после обработки

Серия изображений, хранящих проекции позвоночника в трех взаимно-перпендикулярных плоскостях, загружается в программное обеспечение Mimics Materialise (рисунок 2.1). Области изображений, соответствующие костной тка-

ни по диапазону оттенков серого, покрываются маской (рисунок 2.2). С помощью функции редактирования маски область вне позвонка очищается от лишних точек, а внутри позвонка недостающие точки закрашиваются (рисунок 2.3). Таким образом обрабатываются все срезы компьютерной томограммы и с помощью функции генерирования трехмерных объектов строятся объемные трехмерные тела позвонков. В программном продукте 3-Matic Materialise, применяя последовательно функции Wrap, Reduce и Smooth, тела позвонков покрываются оболочкой и экспортируются как сплошные тела без пустот внутри (рисунок 2.4).

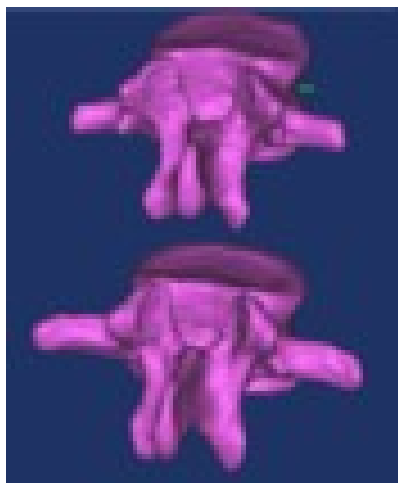


Рисунок 2.4 — Объемные трехмерные тела позвонков

Полученные модели позвонков определяют губчатый слой костной ткани. Для моделирования кортикального слоя тела покрываются оболочкой толщиной 1 мм в конечно-элементном пакете ANSYS.

2.3 Построение твердотельной модели межпозвонкового диска

Построение геометрии межпозвонкового диска выполняется в системе автоматизированного проектирования (САПР) SolidWorks. В пределах одного позвоночно-двигательного сегмента верхней границей тела межпозвонкового диска

является поверхность, повторяющая геометрию нижней замыкательной пластины тела краниального (верхнего) позвонка, а нижней границей - поверхность, повторяющая геометрию верхней замыкательной пластины каудального (нижнего) позвонка. Тело диска строится как объемное вытянутое тело между двумя криволинейными основаниями.

Для построения эскиза основания создается плоскость параллельная касательной плоскости к поверхности замыкательной пластины позвонка и смещенная на расстояние, достаточное для пересечения тела позвонка односвязной областью. В этой плоскости рисуется эскиз основания тела межпозвонкового диска. По двум эскизам создается объемное тело, а затем комбинируется с телами позвонков таким образом, чтобы не было пересечений (рисунок 2.5).

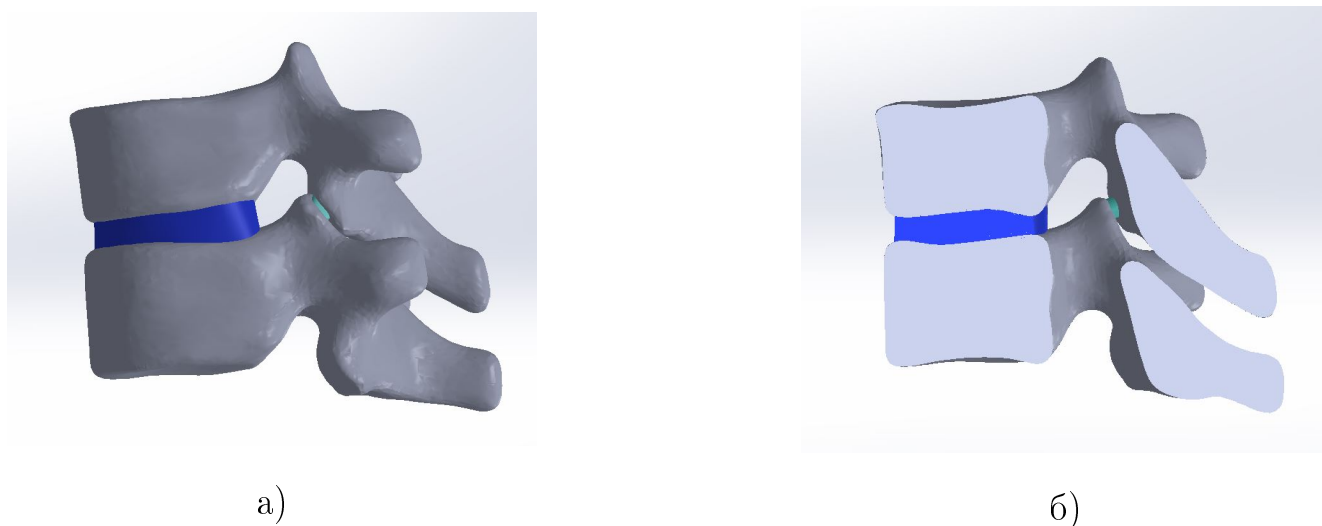


Рисунок 2.5 — Модель позвоночно-двигательного сегмента: а) трехмерная; б) в разрезе

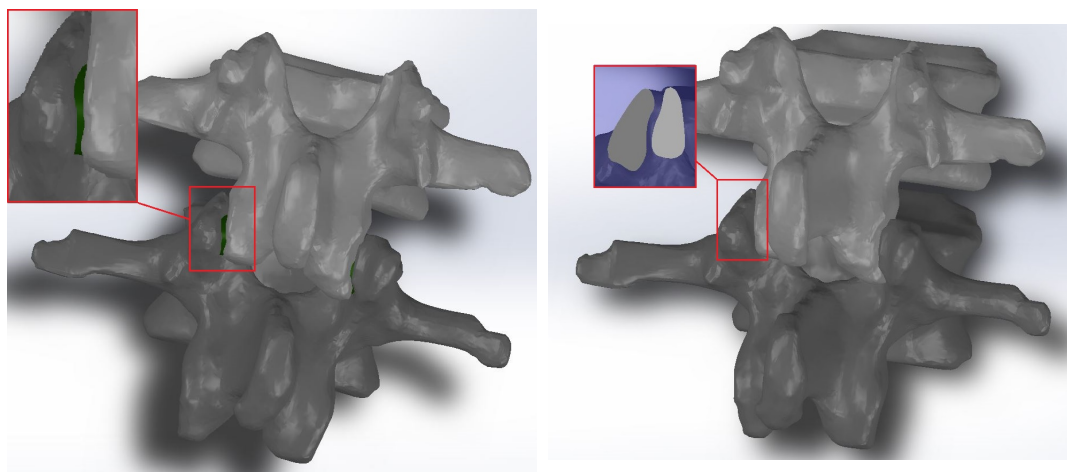
2.4 Моделирование фасеточных суставов

Моделирование фасеточных суставов можно выполнять двумя способами. Первый способ заключается в построении объемных тел между поверхностями суставных отростков смежных позвонков. Второй способ не требует построения объемного тела, а моделирование фасеточного сустава выполняется путем уста-

новки контактных условий между поверхностями суставных отростков смежных позвонков.

Первый способ. В пределах одного ПДС геометрия фасеточного сустава строится на основе смежных суставных отростков позвонков (рисунок 2.6,а). Для построения эскиза основания создается плоскость параллельная касательной плоскости к поверхности суставного отростка и смещенная на расстояние, достаточное для пересечения суставного отростка односвязной областью. В этой плоскости рисуется эскиз основания тела фасеточного сустава. По двум эскизам создается объемное тело, а затем комбинируется с позвонками таким образом, чтобы не было пересечений.

Второй способ. При построении позвонков между суставными отростками формируется зазор шириной 0.5-1 мм (рисунок 2.6,б). Моделирование фасеточного сустава выполняется в конечно-элементном пакете ANSYS путем задания контактного условия между поверхностями смежных суставных отростков соседних позвонков в пределах одного ПДС. Устанавливается коэффициент трения скольжения 0.2.



а)

б)

Рисунок 2.6 — Модель фасеточного сустава: а) первый способ построения; б) второй способ построения

2.5 Моделирование связочного аппарата

В модели грудного отдела моделируются 5 видов связок: передняя продольная связка, задняя продольная связка, межпоперечные связки, надостистая связка, межостистые связки. Связки модулируются путем создания одномерных пружинных элементов между позвонками, где начало и конец каждого элемента лежат на соответствующих каждому виду связок поверхностях смежных позвонков.

Для моделирования передней продольной связки создается по три пружинных элемента, соединяющих передние поверхности тел смежных позвонков. Концы элементов закрепляются на переднем крае верхней замыкательной пластины нижнего позвонка и переднем крае нижней замыкательной пластины верхнего позвонка (рисунок 2.7).

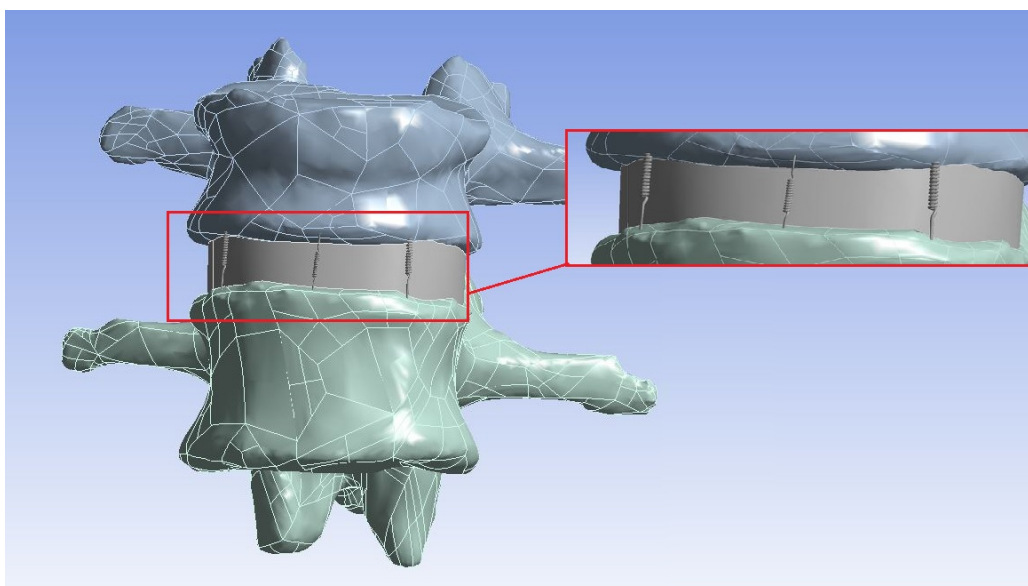


Рисунок 2.7 — Модель передней связки

Для моделирования задней продольной связки создается по три пружинных элемента, соединяющих задние поверхности тел смежных позвонков. Концы элементов закрепляются на заднем крае верхней замыкательной пластины нижнего позвонка и нижней замыкательной пластины верхнего позвонка (ри-

сунок 2.8).

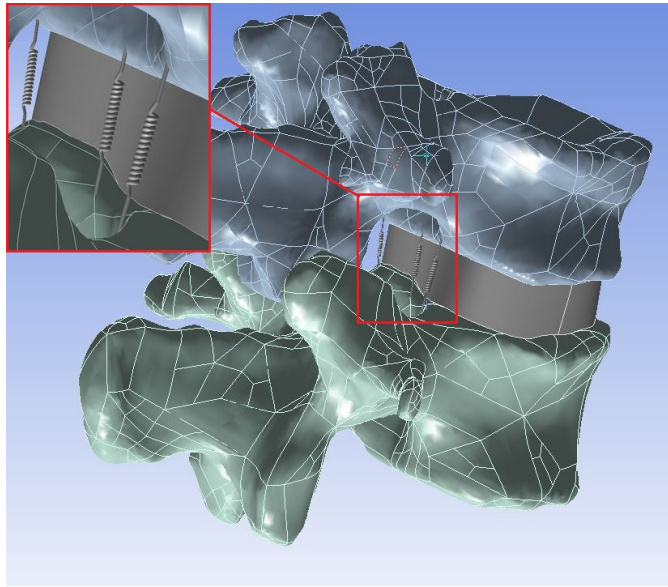


Рисунок 2.8 — Модель задней связки

Для моделирования межостистых связок создается по 2 одномерных элемента, концы которого закрепляются на обращенных друг к другу поверхностях остистых отростков смежных позвонков (рисунок 2.9).

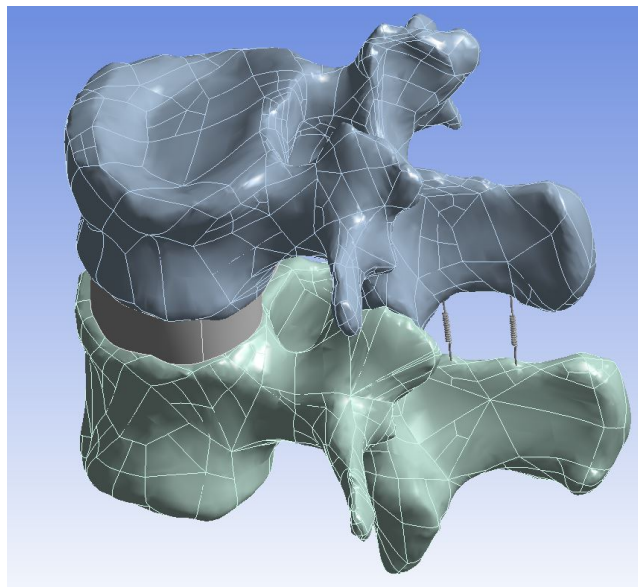


Рисунок 2.9 — Модель межостистых связок

Для моделирования надостистых связок создается по 1 одномерному элементу, концы которого закрепляются на поверхностях остистых отростков смежных позвонков (рисунок 2.10).

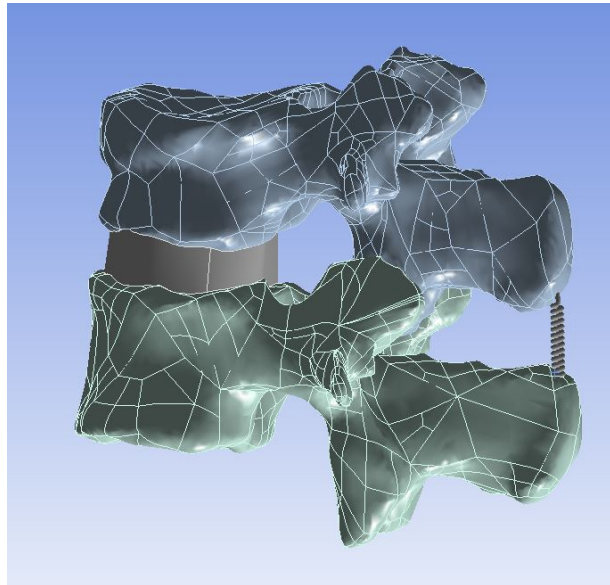


Рисунок 2.10 — Модель надостистых связок

Для моделирования межпоперечных связок создается по 1 одномерному элементу, концы которого закрепляются на поверхностях поперечных отростков смежных позвонков (рисунок 2.11).

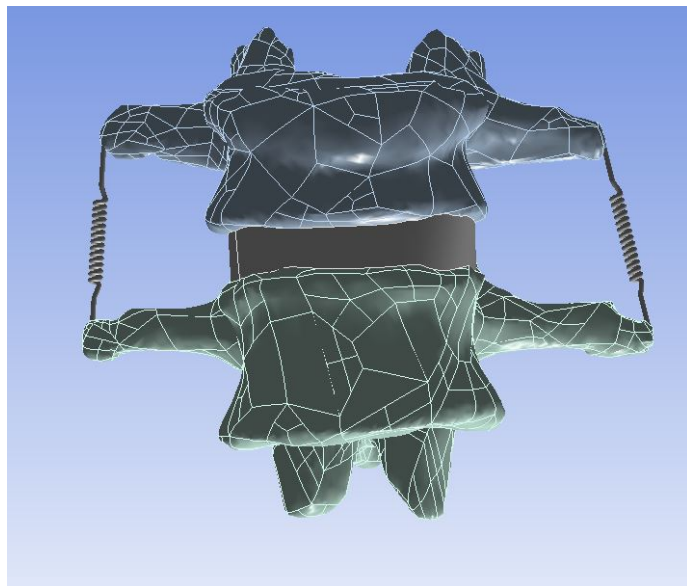


Рисунок 2.11 — Модель межпоперечных связок

2.6 Построение биомеханической модели сегмента позвоночника с имплантируемыми системами

Для построения геометрических моделей грудного и груднопоясничного отделов позвоночника с имплантируемыми системами создание моделей медицинских изделий проводится отдельно в САПР. При построении учитываются геометрические параметры и характеристики каждого изделия.

Сетчатый заменитель MESH имеет цилиндрическую форму с боковой поверхностью в виде сетки. Для его построения параметрами являются внешний и внутренний диаметры основания, размеры сетчатых элементов.

При построении винтов учитывается их тип: моноаксиальный или полиаксиальный. Полиаксиальный винт состоит из головки, резьбовой части и подкладки между головкой резьбовой части и головкой самого винта. Головки полиаксиальных винтов могут отклоняться относительно оси винта и вращаться вокруг нее. Моноаксиальные винты могут быть как единой фигурой, где головка и резьбовая часть являются продолжениями друг друга, так и составными подобно полиаксиальным винтам. Отличие составных моноаксиальных винтов от полиаксиальных винтов заключается в том, что их головка не может отклоняться от оси винта, а способна лишь вращаться вокруг нее. Для построения винтов необходимыми геометрическими характеристиками являются длина винта, длина резьбы, шаг резьбы, угол наклона резьбы, диаметр винта у основания, диаметр резьбы, а также линейные размеры головки.

Для моделирования стержня, стягивающего винты, крючки, штанги, необходимым параметром является диаметр. Как правило применяются стержни диаметрами 5.5 или 6 мм.

Следует отметить, что при проведении операции стягивающие стержни изгибаются в соответствии с индивидуальным анатомическим строением позвоночного столба таким образом, чтобы они не травмировали элементы позвоночно-

го столба. Поэтому при моделировании сегментов позвоночника с металлоконструкцией стержни также создаются не прямыми, а с изгибами. Это делается с целью исключения касаний и пересечений стержней с позвонками.

Построенные медицинские изделия, необходимые для моделирования варианта лечения, размещаются в модели сегментов позвоночника планируемым образом.

2.7 Контактные условия между телами

На поверхностях контактируемых тел между поверхностями элементов позвоночника, позвоночника с имплантируемыми системами, а также в самих составных металлических конструкциях выполняются условия полного (идеального) контакта. Это означает, что смещение площадок контактирующих поверхностей друг относительно друга исключено. При построении биомеханических моделей грудного и грудопоясничного отделов позвоночника контактные условия моделируются в КЭП ANSYS путем установки идеальной сцепки контактируемых поверхностей с помощью задания контактов вида Bonded-to-bonded.

2.8 Механические свойства

На основе данных, полученных из проанализированных источников, выбраны модели материалов, применяющихся при построении биомеханической модели позвоночника, включающей грудной и грудопоясничный отделы, до и после установки имплантируемых систем. К ним относятся: кортикальный слой костной ткани, губчатый слой костной ткани, ткани фасеточных суставов и межпозвонковых дисков, а также металл имплантируемых систем - титан.

Все тела принимаются однородными, линейно-упругими, изотропными. Таким образом, каждый материал характеризуется двумя физическими величи-

нами: модуль Юнга и коэффициент Пуассона (Таблица 2.1).

Таблица 2.1 — Механические свойства материалов

Материал	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальный слой	12000	0.3
Губчатый слой	100	0.2
Фасеточные суставы	10	0.4
Межпозвонковый диск	25	0.49
Поврежденный межпозвонковый диск	12	0.49
Титан	112000	0.32

Коэффициенты жесткости пружинных элементов, моделирующих связки, а также их количество в пределах одного ПДС представлены в таблицах 2.2 и 2.3.

Таблица 2.2 — Коэффициенты жесткости связочного аппарата, Н/мм

Сегмент	Передняя	Задняя	Межкостистые	Надостистая	Межпоперечная
Th7-Th12	35	9	13	14	50
Th12-L1	35	10	12	15	50
L1-L2	32	17	10	23	50
L2-L3	20	36	9.6	25	50
L3-L4	40	10.6	18	34	50
L4-L5	41	25.8	8.7	27	50
L5-S	13.2	21.6	16	17.8	50

Таблица 2.3 – Количество пружинных элементов связочного аппарата в пределах одного ПДС

Связка	Передняя	Задняя	Межкостистые	Надостистая	Межпоперечная
Количество	3	3	2	1	1

Назначение механических свойств телам выполняется в КЭП ANSYS.

2.9 Нагрузки и граничные условия

Нагрузки и граничные условия моделируются в КЭП ANSYS.

При анализе научной литературы были определены величины компрессионных нагрузок и моментов, действующих на грудной и груднопоясничный отделы позвоночника.

На основании опубликованных литературных данных для моделирования различных видов физиологических нагрузок на позвоночник были приняты следующие комбинации нагрузок (Таблица 2.4).

Таблица 2.4 – Нагрузки

Вид физиологической нагрузки	Компрессионная нагрузка, Н	Момент, Н*м
Положение стоя	100n	-
Сгибание	100n	7.5
Разгибание	100n	7.5
Латеральные изгибы (влево/вправо)	100n	7.5
Осевое вращение (влево/вправо)	100n	7.5

где n - количество позвонков в моделируемом сегменте позвоночника.

Модель нагружается следящей нагрузкой, то есть вектор силы прикладывается перпендикулярно поверхностям верхних замыкательных пластин каждого позвонка в каудальном направлении. Чистый момент прикладывается к верхней поверхности самого краниального позвонка в модели.

Граничные условия устанавливаются на нижней поверхности каудального позвонка путем установки жесткой заделки.

2.10 Выводы к главе 2

Биомеханический эксперимент, примененный к исследованиям сегментов позвоночника, является универсальным средством определения целостности сегмента позвоночника с металлоконструкциями под действием физиологических нагрузок.

Приведем алгоритм проведения биомеханического эксперимента:

1. Построение трехмерных твердотельных моделей сегмента позвоночника с металлоконструкциями.

1.1 Построение трехмерных твердотельных моделей тел позвонков (Mimics Materialise, 3-Matic Materialise).

1.2 Построение трехмерных твердотельных моделей межпозвонковых дисков (САПР SolidWorks).

1.3 Построение трехмерных твердотельных моделей фасеточных суставов (САПР SolidWorks).

1.4 Построение трехмерных твердотельных моделей металлоконструкций и их интегрирование в твердотельную модель сегмента позвоночника в САПР SolidWorks.

1.5 Моделирование связочного аппарата (КЭП ANSYS).

2. Назначение механических свойств объектам сегмента позвоночника (КЭП ANSYS).

3. Моделирование контактных условий взаимодействия между поверхностями тел в модели позвоночника (КЭП ANSYS).

4. Моделирование физиологических нагрузок, действующих на сегмент позвоночника (КЭП ANSYS).

5. Численное решение задачи теории упругости в статической постановке.

Глава 3

Биомеханическое моделирование повторной травмы грудного отдела позвоночника

Биомеханическое моделирование - многоэтапный процесс, включающий в себя построение трехмерных твердотельных моделей исследуемых биологических объектов с последующим назначением материалов каждому из тел, заданием контактов между ними, и нагружением твердотельной модели, соответствующим физиологии исследуемого субъекта. Твердотельная модель биологического объекта представляет собой заполненный объем пространства. При этом тело модели должно быть максимально приближено к строению реального объекта. Индивидуальность подхода в спинальной хирургии состоит в построении персональной твердотельной модели позвоночника на основе компьютерной томограммы (КТ) и, при наличии рентгенограммы в положении стоя, восстановлении физиологических изгибов (лордозы, кифозы) позвоночного столба.

3.1 Медицинская постановка задачи

Пациент М. 1997 г.р. поступил в клинику с повреждением Th10 позвонка грудного отдела позвоночника. В течение шести лет пациенту было проведено 4 операции, направленных на восстановление стабильности позвоночника.

Впервые пациент обратился в клинику с диагнозом: компрессионный перелом тела позвонка. Пациенту оказана медицинская помощь: хирургическое вмешательство – фиксация двумя парами транспедикулярных винтов на уровне Th9-Th11 (операция №1).

Спустя некоторое время произошло разрушение правого нижнего винта на уровне Th11, а также перелом тела позвонка Th11. Для обеспечения консоли-

дации позвонка и восстановления стабильности позвоночника пациенту была установлена металлоконструкция: 5 фиксирующих винтов на уровне Th8, Th9, Th12 и межтеловой заменитель MESH вместо тел позвонков Th10, Th11 (операция №2).

Спустя 4 года пациент снова обратился в клинику с очередным повреждением металлоконструкции. Вентральная система фиксации была демонтирована и установлена более протяженная металлоконструкция, фиксирующая позвонки Th7, Th8, Th9, Th12, L1, L2 (операция №3).

Через два года пациент обратился в клинику с разломом левого стержня на уровне Th12 в металлоконструкции и ему была повторно установлена протяженная система фиксации (операция №4).

Операции выполнялись в различных клиниках. Первая операция выполнена в клинике по месту жительства пациента, вторая, третья и четвертая операции - в специализированном научно-исследовательском институте травматологии, ортопедии и нейрохирургии. Лечащим врачом поставлена задача провести анализ имплантируемых конструкций для данного пациента с целью выяснения причин разрушения и получения рекомендаций для операции №4.

3.2 Биомеханический эксперимент. Часть 1

Решение поставленной хирургом задачи проводилось в два этапа. Первым этапом решалась задача о способе построения моделей сегмента позвоночника с установленной металлоконструкцией для биомеханического моделирования.

Целью биомеханического эксперимента являлось определение наиболее подходящего способа построения биомеханической модели позвоночника для дальнейшего применения. А также определение биомеханического отклика позвоночного столба пациента М. с установленной металлоконструкцией при характерных нагрузках, моделирующих стандартные физиологические нагрузки,

действующие на позвоночник.

Построено две модели (Модель 1, Модель 2) сегмента позвоночника Th7-L1 с установленной металлоконструкцией (рисунок 3.1). Металлоконструкция включает в себя 5 винтов, установленных в позвонки Th8, Th9, Th12 и межтеловой кейдж MESH, установленный вместо тел позвонков Th10, Th11. Модели различались по способам построения кортикального и губчатого слоев.

В Модели 1 кортикальный и губчатый слой позвонков построены в виде трехмерных твердотельных объектов, межпозвонковые диски и фасеточные суставы построены в виде трехмерных твердотельных моделей, связки моделировались в виде одномерных объектов.

В Модели 2 губчатый слой построен трехмерным твердотельным объектом, а кортикальный слой – в виде оболочки толщиной 1 мм, полученной в результате обертывания губчатого слоя, межпозвонковые диски и фасеточные суставы – в виде трехмерных твердотельных моделей, связки моделировались одномерными объектами.

Модели позвонков Th7, Th8, Th9, Th10, Th11, Th12, L1 пациента М построены в программном пакете Mimics. В системе автоматизированного проектирования SolidWorks достроены элементы позвоночного столба (межпозвонковые диски, фасеточные суставы) и металлоконструкции. Примеры построенных тел позвонков Модели 1 и Модели 2 показаны на рисунке 3.2.

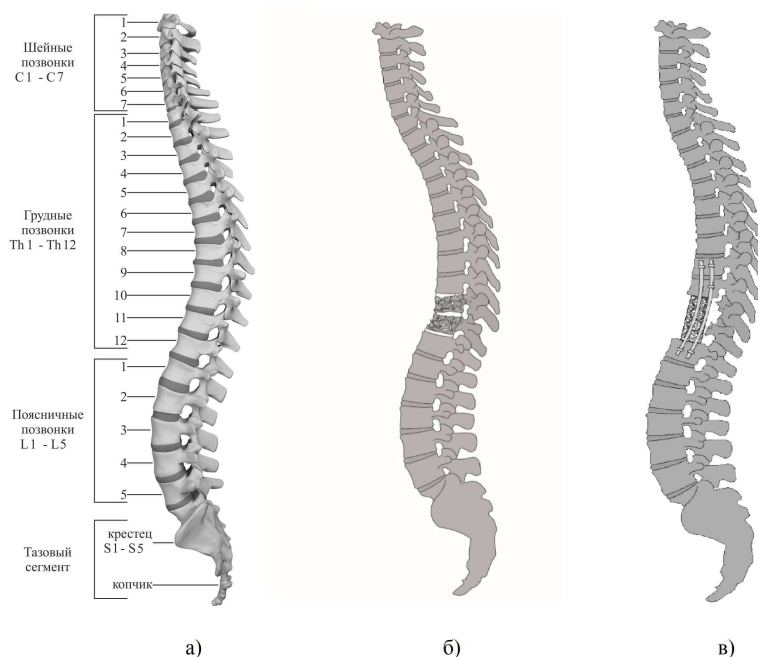


Рисунок 3.1 — а) Строение позвоночника б) Строение позвоночника с поврежденными позвонками Th10, Th11 в) Строение позвоночника с установленной металлоконструкцией

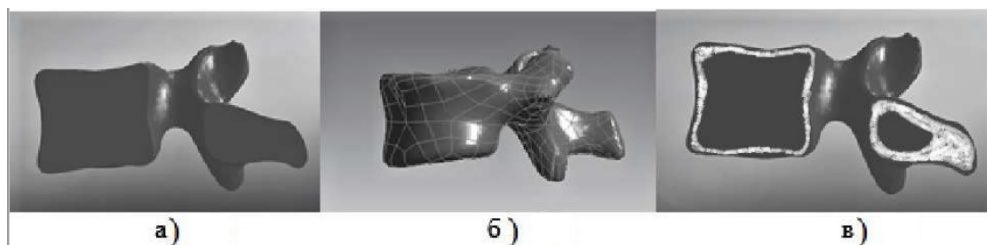


Рисунок 3.2 — Твёрдотельные модели позвонков: а) Губчатый слой костной ткани в Модели 1 б) кортикальный слой костной ткани в виде оболочки в Модели 1 в) кортикальный и губчатый слой костной ткани в Модели 2

Построение моделей тел позвонков

Исходными данными для построения тел позвонков послужили результаты КТ пациента М. в виде срезов, сделанных с шагом 0.5 мм (рисунок 3.3). Для рассматриваемого случая использовано 702 DICOM-файла.

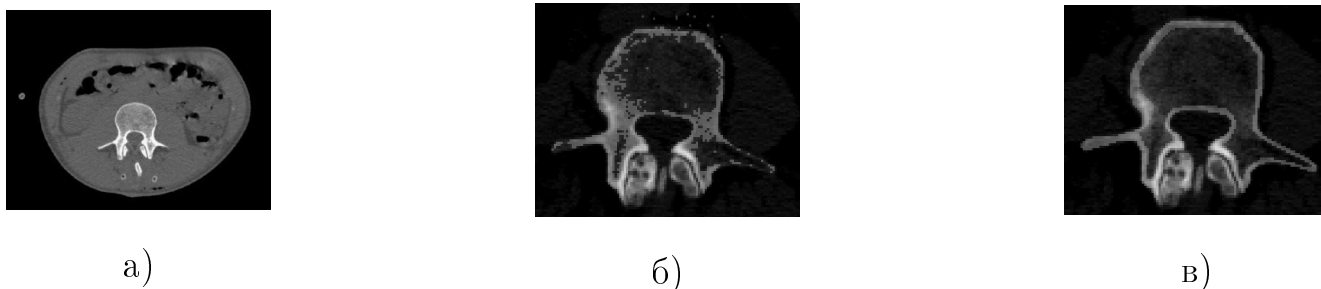


Рисунок 3.3 — КТ-снимок: а) без маски: б) маска для позвонка до обработки; в) маска для позвонка после обработки

Построение трехмерных моделей в программном комплексе (ПК) Mimics выполнялось путем обработки срезов, представляющих проекцию позвоночника на фронтальную, сагиттальную и аксиальную плоскости (рисунок 3.3,а).

С помощью команды New Mask создана новая маска, которая на каждом срезе покрывает все серые пиксели заданного диапазона цветом маски (под маской в ПК Mimics понимается инструмент для выделения анатомических объектов из данных DICOM)(рисунок 3.3, б). Это позволило инициализировать пиксели, соответствующие кортикальному слою костной ткани. Границы диапазона серого цвета этого типа ткани соответствуют типу Bone(СТ) в окне Thresholding. Выделенная цветом фигура не включает в себя мягкие ткани и губчатый слой, однако может включать в себя некоторые артефакты (рисунок 3.3, в).

С целью устранения неточностей в построении границ кортикального слоя каждый срез обработан с применением команды Edit Mask.



Рисунок 3.4 — Трехмерная модель Th7-L1

С помощью опции Draw закраснены недостающие пиксели, а с помощью опции Erase очищены области, соответствующие губчатому слою. Таким образом получены точные границы кортикального слоя без «выключенных» пикселей и без мелких артефактов (рисунок 3.3, в). Применением команды Cavity Fills область внутри границ кортикального слоя на каждом срезе заполнена новой маской, которая соответствует губчатому слою. Особенность этой команды заключается в том, что при заливке новая маска автоматически заполняет пространство внутри замкнутой кривой.

После того, как все срезы обработаны и маски отредактированы, с помощью опции Calculate 3D сформированы трехмерные модели тел позвонков (рисунок 3.4). Построенные модели сглажены путем применения функции Smoothing.

Полученные трехмерные модели были импортированы в программный пакет Materialise 3-Matic для дальнейшего создания твердотельных моделей тел позвонков. Используя функцию Model трехмерные позвонки загружены в про-

граммный продукт, а затем с помощью функции Wrap покрыты набором поверхностей. Функцией Reduce элементы поверхностей увеличены и сглажены функцией Smoothing. Обработанные тела позвонков экспортированы в формат STEP для дальнейшего моделирования биологических структур, соответствующих анатомическому строению (межпозвонковые диски, фасеточные суставы).

Построение моделей межпозвонковых дисков

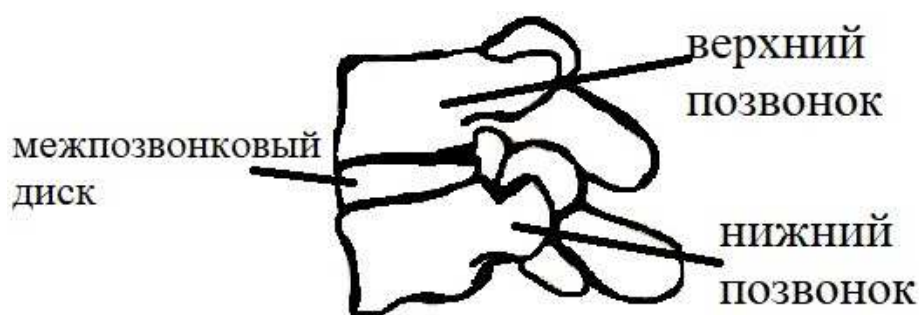


Рисунок 3.5 — Позвоночно-двигательный сегмент: позвонок-межпозвонковый диск-позвонок

Построение межпозвонковых дисков выполнено в системе автоматизированного проектирования SolidWorks с использованием вспомогательных замкнутых кривых, служащих верхней и нижней границами диска.

Для построения нижней границы на верхней замыкательной пластине нижнего позвонка построена вспомогательная плоскость по трем точкам. Параллельно ей, со смещением на 1,5-3 мм в направлении позвонка, построена другая плоскость, которая пересекает тело позвонка односвязной областью. В этой плоскости, не выходя за края тела позвонка, с помощью функции «Сплайн» построен эскиз, который служит основой для нижней границы межпозвонкового диска. На нижней замыкательной пластине верхнего позвонка аналогичным образом создан второй эскиз, служащий основой для верхней границы межпозвонкового диска. С помощью функции «Бобышка/основание по сечениям» от

нижнего до верхнего эскизов вытянуто объемное тело, которое пересекает позвонки. Чтобы устранить пересечения общая часть диска с позвонками удалена с помощью функции «Комбинировать тела». Таким образом построена модель межпозвонкового диска, плотно прилегающая к позвонкам (рисунок 3.5).

Моделирование фасеточных суставов



Рисунок 3.6 — Модель фасеточного сустава

Моделирование фасеточных суставов выполнено в конечно-элементном пакете ANSYS 18. Для этого заданы контактные условия без трения между пластинами верхних суставных отростков нижнего позвонка и нижних суставных отростков верхнего позвонка (рисунок 3.6).

Построение 3D модели позвоночника с металлоконструкцией

Построение моделей металлоконструкций и их интегрирование в модель позвоночника выполнено в системе автоматизированного проектирования SolidWorks. В данном случае металлоконструкция состоит из системы транспедикулярной

фиксации (ТПФ) и межтелового кейджа MESH (рисунок 3.7). Система ТПФ включает в себя винты, гайки и штанги и устанавливается через наиболее прочные части позвоночника [?, 134]. Межтеловой кейдж типа MESH представляет из себя полый цилиндр с сетчатой боковой поверхностью, которым замещаются поврежденные тела позвонков. В приведенном примере система ТПФ соединяет позвонки Th8, Th9 и Th12, кейдж установлен вместо тел двух поврежденных позвонков Th10, Th11.

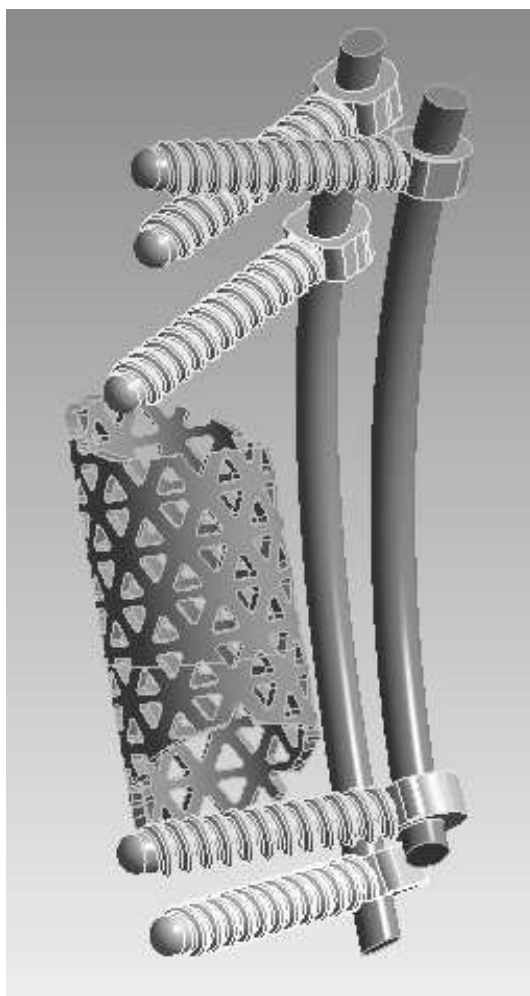


Рисунок 3.7 — Трехмерная твердотельная модель: ТПФ и кейдж MESH

Модели винтов, стержней и кейджа построены с учетом их точной геометрии и размеров. Расположение металлоконструкции, т.е. положение относительно сегмента позвоночника в пространстве и угол наклона, отрегулировано с помощью функции «Переместить/копировать». Эта функция позволяет объемные тела копировать, перемещать в пространстве и вращать. Модели стержней,

соединяющих винты, построены телами цилиндрической формы, протяженностью от винтов, установленных в тело позвонка Th8, до винтов, установленных в тело позвонка Th12.

Моделирование связок

Все виды связок (передняя, задняя, межпоперечные, межкостистые, надкостистые) смоделированы в конечно-элементном пакете ANSYS 18 в виде пружинных элементов с заданными коэффициентами жесткости между смежными позвонками, остистыми отростками, поперечными отростками (рисунок 3.8).

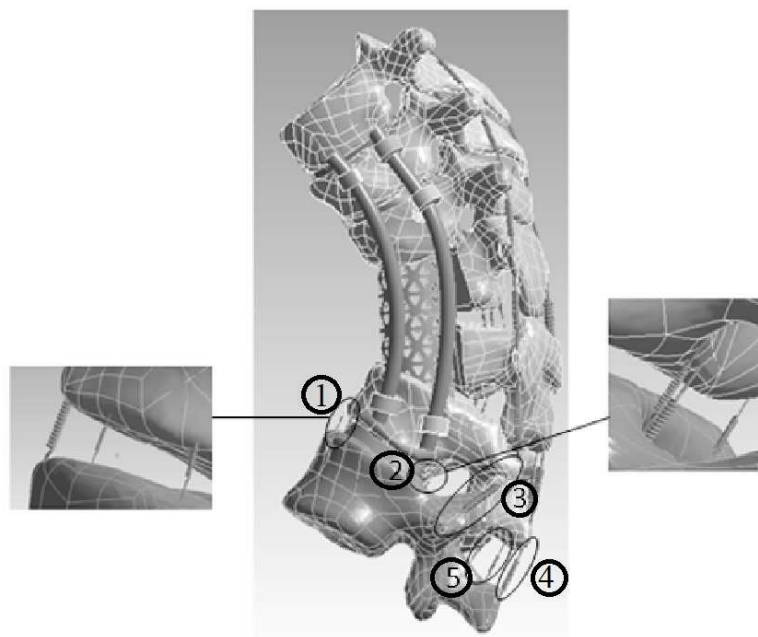


Рисунок 3.8 — Трехмерная модель сегмента Th7-L1 позвоночника с металлоконструкцией и связками: 1-передняя, 2-задняя, 3-межпоперечные, 4-надкостистые, 5-межкостистые

Механические свойства

Все тела приняты однородными, линейно-упругими, изотропными, и для каждого заданы механические свойства – модуль Юнга и коэффициент Пуассона.

на (Таблица 3.1) [60], [74]- [65]. Для связочного аппарата заданы коэффициенты жесткости (таблица 3.2).

Таблица 3.1 — Механические свойства биологических тканей

	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Губчатый слой	100	0.2
Кортикальный слой	12000	0.3
Межпозвонковый диск	24	0.49
Связки	15	0.3
Титан	112000	0.32
Фасеточные суставы	10	0.3

Таблица 3.2 — Коэффициенты жесткости связочного аппарата, Н/мм

Сегмент	Передняя	Задняя	Межостистые	Надостистая	Межпоперечная
Th7-Th12	35	9	13	14	50
Th12-L1	35	10	12	15	50
L1-L2	32	17	10	23	50

Нагрузки и граничные условия

Моделировались различные виды физиологических нагрузок на позвоночник (сгибание, разгибание, боковые наклоны вправо/влево, осевое вращение вправо/влево, статическая нагрузка) [122], [61]- [110]. Для этого использованы комбинации 3 видов нагрузок: следящая нагрузка 600Н, изгибающий момент 7.5 Н*м, крутящий момент 7.5 Н*м. Следящая нагрузка моделировалась

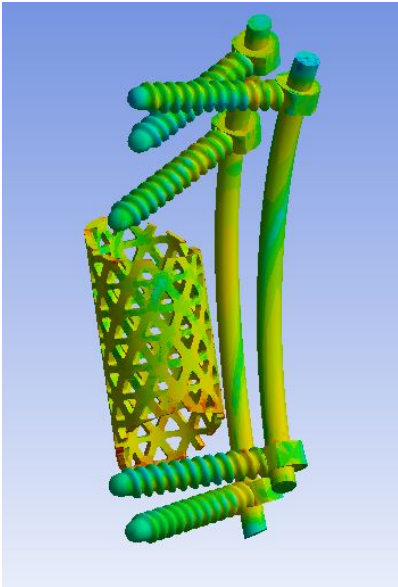
путем прикладывания вектора силы 100Н по нормали к верхней замыкательной пластине каждого здорового позвонка в каудальном направлении, т.е. в направлении нижней замыкательной пластины. Изгибающий и крутящий моменты прикладывались к верхней замыкательной пластине позвонка Th7. Нижняя замыкательная пластина позвонка L1 была зафиксирована от перемещений в пространстве [122], [134].

Для оценки отклика позвоночника с установленной металлоконструкцией на воздействие внешних нагрузок была решена задача статики упругого тела [49, 112]. Назначение контактов между моделями, механических свойств тканей, моделирование одномерных связок, а также решение задачи было выполнено в конечно-элементном пакете (КЭП) ANSYS. Для расчета по результатам анализа сеточной сходимости для обоих вариантов построения моделей использован размер сеточного элемента 2 мм. Численное решение задачи статики с использованием первого способа построения биомеханической модели сегмента позвоночника будем считать точным, а для второго - приближенным.

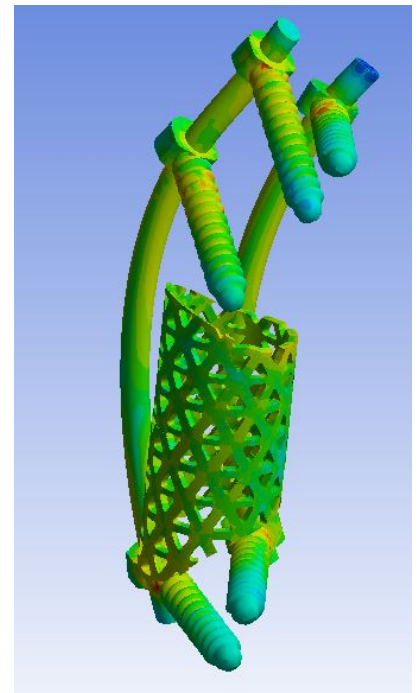
В результате решения задачи для каждой из моделей в КЭП ANSYS 18 на выходе получены поле полных перемещений в модели, поле эквивалентных напряжений по Мизесу в модели, поле эквивалентных напряжений по Мизесу в элементах фиксирующей металлоконструкции. Оценивались полные перемещения ($|\bar{u}|$) зафиксированных позвонков Th8, Th9 и Th12 в пространстве, эквивалентные напряжения в кортикальном слое костной ткани, губчатом слое костной ткани и в металлической конструкции.

Результаты биомеханического эксперимента. Часть 1

На рисунках 3.9-3.15 представлены распределения напряжений в металлоконструкциях в Модели 1 и Модели 2.

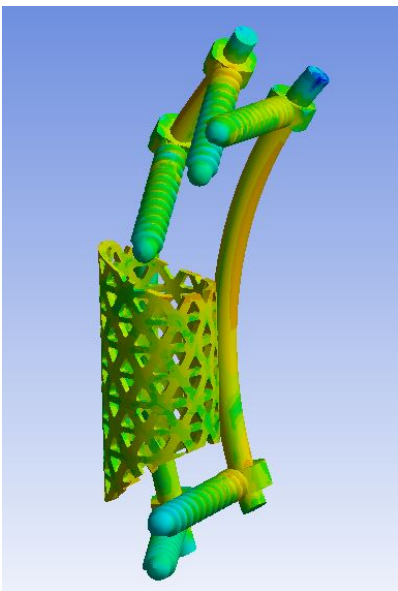


а)

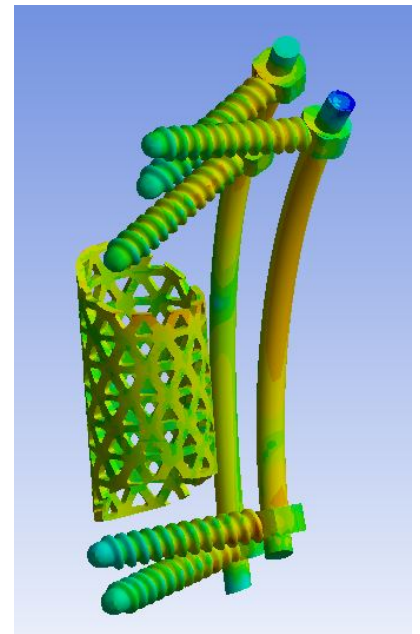


б)

Рисунок 3.9 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях в положении стоя: а) Модель 1; б) Модель 2

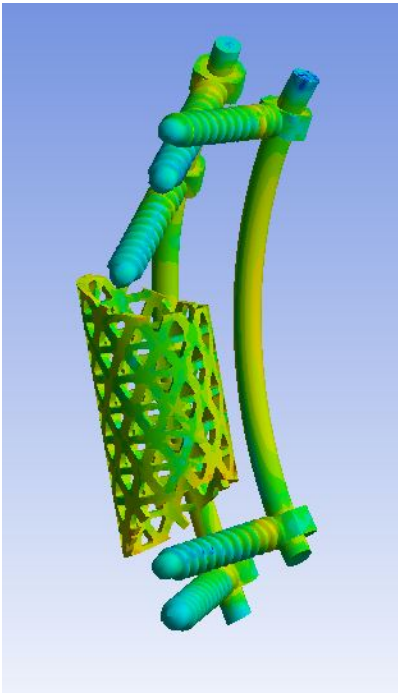


а)

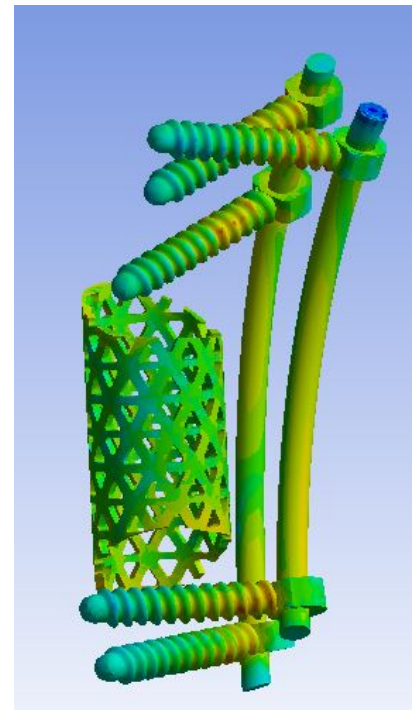


б)

Рисунок 3.10 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при сгибании: а) Модель 1; б) Модель 2

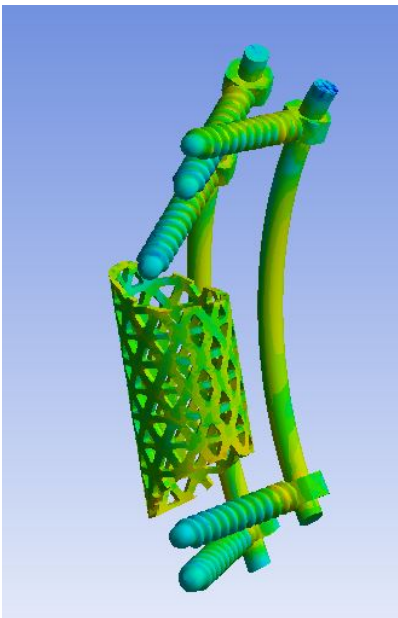


а)

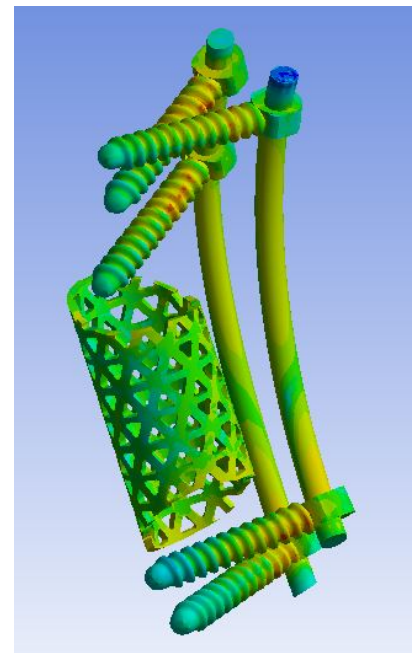


б)

Рисунок 3.11 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при разгибании: а) Модель 1; б) Модель 2

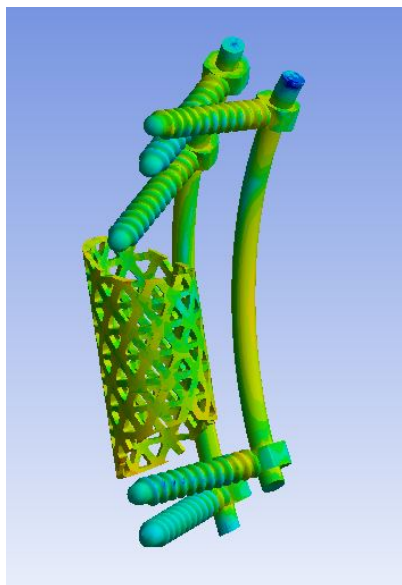


а)

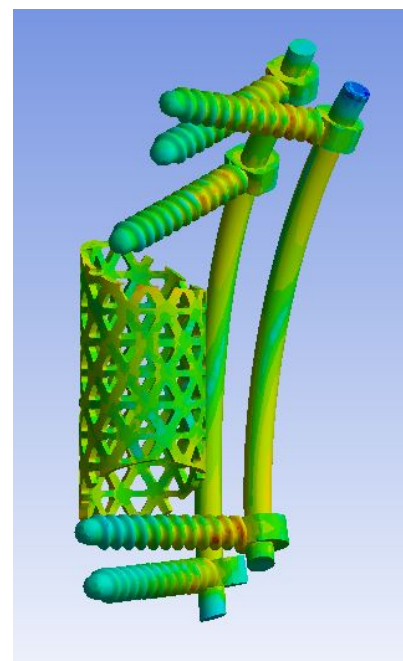


б)

Рисунок 3.12 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при боковом наклоне влево: а) Модель 1; б) Модель 2

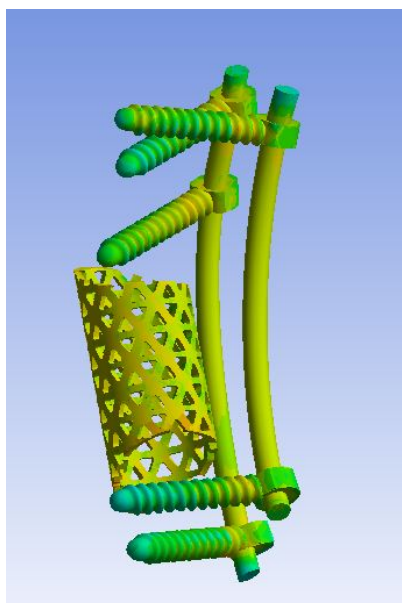


а)

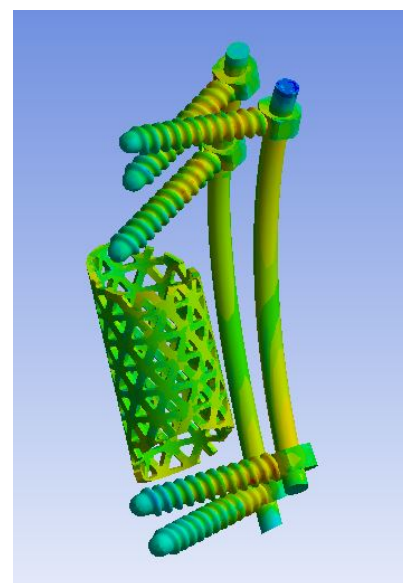


б)

Рисунок 3.13 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при боковом наклоне вправо: а) Модель 1; б) Модель 2

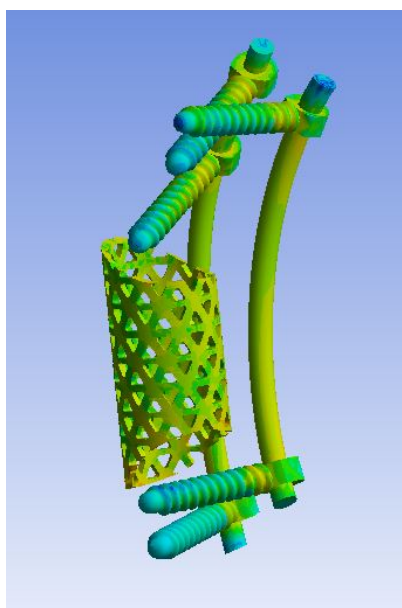


а)

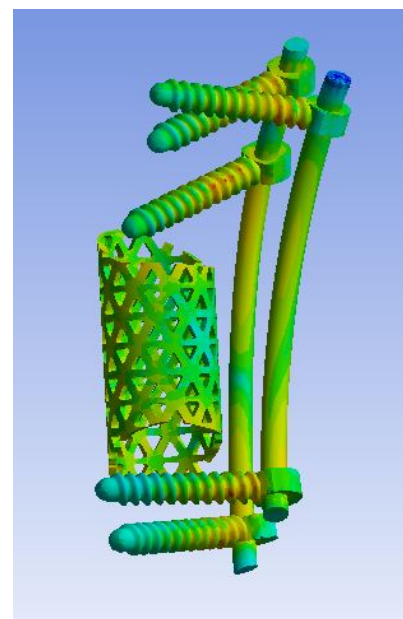


б)

Рисунок 3.14 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при осевом вращении влево: а) Модель 1; б) Модель 2



а)



б)

Рисунок 3.15 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при осевом вращении вправо: а) Модель 1; б) Модель 2

Максимальные значения полных перемещений и напряжений при различных режимах нагружения обеих моделей сегмента позвоночника Th7-L1 с установленной в него металлоконструкцией представлены в таблице 3.3.

Сравнительный анализ модулей векторов поля полных перемещений и эквивалентных напряжений по Мизесу показал следующие результаты. В зафиксированных позвонках Th8, Th9 и Th12 максимальные перемещения различаются не более, чем на 15%. Напряжения в металлоконструкциях различаются не более, чем на 10%. В кортикальном слое костной ткани напряжения в Модели 1 и в Модели 2 отличаются не более, чем на 13%. В губчатом слое напряжения в моделях при всех режимах нагружения различаются на 10%. Таким образом, построение модели сегмента позвоночника с установленной металлоконструкцией способом, где губчатый слой строится на основе данных КТ, а кортикальный слой моделируется в виде оболочки путем обертывания тела позвонка, показывает результаты решения задачи, близкие к точному решению. Это дает возможность сделать вывод о применимости такого способа создания

Таблица 3.3 — Результаты численных расчетов

	Мах $ \bar{u} $, мм		Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в телах позвонков, МПа				Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции, МПа	
	1 модель	2 модель	1 модель		2 модель		1 модель	2 модель
			Кортикальный слой	Губчатый слой	Кортикальный слой	Губчатый слой		
Положение стоя	1,3	1,1	113	10	98	10	311	335
Сгибание	3,9	3,8	240	10	259	11	620	650
Разгибание	2,9	2,6	157	10	152	11	641	655
Боковой наклон влево	2,5	2,2	200	10	206	11	511	525
Боковой наклон вправо	2,4	2,3	197	12	185	11	542	532
Осевое вращение влево	2,6	2,4	170	10	172	11	523	582
Осевое вращение вправо	2,5	2,4	177	10	178	10	206	229

биомеханической модели сегментов позвоночника. Более того, такой способ построения является менее трудоемким и затратным по времени.

Обе построенные биомеханические модели идентичны по строению, соответствуют биологическому строению позвоночного столба. В Таблице 3.3 приведены результаты численных расчетов. В обеих построенных моделях при различных видах нагружения максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются в области контакта винта, установленного правее в тело позвонка Th12, с кортикальным слоем. Это свидетельствует о том, что эта зона является наиболее уязвимой для разрушения при увеличении нагрузки, действующей на сегмент. Наибольшее значение из максимальных эквивалентных напряжений определяется в зоне вхождения винта в тело позвонка как для кортикального, так и для губчатого слоев костной ткани. Обратим внимание на напряженное состояние кортикального слоя костной ткани. Эквивалентные напряжения, возникающие под действием моделируемых нагрузок, достаточно высоки и превышают предельно допустимые значения [102]. То есть это свидетельствует о том, что целостность костной структуры нарушается, что приводит к дальнейшему разлому и металлоконструкции. Результат полностью соответствует клинической картине пациента. Получение таких результатов позволяет верифицировать построенные биомеханические модели.

3.3 Биомеханический эксперимент. Часть 2

Полученные результаты использованы для дальнейшего определения причины нарушения стабильности фиксации у пациента М. после операции №1 и операции №3. Биомеханические модели сегментов позвоночника со всеми его анатомическими структурами и установленными системами фиксации построены, используя подход, применяемый в Модели 2 части 1 биомеханического эксперимента.

Операция №1

Построена биомеханическая модель сегмента Th8-Th12 позвоночника со всеми анатомическими структурами и транспедикулярной системой фиксации. Система фиксации включала в себя 4 винта, установленных в позвонки Th9, Th11, соединенных 2 стержнями, стагиваемыми балкой. Связочный аппарат полностью сохранен: построены межпоперечные, передняя продольная, задняя продольная, межостистые и надостистые связки. Межпозвонковые диски Th9-Th10, Th10-Th11 моделировались поврежденными.

Моделировались различные виды физиологических нагрузок на позвоночник (сгибание, разгибание, боковые наклоны вправо/влево, осевое вращение вправо/влево, статическая нагрузка) [122], [134]- [110]. Для этого использовано 3 вида нагрузок: следящая нагрузка 500Н, изгибающий момент 7.5 Н*м, крутящий момент 7.5 Н*м. Следящая нагрузка моделировалась путем прикладывания вектора силы 100Н по нормали к верхней замыкательной пластине каждого здорового позвонка в каудальном направлении, т.е. в направлении нижней замыкательной пластины. Изгибающий и крутящий моменты прикладывались к верхней замыкательной пластине позвонка Th8. Нижняя замыкательная пластина позвонка L2 была зафиксирована от перемещений в пространстве.

Материалы тел приняты линейно-упругими, изотропными, однородными. Каждому телу назначены материалы со свойствами, приведенными в таблицах 3.1, 3.2.

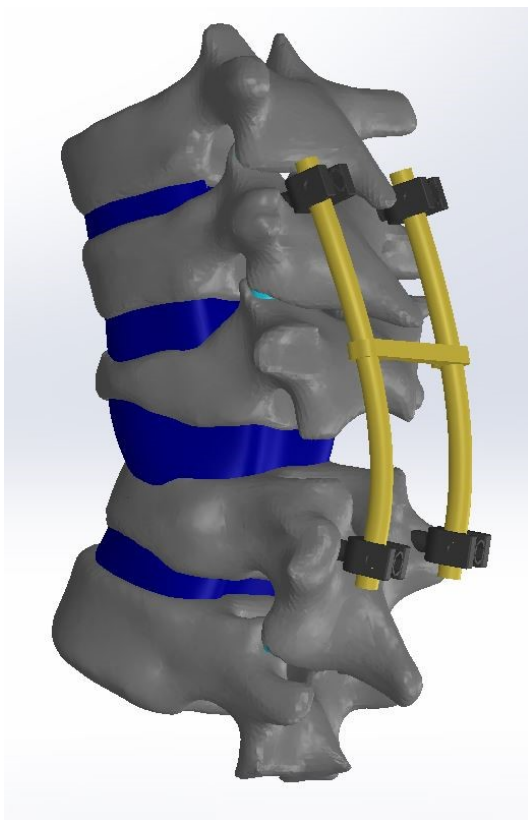


Рисунок 3.16 — 3D-модель сегмента позвоночника Th8-Th12: операция №1

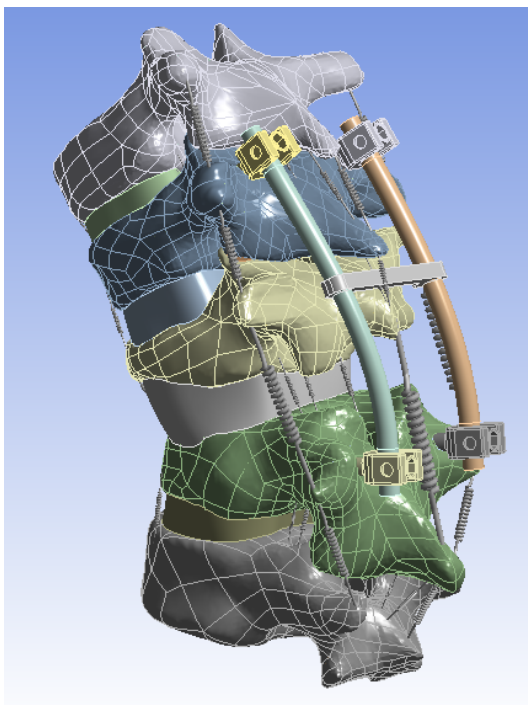


Рисунок 3.17 — КЭ-модель сегмента позвоночника Th8-Th12: операция №1

Результаты биомеханического эксперимента. Часть 2.

Операция №1

На рисунках 3.18-3.24 и в таблице 3.4 представлены результаты численного решения задачи в КЭП ANSYS.

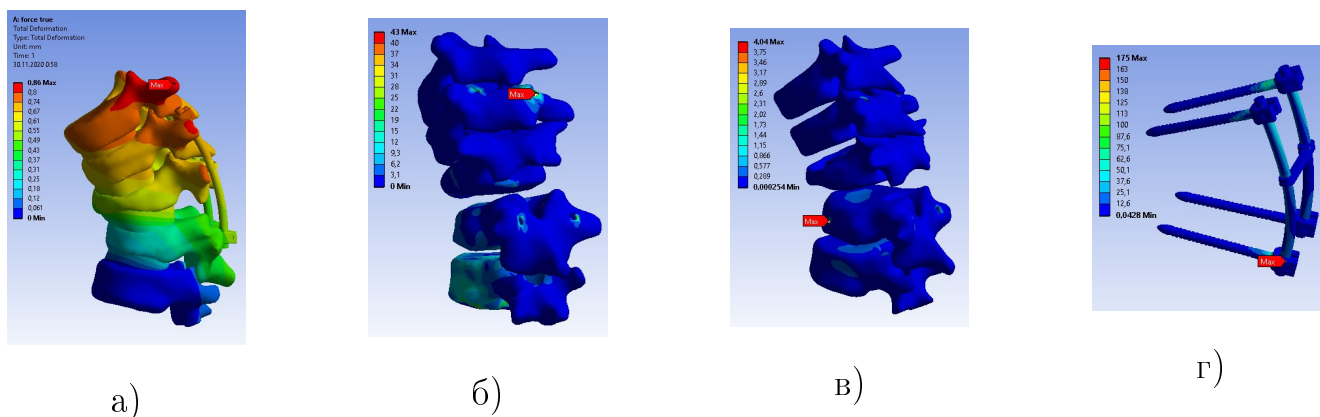


Рисунок 3.18 — Результаты расчета в режиме нагружения - положение стоя:

- а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатом слое костной ткани позвонков; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими положению стоя, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка Th12 к позвонку Th8. Наибольшие значения достигаются в верхних суставных отростках позвонка Th8 и поперечных отростках позвонков Th8, Th9. Эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальном слое увеличены в теле позвонка Th12 и в зонах вхождения винтов в позвонки Th9 и Th11. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, а так же в стержнях на уровне позвонка Th9.

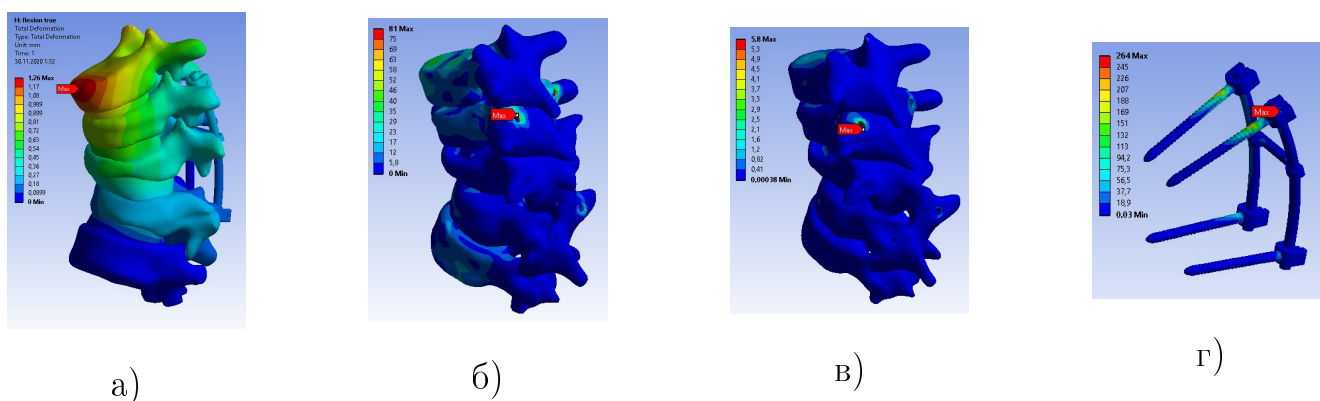


Рисунок 3.19 — Результаты расчета в режиме нагружения - сгибание: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатом слое костной ткани позвонков; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими сгибанию позвоночника, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка Th12 к позвонку Th8. Наибольшие значения достигаются в верхней части передней колонны позвонка Th8. Эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальном слое увеличены в теле позвонка Th8 и в зонах вхождения винтов в позвонок Th9. В губчатом слое эквивалентные напряжения по Мизесу сосредоточены в телах позвонков, а также в зонах вхождения винтов в позвонки Th9 и Th11. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, входящих в позвонок Th9.

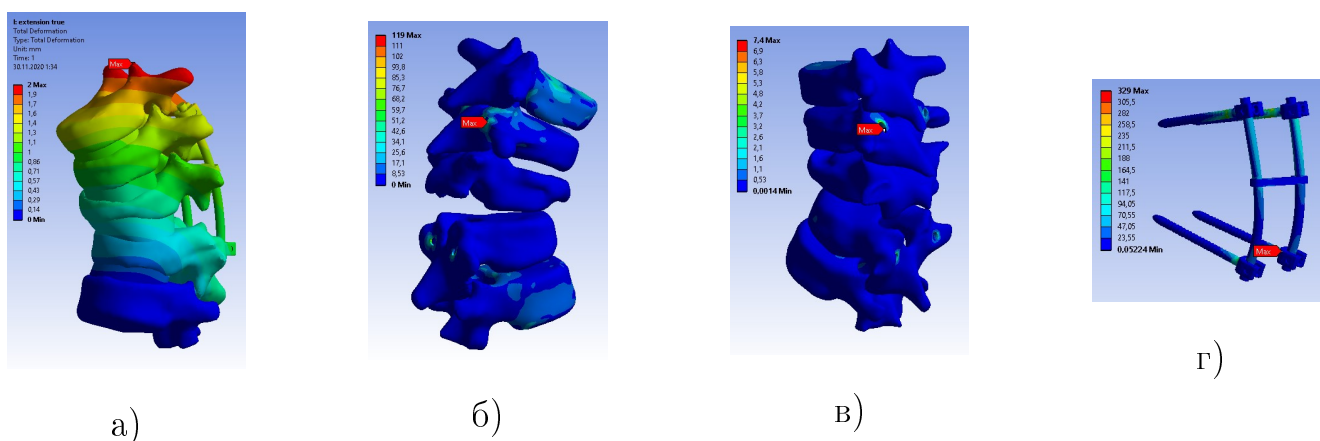


Рисунок 3.20 — Результаты расчета в режиме нагружения - разгибание: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатом слое костной ткани позвонков; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими разгибанию позвоночника, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка Th12 к позвонку Th8. Наибольшие значения достигаются в верхних суставных и остистом отростках позвонка Th8. Эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальном слое увеличены в теле позвонка Th8 и в зонах вхождения винтов в позвонки Th9 и Th11. В губчатом слое эквивалентные напряжения по Мизесу сосредоточены в зонах вхождения винтов в позвонки Th9 и Th11. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, входящих в позвонки Th9 и Th11.

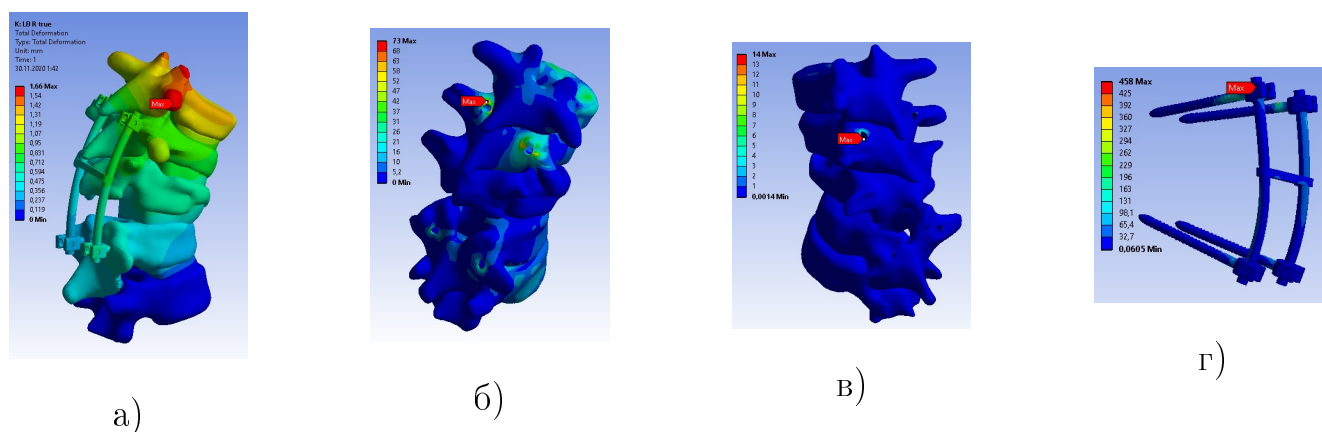


Рисунок 3.22 — Результаты расчета в режиме нагружения - боковой наклон вправо: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатом слое костной ткани позвонков; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими боковому наклону позвоночника вправо, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка Th12 к позвонку Th8. Наибольшие значения достигаются в верхнем правом суставном и поперечном отростках позвонка Th8. Эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальном слое увеличены в теле позвонка Th8 и в зонах вхождения винтов в позвонок Th9, а также в теле позвонка Th12. В губчатом слое эквивалентные напряжения по Мизесу сосредоточены в зонах вхождения винтов в позвонок Th9. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, входящих в позвонок Th9.

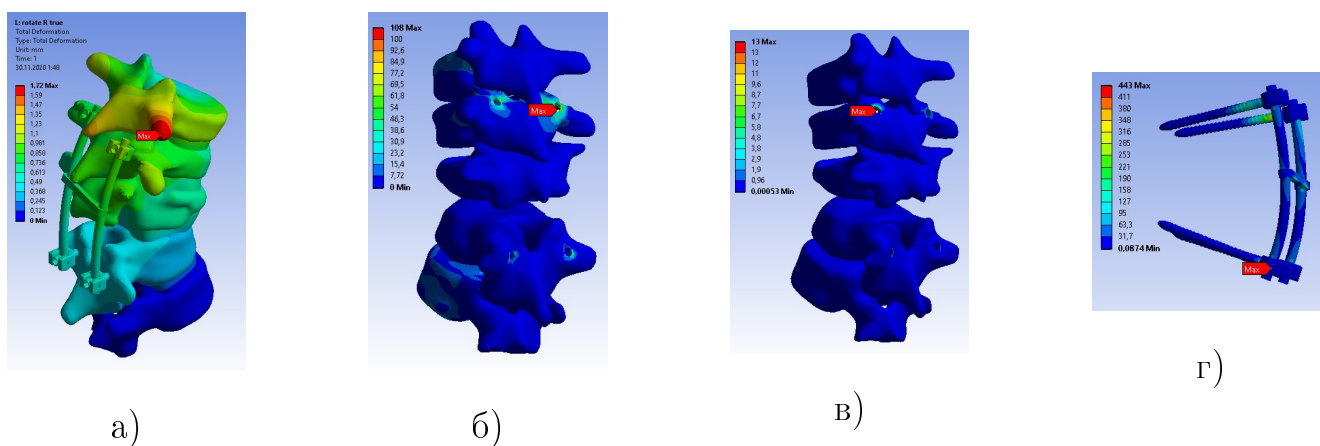


Рисунок 3.24 — Результаты расчета в режиме нагружения - осевое вращение вправо: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатом слое костной ткани позвонков; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими осевому вращению позвоночника вправо, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка Th12 к позвонку Th8. Наибольшие значения достигаются в правом поперечном отростке позвонка Th8. Эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальном слое увеличены в зонах вхождения винтов в позвонки Th9 и Th12. В губчатом слое эквивалентные напряжения по Мизесу сосредоточены в зоне вхождения левого винта в позвонок Th9. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, входящих в позвонки Th9 и Th12.

Таблица 3.4 — Результаты численного решения задачи в ANSYS

	Максимальный модуль перемещений, мм	Максимальные значения эквивалентных напряжений в кортикальном слое костной ткани позвонков, МПа	Максимальные значения эквивалентных напряжений в губчатом слое костной ткани, МПа	Максимальные значения напряжений в ТПС, МПа
Положение стоя	0,86	43	4	175
Сгибание	1,26	81	6	264
Разгибание	2,0	119	7	329
Боковой наклон влево	2,53	129	18	437
Боковой наклон вправо	1,66	73	14	458
Осевое вращение влево	1,76	170	17	577
Осевое вращение вправо	1,72	108	13	443

Таким образом, при нагружении позвоночника нагрузками, соответствующими типовым физиологическим нагрузкам, в металлоконструкции наиболее подвержены усталостным напряжениям основания винтов, входящих в позвонки. В кортикальном и губчатом слоях такими зонами также являются области вхождения винтов в позвонки.

Операция №3

Биомеханическая модель сегмента Th7-L2 позвоночника со всеми его анатомическими структурами, установленной протяженной ТПС (по 2 винта в позвонки Th7, Th8, Th9, Th12, L1, L2, соединенные стержнями) и сетчатым межтеловым заменителем типа MESH на уровне позвонков Th10, Th11 построена, используя подход, применяемый в Модели 2 части 1 биомеханического эксперимента.

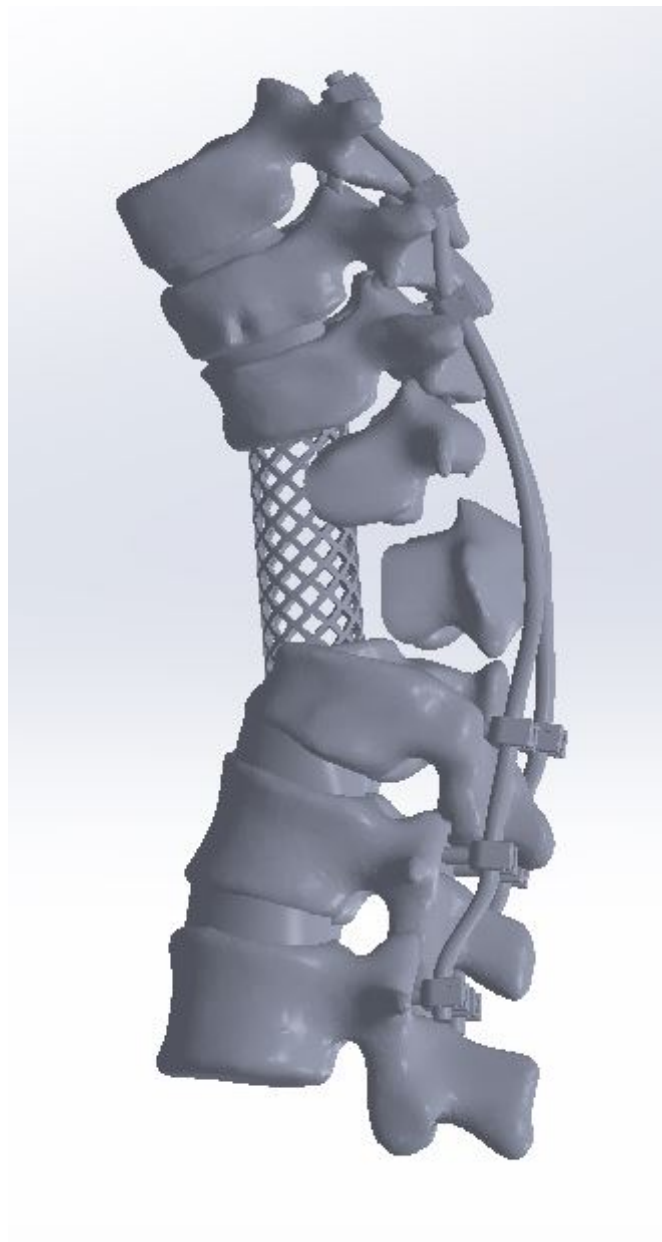


Рисунок 3.25 — 3D-модель сегмента позвоночника Th7-L2: операция №3

Межпозвоночные диски и фасеточные суставы Th9-Th10, Th10-Th11, Th11-Th12 удалены в силу разрушенности. Связочный аппарат частично сохранен: построены межпоперечные, задняя продольная и надостистые связки.

Моделировались различные виды физиологических нагрузок на позвоночник (сгибание, разгибание, боковые наклоны вправо/влево, осевое вращение вправо/влево, статическая нагрузка) [122], [110]- [134]. Для этого использованы комбинации 3 видов нагрузок: следящая нагрузка 600Н, изгибающий момент 7.5 Н*м, крутящий момент 7.5 Н*м. Следящая нагрузка моделировалась путем прикладывания векторов силы величиной 100Н по нормали к верхним замыкательным пластинам каждого целого позвонка в каудальном направлении, т.е. в направлении нижней замыкательной пластины. Изгибающий и крутящий моменты прикладывались к верхней замыкательной пластине позвонка Th7. Нижняя замыкательная пластина позвонка L2 была зафиксирована от перемещений в пространстве.

Материалы тел приняты линейно-упругими, изотропными, однородными. Каждому телу назначены материалы со свойствами, приведенными в таблицах 3.1, 3.2.

Результаты биомеханического эксперимента. Часть 2.

Операция №3

На рисунках 3.26-3.32 и в таблице 3.5 представлены результаты численного решения задачи в КЭП ANSYS.

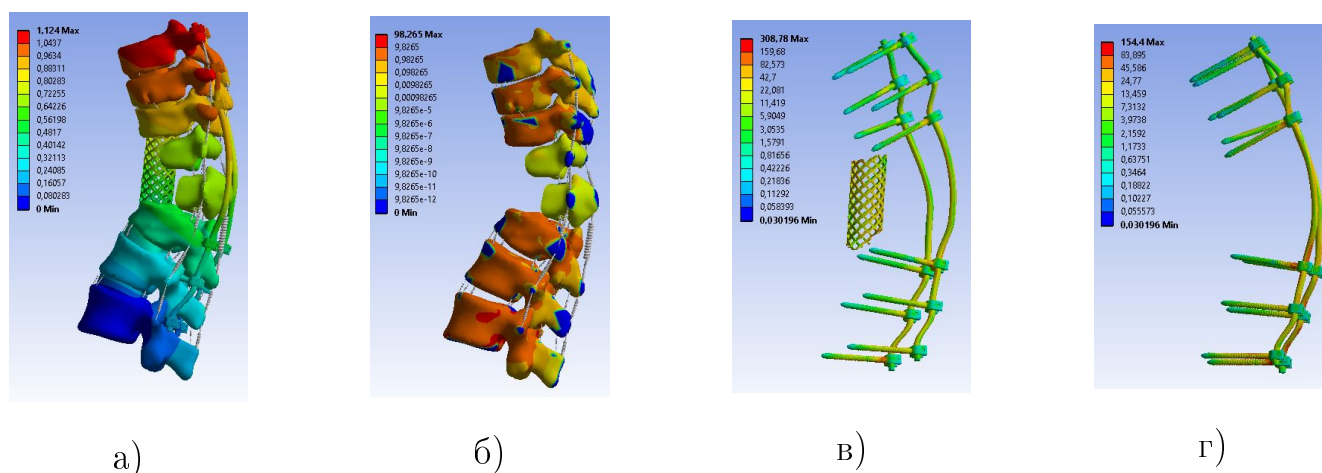


Рисунок 3.26 — Результаты расчета в режиме нагружения - положение стоя:

- а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в ТПС

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими положению стоя, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка L2 к позвонку Th7. Наибольшие значения достигаются в теле позвонка Th7, суставных и поперечных отростках позвонков Th7, Th8. Эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани увеличены в зонах вхождения винтов в позвонок L2, а также в зонах контактов костной ткани с кейджем типа MESH. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, а также в стержнях на уровне позвонков Th12, L1, L2.

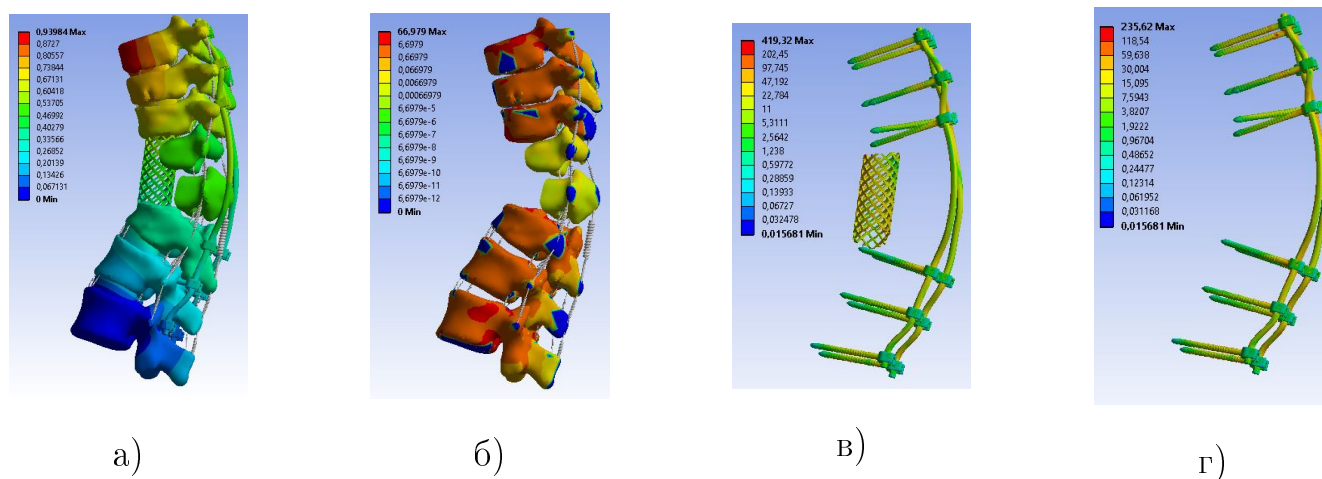


Рисунок 3.27 — Результаты расчета в режиме нагружения - сгибание: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в ТПС

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими сгибанию позвоночника, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка L2 к позвонку Th7. Наибольшие значения достигаются в передней колонне тела позвонка Th7. Эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани увеличены в зонах вхождения винтов в позвонок L2, а также в зонах контактов костной ткани с кейджем типа MESH. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, установленных в позвонок Th7.

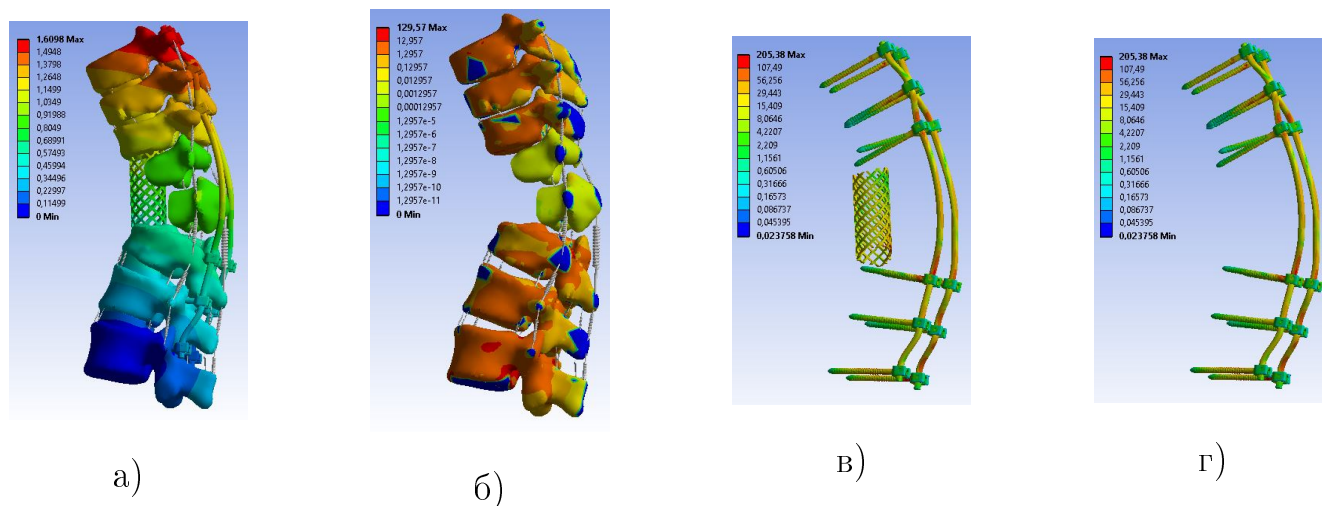


Рисунок 3.28 — Результаты расчета в режиме нагружения - разгибание: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в ТПС

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими разгибанию позвоночника, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка L2 к позвонку Th7. Наибольшие значения достигаются в верхних суставных и поперечных отростках позвонка Th7. Эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани увеличены в зонах вхождения винтов в позвонок L2, а также в зонах контактов костной ткани с кейджем типа MESH. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, установленных в позвонки Th7, Th8, Th12, а также в стержнях, стягивающих их, на уровне позвонков Th9, L1, L2.

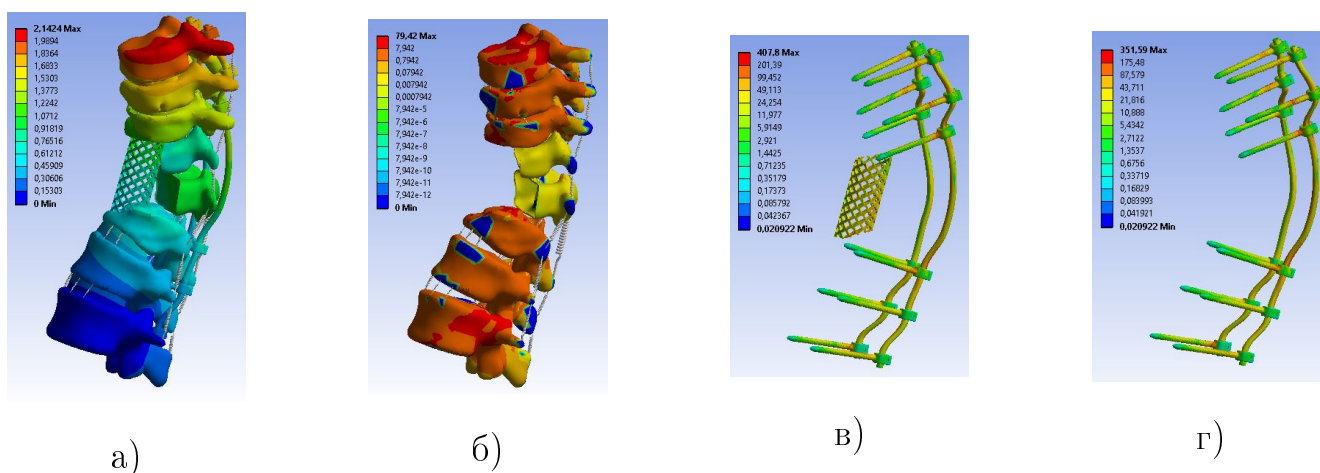


Рисунок 3.29 — Результаты расчета в режиме нагружения - боковой наклон влево: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в ТПС

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими боковому наклону позвоночника влево, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка L2 к позвонку Th7. Наибольшие значения достигаются в верхней левой части тела позвонка Th7 и верхнем левом суставе и поперечном отростках позвонка Th7. Эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани увеличены в зонах вхождения винтов в позвонок L2, а также в зонах контактов костной ткани с кейджем типа MESH. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, установленных в позвонки Th8, Th9, Th12, а также в стержнях, стягивающих их, на уровне позвонков Th8, Th9, Th12.

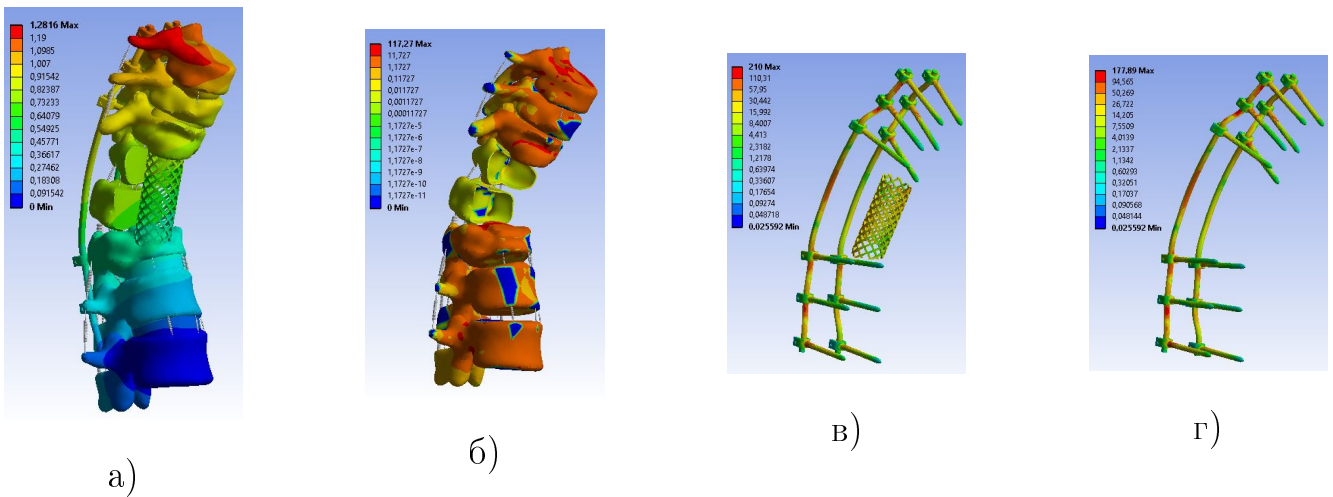


Рисунок 3.30 — Результаты расчета в режиме нагружения - боковой наклон вправо: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в ТПС

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими боковому наклону позвоночника вправо, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка L2 к позвонку Th7. Наибольшие значения достигаются в верхней правой части тела позвонка Th7 и верхнем правом суставном и поперечном отростках позвонка Th7. Эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани увеличены в зонах вхождения винтов в позвонок L2, а также в зонах контактов костной ткани с кейджем типа MESH. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, установленных в позвонки Th7, Th8, Th9, Th12, L2, а также в стержнях, стягивающих их, на уровне позвонков Th7, Th8, Th10, Th11, Th12, L2.

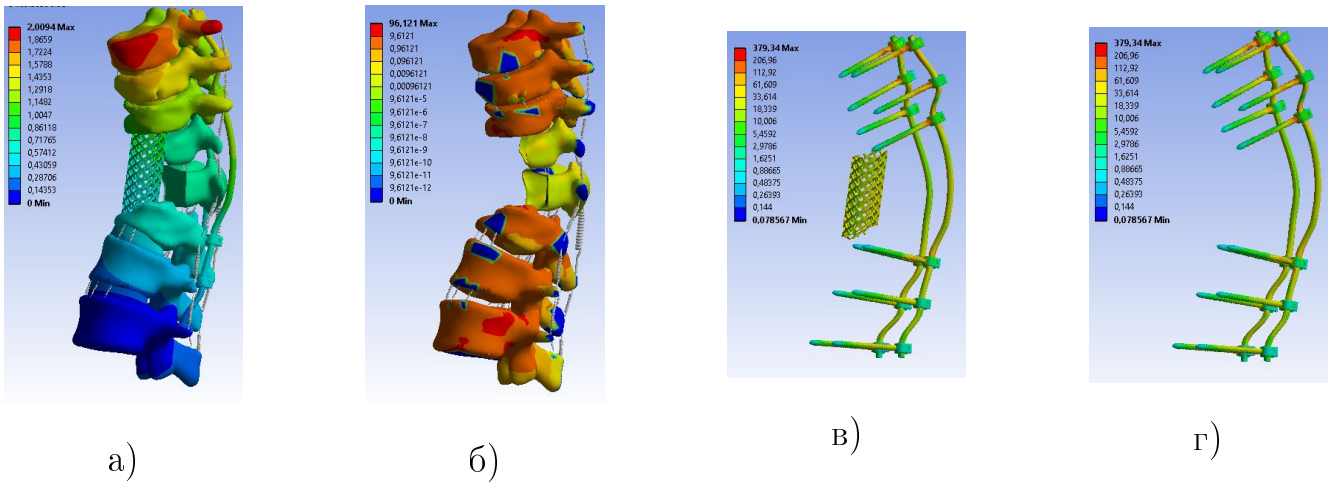


Рисунок 3.31 — Результаты расчета в режиме нагружения - осевое вращение влево: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в ТПС

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими осевому вращению позвоночника влево, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка L2 к позвонку Th7. Наибольшие значения достигаются в верхней левой части тела позвонка Th7 и левом поперечном отростке позвонка Th7. Эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани увеличены в зонах вхождения винтов в позвонок L2, а также в зонах контактов костной ткани с кейджем типа MESH. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, установленных в позвонки Th7, Th8, Th9, Th12, а также в стержнях, стягивающих их, на уровне позвонка Th7.

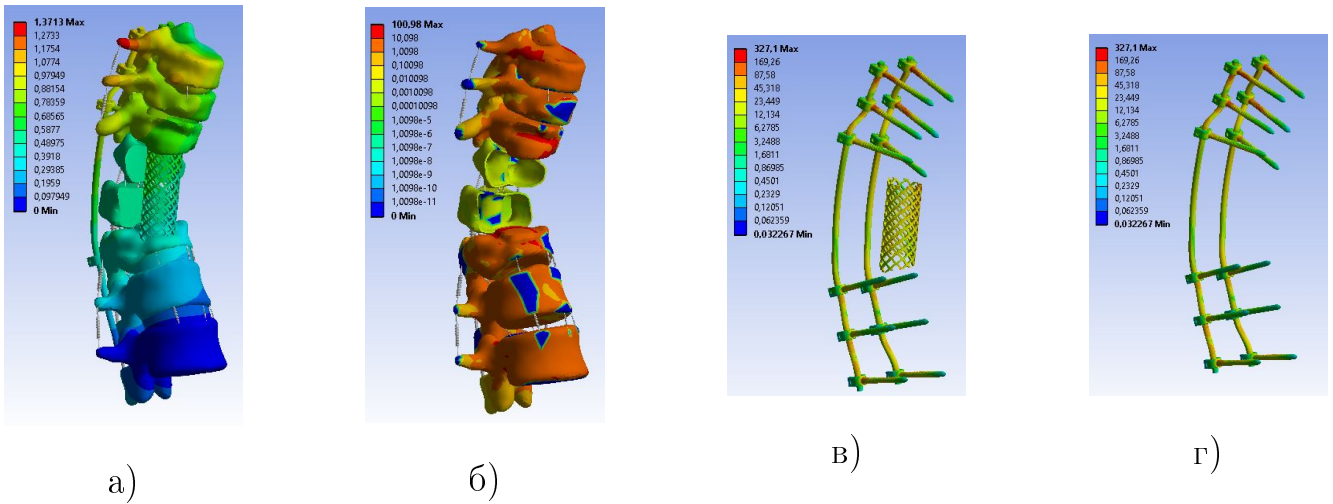


Рисунок 3.32 — Результаты расчета в режиме нагружения - осевое вращение вправо: а) распределение поля векторов полных перемещений в модели; б) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков; в) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкции; г) распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в ТПС

При нагружении модели сегмента позвоночника нагрузками, соответствующими осевому вращению позвоночника вправо, модули векторов полных перемещений увеличиваются от позвонка L12 к позвонку Th7. Эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани увеличены в зонах вхождения винтов в позвонок L2, а также в зонах контактов костной ткани с кейджем типа MESH. В металлоконструкции наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются у оснований винтов, установленных в позвонки Th7, Th8, Th9, L2, а также в стержнях, стягивающих их, на уровне позвонка Th7.

Таблица 3.5 — Результаты численного решения задачи в ANSYS

	Максимальный модуль перемещений, мм	Максимальные значения эквивалентных напряжений в кортикальном слое костной ткани позвонков, МПа	Максимальные значения эквивалентных напряжений в металлоконструкции, МПа	Максимальные значения эквивалентных напряжений в ТПС, МПа
Положение стоя	1,12	98	309	154
Сгибание	0,94	67	419	236
Разгибание	1,61	130	205	205
Боковой наклон влево	2,14	79	408	352
Боковой наклон вправо	1,28	117	210	178
Осевое вращение влево	2,01	96	379	379
Осевое вращение вправо	1,37	101	327	327

При всех режимах нагружения максимальные значения эквивалентных по Мизесу напряжений в кортикальном слое костной ткани возникают в зоне контакта правого винта с телом позвонка L2. Наибольшее из них наблюдается при разгибании позвоночника. То есть наиболее уязвимой к разрушению является зона контакта нижнего винта с кортикальным слоем костной ткани.

Анализируя напряженное состояние металлоконструкций, можно обратить внимание на величину напряжений эквивалентных по Мизесу в ТПС с MESH и

отдельно ТПС. В положении стоя, сгибании и боковых наклонах влево/вправо напряжения в ТПС с MESH выше, чем в отдельно рассматриваемой ТПС. То есть максимальное значение достигается на уровне контакта MESH с кортикальным слоем костной ткани позвонков, между которыми он установлен. При разгибании и осевом вращении максимальные значения эквивалентных напряжений в ТПС с MESH и отдельно ТПС совпадают. То есть наибольшие напряжения возникают в винтах или стержнях.

Обращая внимание на эквивалентные напряжения в стержнях, стоит отметить: моделируя боковой наклон вправо и осевое вращение вправо, наибольшие значения наблюдаются в зоне правого стержня на уровне позвонка Th7, а при моделировании нагружения в режимах положение стоя, сгибание, разгибание, боковой наклон влево и осевое вращение влево - в зоне левого стержня на уровне позвонка Th12 (рисунок 3.33).

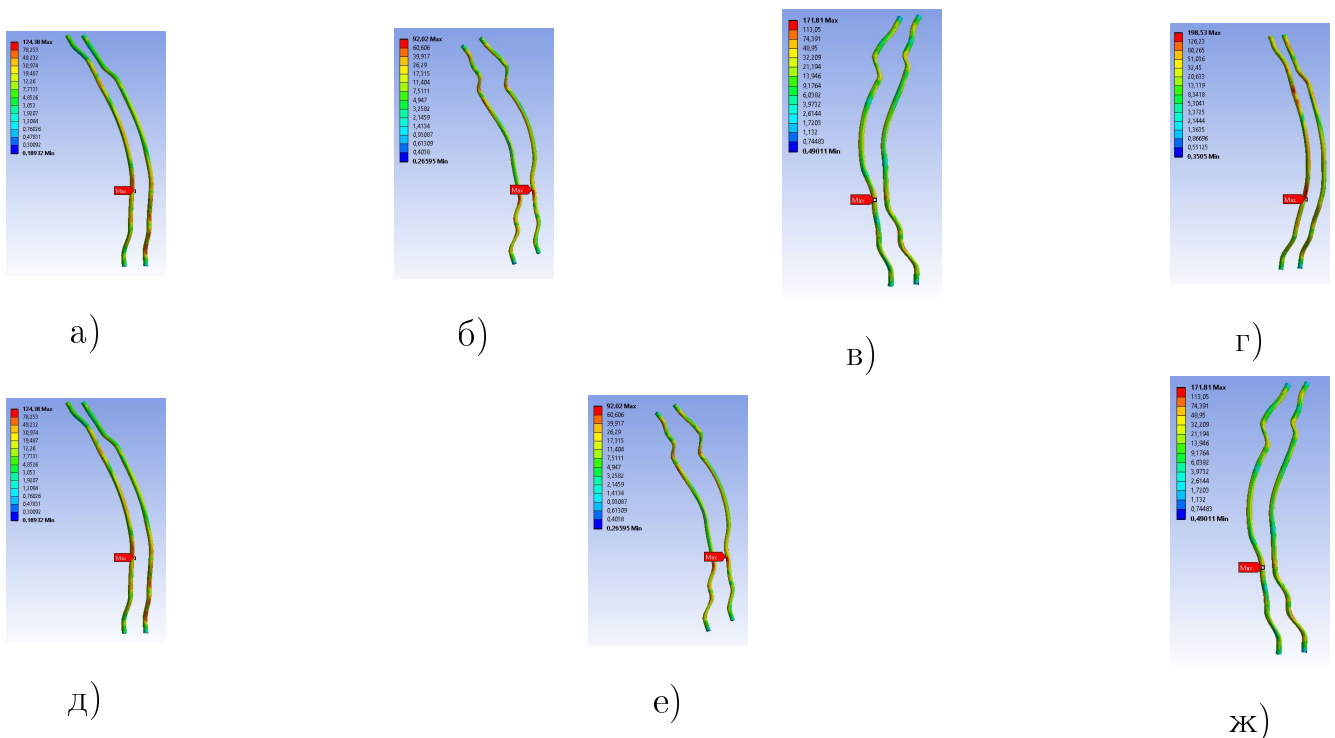


Рисунок 3.33 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу (МПа) в стержнях при режимах нагружения: а) положение стоя; б) сгибание; в) разгибание; г) боковой наклон влево; д) боковой наклон вправо; е) осевое вращение влево; ж) осевое вращение вправо

Биомеханический эксперимент дал возможность оценить напряженно-деформированное состояние (НДС) сегмента позвоночника и установленной в него металлоконструкции под действием нагрузок, соответствующих физиологическим. С клинической точки зрения оценка НДС системы «позвоночник-металлоконструкция» дает количественные данные, которые помогают оценить наиболее уязвимые для разрушения зоны позвоночника и металлоконструкции при их взаимодействии после установки в режимах физиологических нагрузок на этапе планирования хирургического вмешательства, а также оценить стабильность фиксации позвоночно-двигательного сегмента, тем самым позволяя подобрать вид фиксации с наименьшим риском дальнейшего нарушения целостности металлических конструкций или биологических тканей позвоночного столба [86].

Полученные результаты биомеханического эксперимента показали, что наиболее уязвимыми к разрушению оказались зоны контакта винта с кортикальным слоем тела позвонка L2 справа, а также левый стержень на уровне тела позвонка Th12. Эти зоны наименее устойчивы к разрушению и могут способствовать нарушению стабильности конструкции.

3.4 Выводы к главе 3

1 Рассмотрен случай повторной травмы на уровне грудного отдела позвоночника. Биомеханический эксперимент проведен в два этапа. На первом этапе определен наиболее оптимальный подход к построению модели сегмента позвоночника с металлоконструкциями. На втором этапе определены наиболее подверженные к разрушениям зоны сегмента позвоночника и фиксирующих металлоконструкций после хирургического лечения пациента для каждого оперативного вмешательства.

2 На первом этапе построено 2 модели сегмента позвоночника Th8-Th12 паци-

ента. На втором этапе построено 2 модели сегмента позвоночника с фиксирующими металлоконструкциями: Th8-Th12 с короткосегментарной ТПС, фиксирующей позвонки Th9 и Th11, и Th7-L2 с протяженной ТПС, фиксирующей позвонки Th7, Th8, Th9, Th12, L1 и L2.

3 Проведены расчет и анализ поля векторов полных перемещений и эквивалентных напряжений по Мизесу в моделях и металлоконструкциях.

4 Выявлены наиболее подверженные к разрушениям зоны сегмента позвоночника и фиксирующих металлоконструкций после хирургического лечения пациента для каждого оперативного вмешательства.

Полученные результаты согласуются с клинической картиной пациента: повторное обращение в клинику по причине разлома левого стержня на уровне тела позвонка Th12.

Глава 4

Короткосегментарная система фиксации с использованием промежуточных винтов при компрессионном переломе тела позвонка грудопоясничного отдела позвоночника

4.1 Медицинская постановка задачи

Компрессионный оскольчатый перелом тела позвонка является распространенным видом повреждения позвонков грудопоясничного отдела позвоночника. Известным способом лечения таких повреждений является фиксация смежных сегментов позвоночника для обеспечения консолидации поврежденного позвонка. Как правило, позвонки смежных ПДС фиксируются транспедикулярными системами. В некоторых случаях возникает вопрос о необходимости дополнительной фиксации поврежденного позвонка вводом промежуточных винтов в поврежденный позвонок. Решить вопрос о необходимости использования промежуточных винтов, а также их количестве, достаточном для достижения удовлетворительного эффекта лечения, помогает проведение биомеханического эксперимента.

Пациент В. 1961 г.р. поступил в клинику с диагнозом: компрессионный оскольчатый перелом тела позвонка на уровне Th11. При таком виде повреждения необходимо зафиксировать позвонки Th10 и Th12 короткосегментарной ТПФ. Для принятия решения о необходимости установки промежуточных винтов и их количестве, достаточном для достижения наилучшей эффективности оперативного вмешательства, проводится биомеханический эксперимент.

4.2 Биомеханический эксперимент

Исходными данными для проведения биомеханического эксперимента использованы результаты компьютерной томографии пациента - 203 DICOM-файла. Компьютерная томография выполнялась с шагом 0.5 мм. Серия срезов загружена в ПО Mimics Materialise (рисунок 4.1). Маской выделена область, соответствующая костной ткани позвонков (рисунок 4.2). На каждом срезе маска отредактирована так, чтобы вне границ позвонка лишние закрашенные пиксели были удалены, а внутри границ область была полностью закрашена (рисунок 4.3). После обработки всех срезов созданы трехмерные тела позвонков Th9, Th10, Th11 и Th12, и импортированы в ПО 3-Matic Materialise. Импортированные тела были покрыты оболочкой путем обертывания с помощью функции Wrap, сглажены с помощью функции Smooth и экспортированы в формате Step. Полученные модели являются твердотельными, то есть присутствует информация о точках как на поверхности позвонков, так и о точках внутри объема. Модели позвонков в формате Step импортированы в САПР SolidWorks для дальнейшего построения моделей межпозвонковых дисков и фасеточных суставов. Отдельно в САПР созданы модели винта моноосевого, стержня и стягивающей балки.

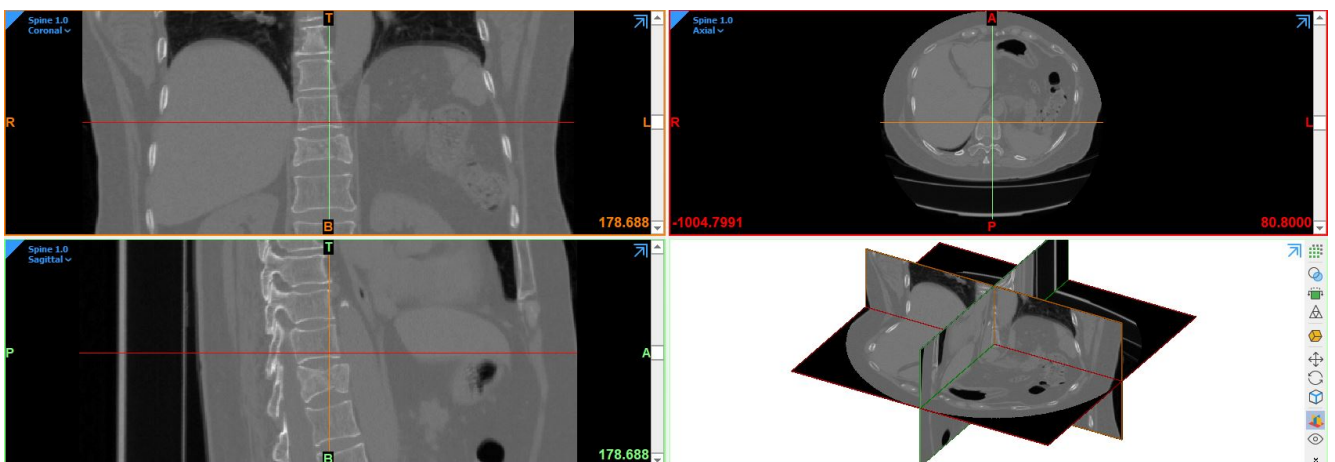


Рисунок 4.1 — КТ-снимок

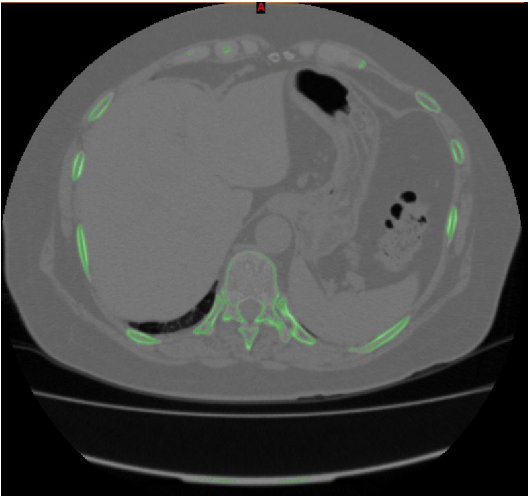


Рисунок 4.2 — Маска для позвонка до обработки

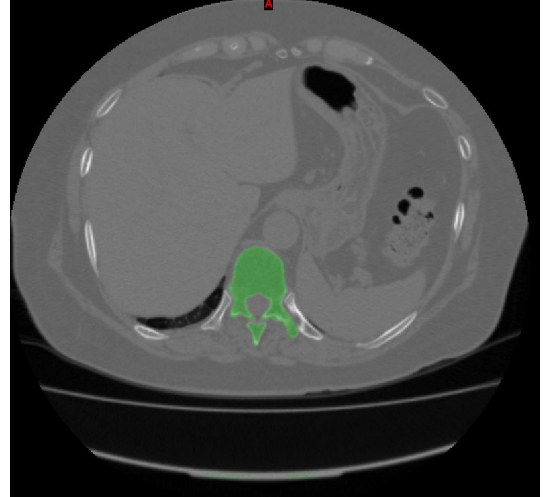
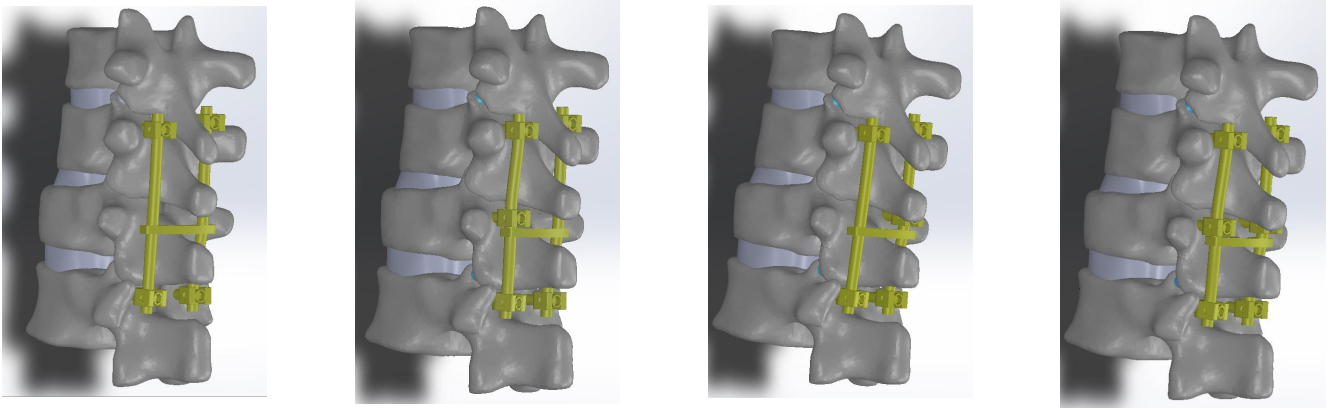


Рисунок 4.3 — Маска для позвонка после обработки

Дальнейшее построение моделей сегмента Th9-Th12 позвоночника с рассматриваемыми вариантами хирургического лечения выполнено в САПР SolidWorks. Построено 4 модели.

Модель 1 соответствует первому варианту хирургического лечения. Для построения этого варианта лечения по 2 винта установлены в позвонки Th10 и Th12, соединены стержнями, стянутыми между собой балкой (рисунок 4.4, а). Модель 2 соответствует второму варианту хирургического лечения с использованием дополнительного промежуточного винта, вводимого в поврежденный позвонок слева. Для построения этого варианта лечения по 2 винта установлены в тела позвонков Th10 и Th12, и 1 винт установлен в тело позвонка Th11 слева, соединены стержнями, которые стянуты балкой (рисунок 4.4, б). Модель 3 соответствует третьему варианту хирургического лечения с использованием дополнительного промежуточного винта, вводимого в поврежденный позвонок справа. Для построения этого варианта лечения по 2 винта установлены в тела позвонков Th10 и Th12, и 1 винт установлен в тело позвонка Th11 справа, соединены стержнями, которые стянуты балкой (рисунок 4.4, в). Модель 4 соответствует четвертому варианту хирургического лечения с использованием дополнительных промежуточных винтов, вводимых в поврежденный позвонок.

Для построения этого варианта лечения по 2 винта установлены в тела позвонков Th10, Th11 и Th12, соединены стержнями, которые стянуты балкой (рисунок 4.4, г).



а)

б)

в)

г)

Рисунок 4.4 — Твердотельные модели Th9-Th12 после имплантации ТПС: а)

Модель 1: по 2 винта в позвонки Th10 и Th12; б) Модель 2: по 2 винта в позвонки Th10 и Th12, 1 винт в позвонок Th11 слева; в) Модель 3: по 2 винта в позвонки Th10 и Th12, 1 винт в позвонок Th11 справа; б) Модель 4: по 2 винта в позвонки Th10, Th11 и Th12

Построенные модели загружены в конечно-элементный пакет ANSYS, в котором выполнено моделирование передней продольной, задней продольной, межпоперечной, межкостистой и надкостистой связок в виде пружинных элементов (рисунок 4.5).

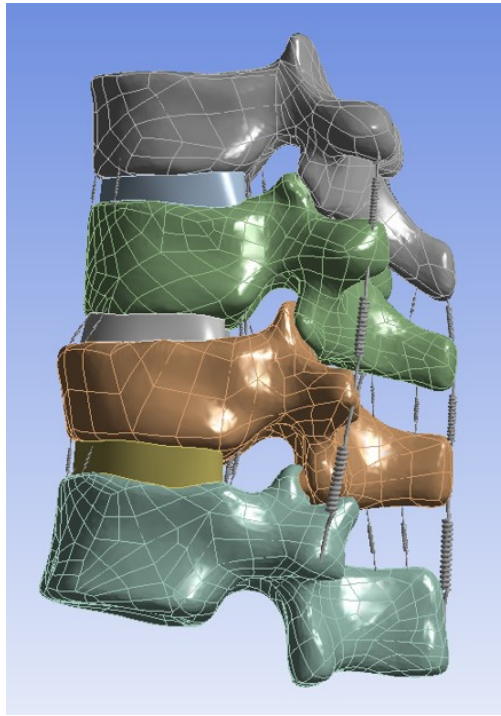


Рисунок 4.5 — Твёрдотельная модель Th9-Th12

Все материалы биологических тканей и металла приняты линейно-упругими, однородными и изотропными. В таблице 4.1 представлены механические свойства, характеризующие каждый материал, в таблице 4.2 - коэффициенты жесткости пружин, моделирующих связочный аппарат.

Таблица 4.1 — Механические свойства биологических тканей

	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Губчатый слой	100	0.2
Кортикальный слой	12000	0.3
Межпозвонокковый диск	24	0.49
Титан	112000	0.32
Фасеточные суставы	10	0.3

Таблица 4.2 — Коэффициенты жесткости связочного аппарата, Н/мм

Сегмент	Передняя	Задняя	Межкостистые	Надостистая	Межпоперечная
Th9-Th10					
Th10-Th11	35	9	13	14	50
Th11-Th12					

Последующие этапы моделирования и численное решение задачи выполнены в конечно-элементном пакете ANSYS 19. Между контактными поверхностями замыкательных пластин позвонков и межпозвонковых дисков, суставных отростков и фасеточных суставов, позвонков и винтов, позвонков и крючков установлены контактные условия, моделирующие полный контакт взаимодействия тел. Модели жестко закреплены по нижней замыкательной пластине позвонка Th12. Нагружение моделей сегмента позвоночника соответствовало физиологическим нагрузкам: положение стоя, сгибание, разгибание, боковые наклоны влево/вправо и осевое вращение влево/вправо. Для моделирования нагрузок применялись комбинации следящей нагрузки и крутящих/изгибающих моментов (таблица 4.3). Следящая нагрузка представлена последовательностью векторов сил величиной 100Н, и прикладываемых перпендикулярно к верхней замыкательной пластине каждого позвонка в каудальном направлении, т.е. в направлении нижнего позвонка. Изгибающие и крутящие моменты прикладывались к верхней замыкательной пластине позвонка Th9.

Таблица 4.3 — Нагрузки на сегмент позвоночника

Вид физиологической нагрузки	Компрессионная нагрузка, Н	Момент, Н*м
Положение стоя	400	-
Сгибание	400	7.5
Разгибание	400	7.5
Латеральные изгибы (влево/вправо)	400	7.5
Осевое вращение (влево/вправо)	400	7.5

Для определения НДС сегмента позвоночника и металлоконструкций численно решена задача статики упругого тела.

При расчете выполнен анализ чувствительности сеточной сходимости. Для оценки использованы максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу. В решении использовано разбиение тетраэдральной вычислительной сеткой с элементами величиной не более 1,5 мм. В результате рассчитаны поле полных перемещений и распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в полной модели. Проведен сравнительный анализ распределения векторов поля полных перемещений и максимальных модулей векторов перемещений в моделях, значений эквивалентных напряжений по Мизесу.

Результаты биомеханического эксперимента

На рисунках 4.6 - 4.12 показано распределение поля векторов полных перемещений в моделях при различных режимах нагружения.

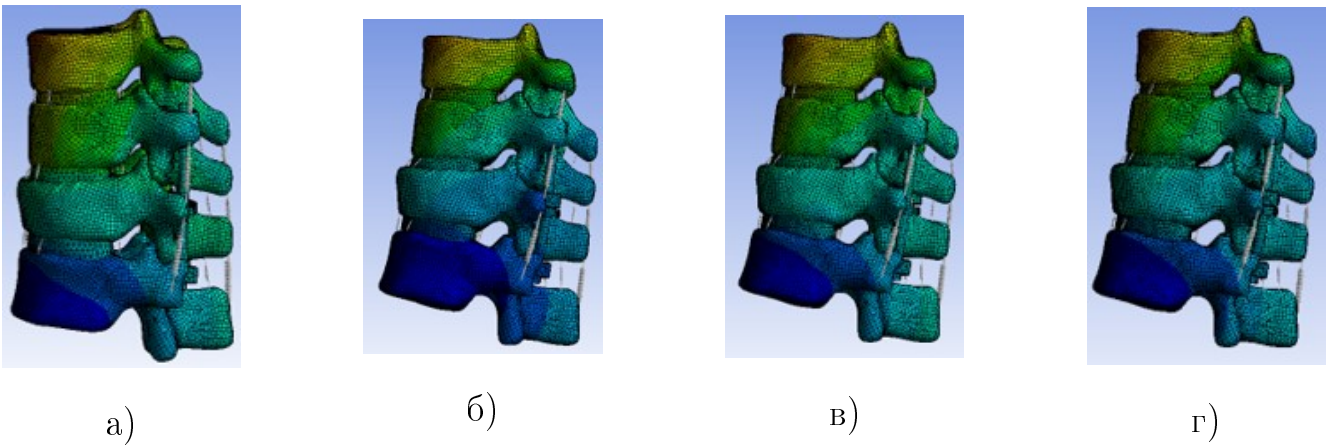


Рисунок 4.6 — Распределение поля перемещений в положении стоя: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей положению стоя, наблюдается увеличение модулей векторной перемещений от позвонка Th12 к позвонку Th9. Наибольшие значения достигаются в верхней части передней колонны позвонка Th9.

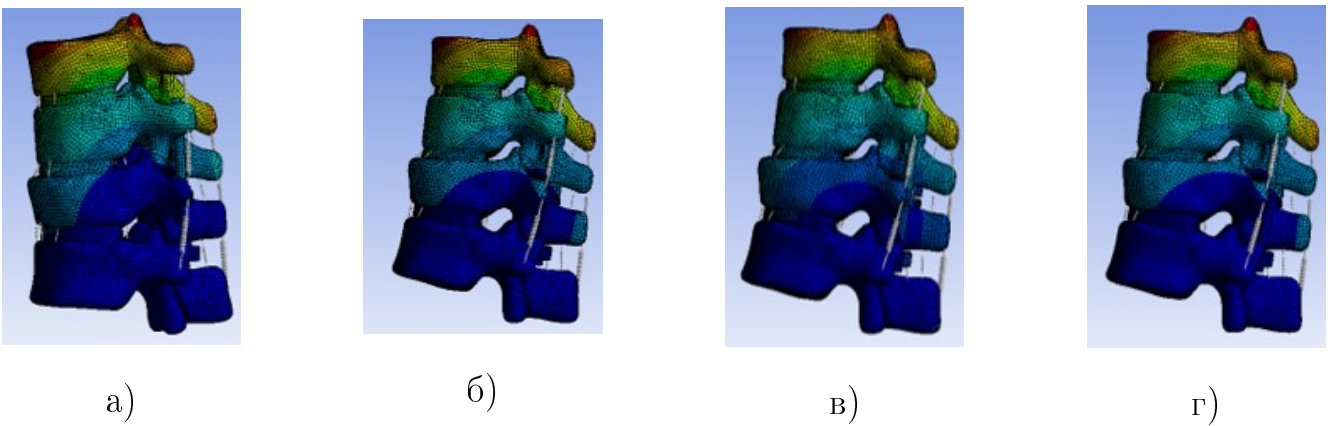


Рисунок 4.7 — Распределение поля перемещений при сгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей сгибанию позвоночника, наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка Th12 к позвонку Th9. Наибольшие значения достигаются в верхней части передней колонны позвонка Th9 и его верхних суставных отростках.

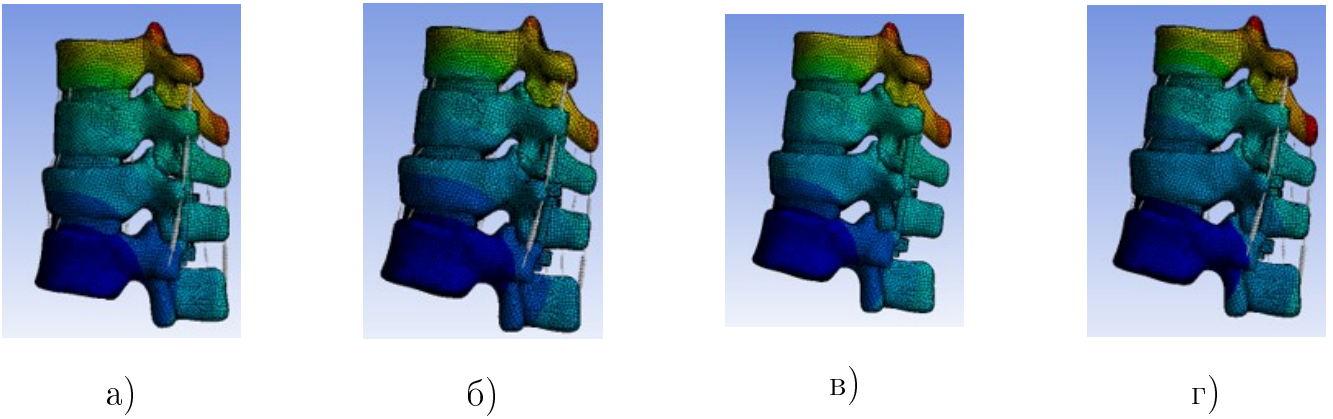


Рисунок 4.8 — Распределение поля перемещений при разгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей разгибанию позвоночника, наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка Th12 к позвонку Th9. Наибольшие значения достигаются в верхних суставных и остистых отростках позвонка Th9.

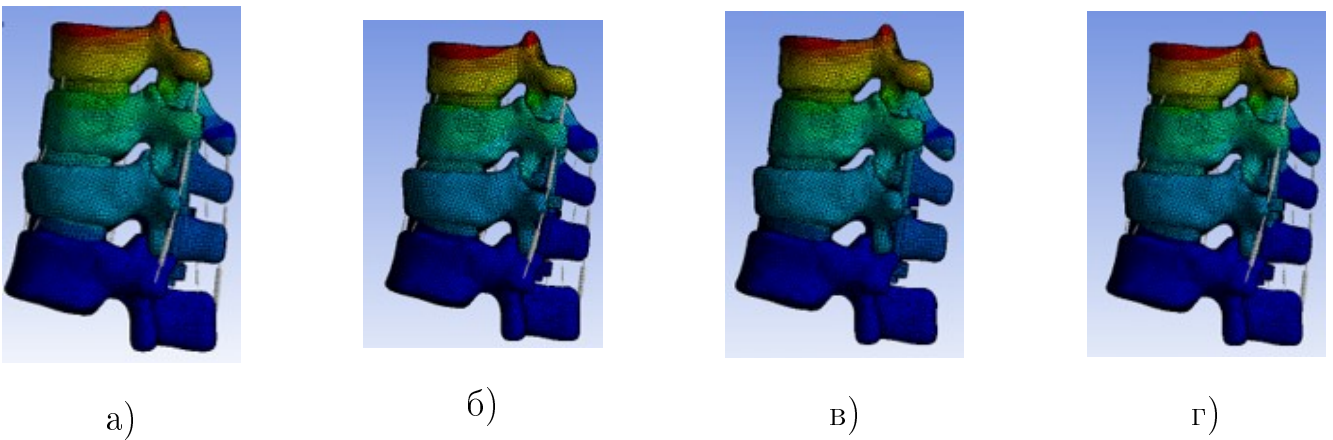


Рисунок 4.9 — Распределение поля перемещений при боковом наклоне влево: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей боковому наклону позвоночника влево, наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка Th12 к позвонку Th9. Наибольшие значения достигаются в верхних суставных отростках и верхней части средней колонны позвонка Th9.

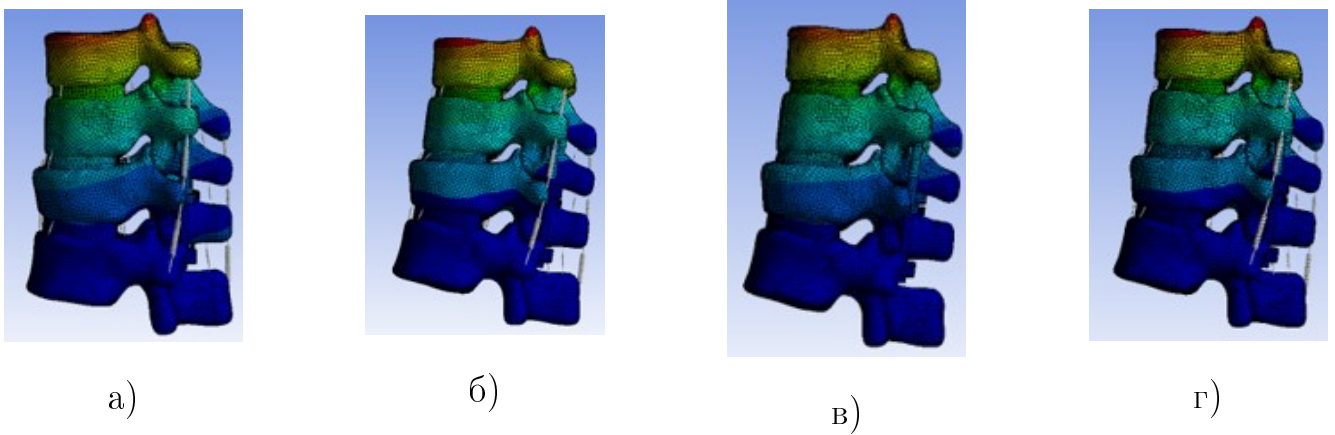


Рисунок 4.10 — Распределение поля перемещений при боковом наклоне вправо: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей боковому наклону позвоночника вправо, наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка Th12 к позвонку Th9. Наибольшие значения достигаются в верхних суставных отростках и верхней части средней колонны позвонка Th9.

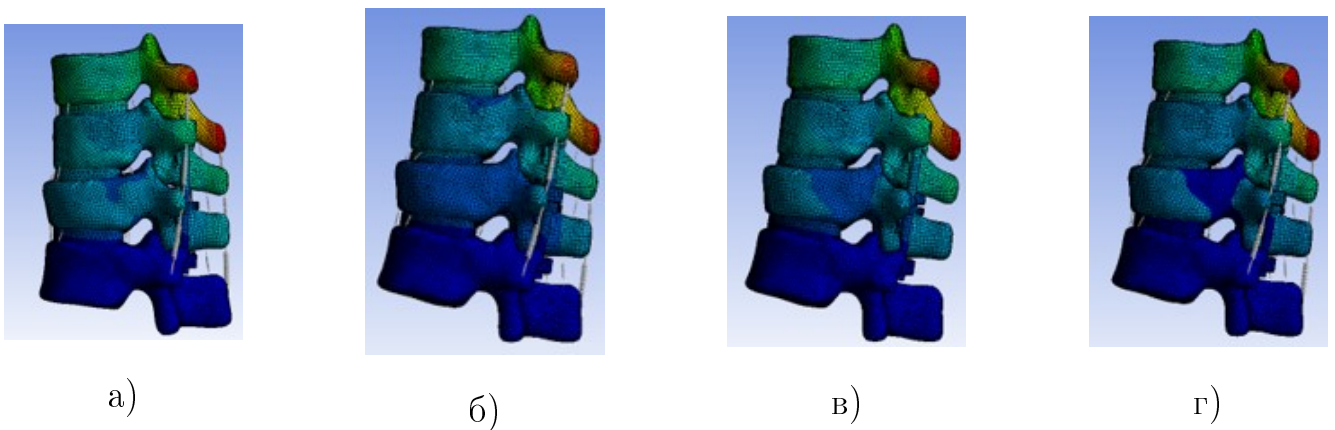


Рисунок 4.11 — Распределение поля перемещений при осевом вращении влево: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей осевому вращению позвоночника влево, наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка Th12 к позвонку Th9. Наибольшие значения достигаются в поперечных и остистых отростках позвонка Th9.

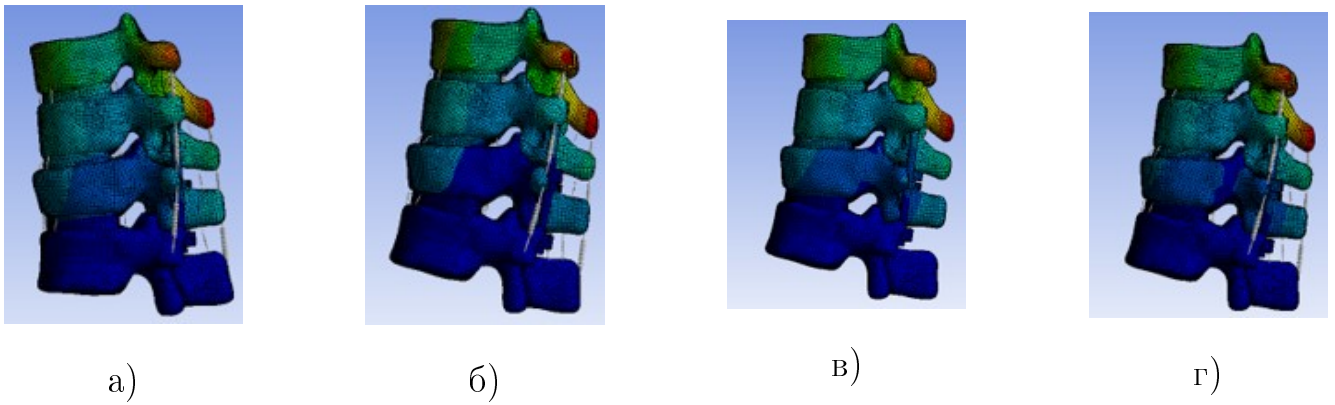


Рисунок 4.12 — Распределение поля перемещений при осевом вращении вправо: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей осевому вращению позвоночника вправо, наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка Th12 к позвонку Th9. Наибольшие значения достигаются в поперечных и остистых отростках позвонка Th9.

В таблице 4.4 приведены максимальные значения модулей векторов полного перемещения в моделях.

Таблица 4.4 — Максимальные значения модулей перемещения в модели, мм

	Модель 1	Модель 2	Модель 3	Модель 4
Положение стоя	0,22	0,26	0,23	0,22
Сгибание	0,88	0,85	0,86	0,83
Разгибание	0,88	0,8	0,83	0,78
Боковой наклон влево	1,4	1,25	1,28	1,25
Боковой наклон вправо	1,66	1,6	1,57	1,49
Осевое вращение влево	1,74	1,65	1,65	1,64
Осевое вращение вправо	1,7	1,57	1,56	1,58

Таким образом, во всех режимах нагружения при каждом из 4 вариантов лечения прослеживаются аналогичные распределения векторов перемещений.

Максимальные значения перемещения точек при режимах нагружения положение стоя и сгибание отличаются не более, чем на 0,05 мм; при режимах нагружения разгибание, боковые наклоны влево/вправо, осевое вращение влево/вправо – не более, чем на 0,15 мм. Это свидетельствует о том, что каждый из вариантов хирургического лечения не вызывает резкого перераспределения перемещений при типовых физиологических нагрузках.

Для определения подвижности сегмента позвоночника при фиксации определен диапазон движения в сегменте Th10-Th12 позвоночника, включающего поврежденный позвонок Th11. Диапазон движения в сегменте Th10-Th12 позвоночника, включающего поврежденный позвонок Th11, определялся как величина изменения угла между нижней замыкательной пластиной позвонка Th10 и верхней замыкательной пластиной позвонка Th12 до (α_0) и после (α) нагружения моделей: $\Delta\alpha = \alpha - \alpha_0$ (Таблица 4.5).

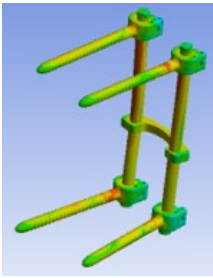
Диапазон движения при сгибании/разгибании и в положении стоя определялся как изменение угла в сагиттальной плоскости. Для определения диапазона движения при боковых наклонах определялся угол смещения во фронтальной плоскости. Для определения диапазона движения при осевом вращении определялся угол ротации в аксиальной плоскости.

Исследования показали, что при фиксации винтами позвонков, смежных с поврежденным позвонком, наблюдается заметное снижение угла ротации относительно модели без фиксации при всех видах нагружения: в положении стоя на 41-69%, при сгибании – на 12-37%, при разгибании – на 39-76%, при боковом наклоне влево – на 30-46%, при боковом наклоне вправо – на 27-41%, при осевом вращении влево – на 36-44%, при осевом вращении вправо – на 66-72%.

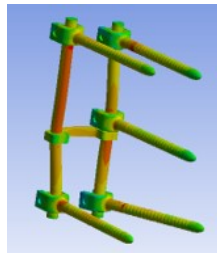
На рисунках 4.13 - 4.19 показано распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях моделей 1-4 при различных режимах нагружения.

Таблица 4.5 — Диапазон движения, °

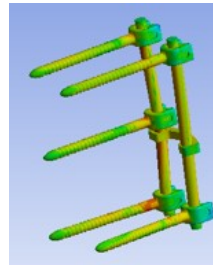
	Без фиксации	Модель 1	Модель 2	Модель 3	Модель 4
Положение стоя	1,09	0,64	0,39	0,34	0,47
Сгибание	1,55	1,37	0,97	1,13	1,25
Разгибание	1,38	0,84	0,33	0,43	0,61
Боковой наклон влево	0,50	0,35	0,27	0,28	0,29
Боковой наклон вправо	0,64	0,47	0,45	0,38	0,40
Осевое вращение влево	0,64	0,37	0,37	0,36	0,41
Осевое вращение вправо	0,95	0,31	0,27	0,28	0,32



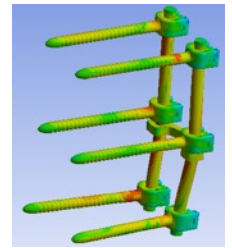
а)



б)



в)



г)

Рисунок 4.13 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях в положении стоя: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

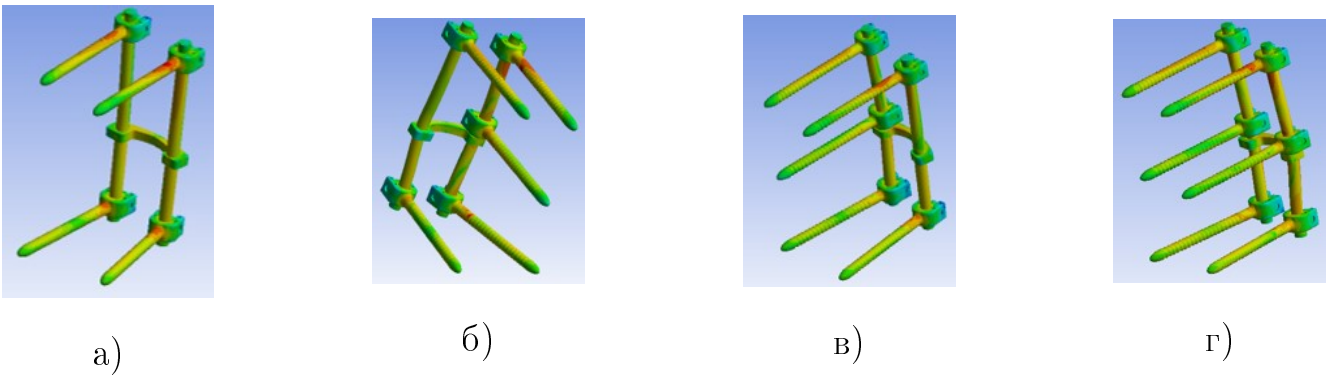


Рисунок 4.14 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при сгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

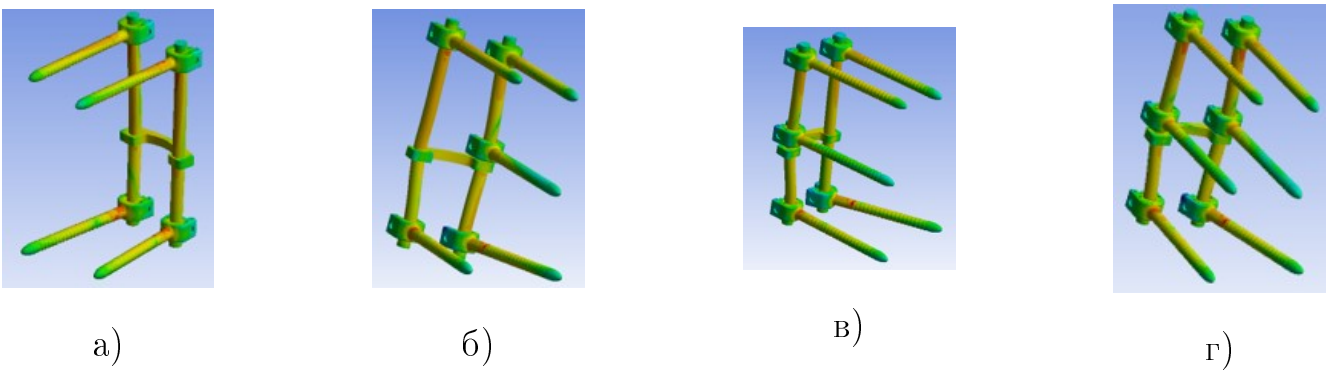


Рисунок 4.15 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при разгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

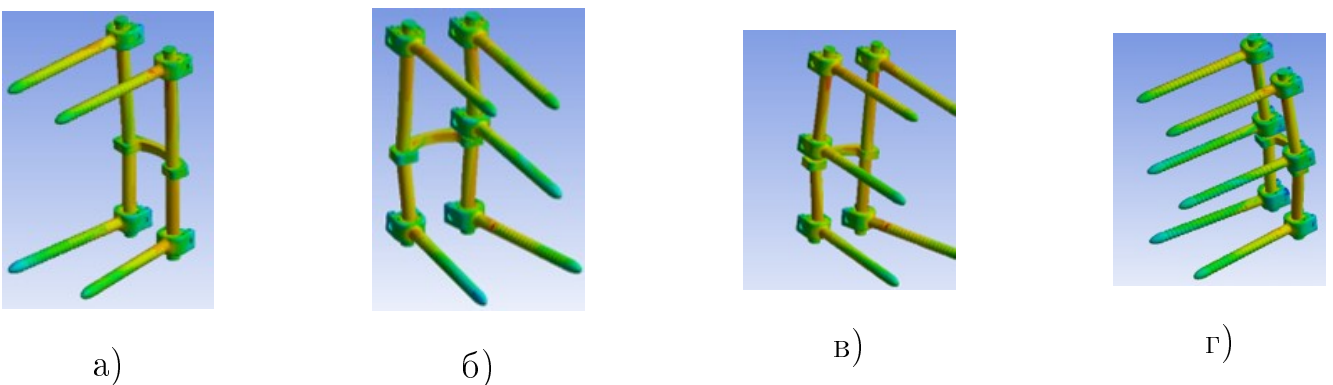


Рисунок 4.16 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при боковом наклоне влево: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

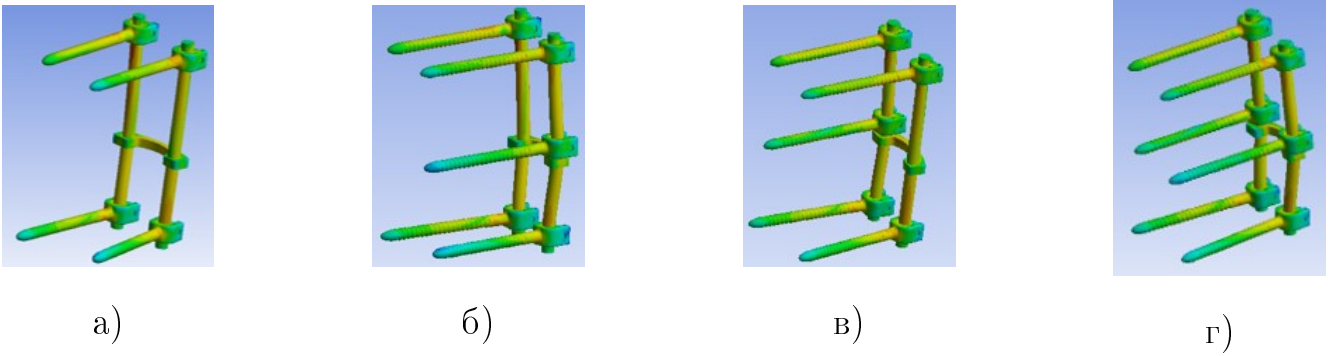


Рисунок 4.17 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при боковом наклоне вправо: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

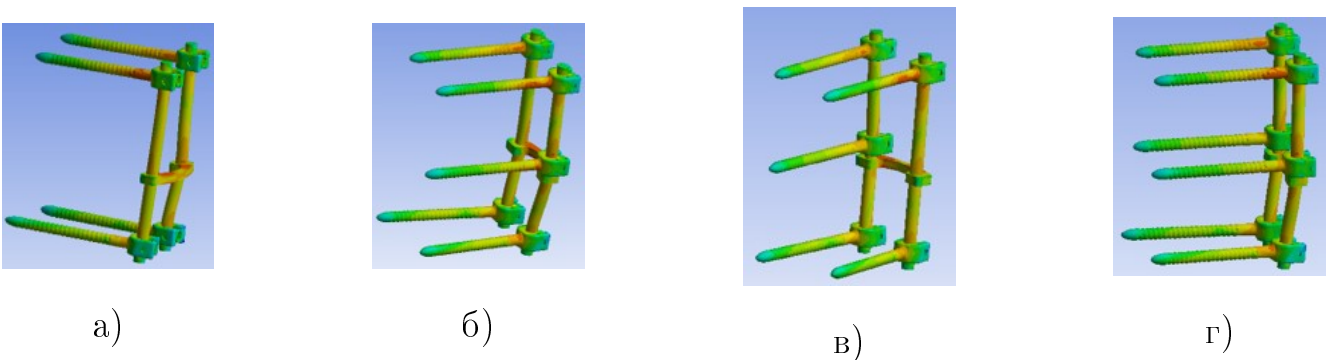


Рисунок 4.18 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при осевом вращении влево: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

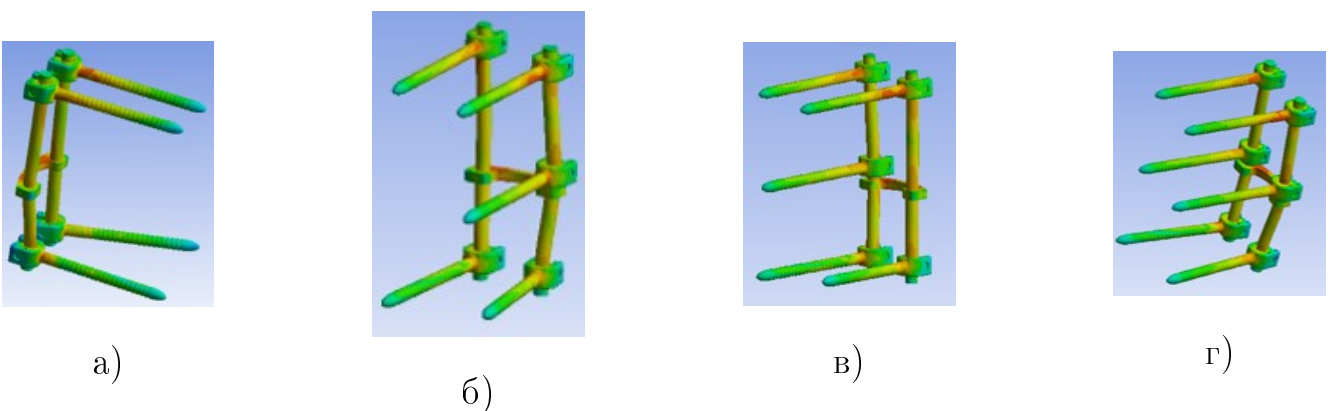


Рисунок 4.19 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при осевом вращении вправо: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

В таблице 4.6 приведены максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в фиксирующих системах в моделях 1-4.

Таблица 4.6 — Максимальные значения напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях, МПа

	Модель 1	Модель 2	Модель 3	Модель 4
Положение стоя	58	30	32	48
Сгибание	170	80	75	140
Разгибание	285	133	104	235
Боковой наклон влево	321	215	233	340
Боковой наклон вправо	405	290	294	421
Осевое вращение влево	403	253	253	360
Осевое вращение вправо	400	263	254	344

В положении стоя увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкциях наблюдается у основания винтов и в стержнях, стягивающих винты. Максимальная величина отмечается у основания левого винта, введенного в позвонок Th12.

При сгибающей/разгибающей нагрузке без учета напряжений, возникающих вследствие контакта винтов и балки со стержнями, наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу отмечаются у оснований винтов.

При боковых наклонах увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкциях наблюдается у основания винтов и в стержнях, стягивающих винты.

При осевых вращениях увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкциях наблюдается у основания винтов и в стержнях, стягивающих винты.

При всех режимах нагружения максимальные значения эквивалентных на-

пряжений в конструкциях фиксирующих систем, соответствующих второму и третьему вариантам хирургического лечения ниже, чем при других вариантах лечения. В режимах нагружения: положение стоя, боковой наклон влево и вправо, наилучшие значения показал 2 вариант лечения (ТПФ: ТПФ с использованием «промежуточных» винтов (слева): 5 винтов); в режимах нагружения: сгибание, разгибание, осевое вращение вправо, наилучшие значения показал 3 вариант лечения (ТПФ: ТПФ с использованием «промежуточных» винтов (справа): 5 винтов). При этом, во всех режимах нагружения величины эквивалентных напряжений в конструкциях, соответствующих 2 и 3 вариантам лечения, не значительно отличались, а в режиме нагружения осевое вращение влево – совпали.

Сравнение величин перемещений и напряжений в построенных моделях доказывает с позиций биомеханики результативность выполнения дополнительной фиксации поврежденного позвонка с помощью установки «промежуточных» винтов. Для достижения эффективного результата хирургического лечения в рассмотренном случае достаточно применения одного «промежуточного» винта. Выбор стороны для установки промежуточного винта на результат лечения в данном случае не влияет.

4.3 Выводы к главе 4

1 Рассмотрен случай компрессионного оскольчатого перелома тела позвонка Th11. Биомеханический эксперимент проведен для определения возможности использования промежуточных винтов для хирургического лечения и их количества, достаточного для эффективности лечения.

2 Построены 4 модели сегмента позвоночника Th9-Th12 пациента с 4 видами фиксации:

- фиксация короткосегментарной транспедикулярной системой (по 2 вин-

та в позвонки Th10 и Th12)

- фиксация короткосегментарной транспедикулярной системой с использованием промежуточного винта (по 2 винта в позвонки Th10 и Th12, промежуточный винт в позвонок Th11 слева)
- фиксация короткосегментарной транспедикулярной системой с использованием промежуточного винта (по 2 винта в позвонки Th10 и Th12, промежуточный винт в позвонок Th11 справа)
- фиксация короткосегментарной транспедикулярной системой с использованием промежуточных винтов (по 2 винта в позвонки Th10 и Th12, 2 промежуточных винта в позвонок Th11)

3 Проведены расчет и анализ поля векторов полных перемещений и эквивалентных напряжений по Мизесу в моделях и металлоконструкциях.

4 Использование промежуточных винтов в данном случае показывает лучшую результативность хирургического лечения, чем без их использования. Одного винта достаточно для достижения эффективности лечения. Причем, сторона введения промежуточного винта в поврежденный позвонок на результат не влияет.

Глава 5

Применение ламинарных крючков при хирургическом лечении оскольчатого перелома тела позвонка грудопоясничного отдела позвоночника

5.1 Медицинская постановка задачи

Транспедикулярная фиксация хирургами принята одним из самых надежных способов хирургического лечения травм позвоночника. Однако, после установки протяженной ТПФ существует риск перелома позвонка, расположенного краниальнее зафиксированных сегментов. Для того чтобы избежать подобных осложнений предлагается сократить протяженность фиксируемых элементов позвоночника. Чтобы не снизить при этом прочность фиксации конструкцию предложено дополнить ламинарными крючками. Если количества костного материала в поврежденном позвонке достаточно для введения промежуточных винтов, предлагается использовать шестивинтовую ТПФ с дополнительной фиксацией ламинарными крючками. В противном случае, предлагается усилить фиксацию крючковой конструкцией путем увеличения их количества. Для обоснования возможности использования ламинарных крючков взамен протяженной ТПФ при хирургическом лечении проведен биомеханический эксперимент.

Пациент К. 1965 г.р. поступил в ФГБУ «Главный военный клинический госпиталь имени академика Н.Н. Бурденко» с диагнозом: взрывной перелом тела позвонка на уровне L2. Рассматриваются три варианта хирургического лечения. 1 вариант: установка протяженной восьмивинтовой ТПФ на уровнях Th12, L1, L3, L4. 2 вариант: установка четырехвинтовой ТПФ на уровнях L1

и L3 с дополнительной ламинарной фиксацией восемью крючками. Устанавливаются по 2 крючка (инфраламинарно и супраламинарно на дужку позвонка) слева и справа от остистого отростка позвонков L1 и L3. 3 вариант: установка шестивинтовой ТПФ на уровнях позвонков L1, L2 и L3 с дополнительной ламинарной фиксацией за дужки позвонков L1 и L3 четырьмя крючками (с одной стороны от остистого отростка супраламинарно над зоной повреждения и инфраламинарно под зоной повреждения и с другой стороны от остистого отростка - инфраламинарно над зоной повреждения и супраламинарно под зоной повреждения). С одной стороны от остистых отростков позвонков L1 и L3 устанавливаются по 1 крючку на дужку позвонка L1 инфраламинарно, на дужку L3 - супраламинарно, с другой стороны от остистых отростков позвонков L1 и L3 - на дужку позвонка L1 - супраламинарно, на дужку позвонка L3 - инфраламинарно.

5.2 Биомеханический эксперимент

Исходными данными для проведения биомеханического эксперимента использованы результаты компьютерной томографии пациента - 307 DICOM-файлов. Компьютерная томография выполнялась с шагом 0.5 мм. Серия срезов загружена в ПО Mimics Materialise (рисунок 5.1). Маской выделена область, соответствующая костной ткани позвонков (рисунок 5.2). На каждом срезе маска отредактирована так, чтобы вне границ позвонка лишние закрашенные пиксели были удалены, а внутри границ область была полностью закрашена (рисунок 5.3). После обработки всех срезов созданы трехмерные тела позвонков Th12, L1, L2, L3 и L4, и импортированы в ПО 3-Matic Materialise. Импортированные тела были покрыты оболочкой путем обертывания с помощью функции Wrap, сглажены с помощью функции Smooth и экспортированы в формате Step. Полученные модели являются твердотельными, то есть присутствует информация

о точках как на поверхности позвонков, так и о точках внутри объема. Модели позвонков в формате Step импортированы в САПР SolidWorks для дальнейшего построения моделей межпозвонковых дисков и фасеточных суставов.

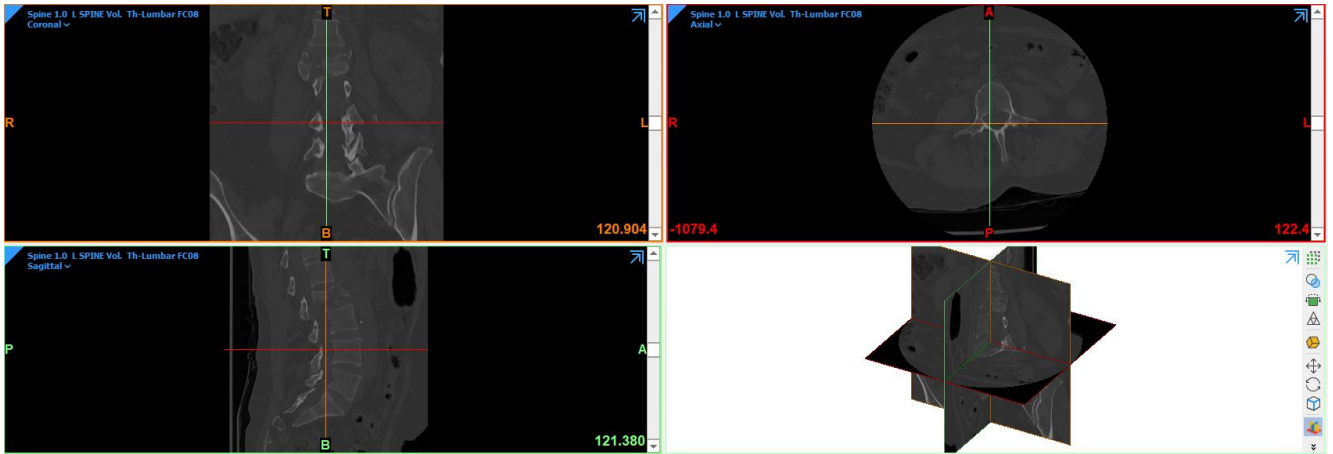


Рисунок 5.1 — КТ-снимок

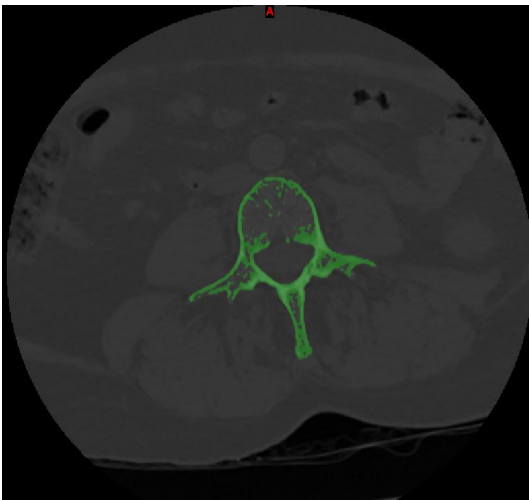


Рисунок 5.2 — Маска для позвонка до обработки

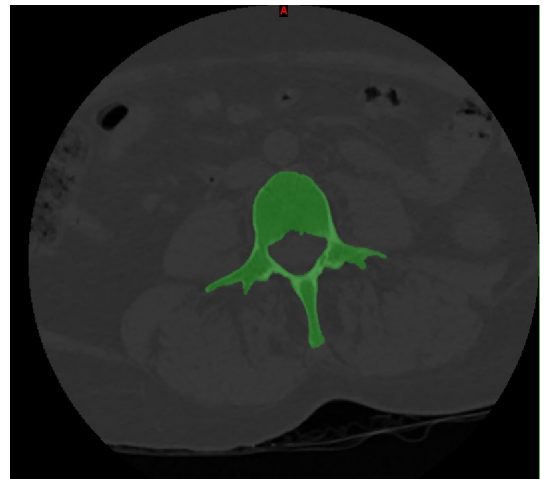


Рисунок 5.3 — Маска для позвонка после обработки

Отдельно в САПР созданы модели винта полиаксиального (рисунок 5.4) и ламинарных крючков (рисунок 5.5).

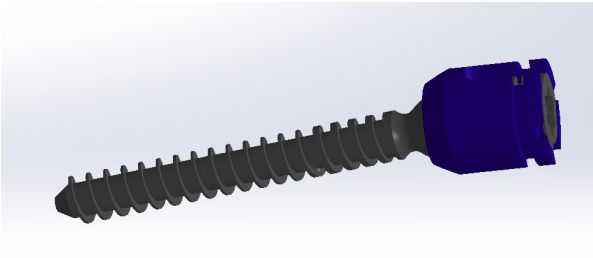


Рисунок 5.4 — Винт
полиаксиальный

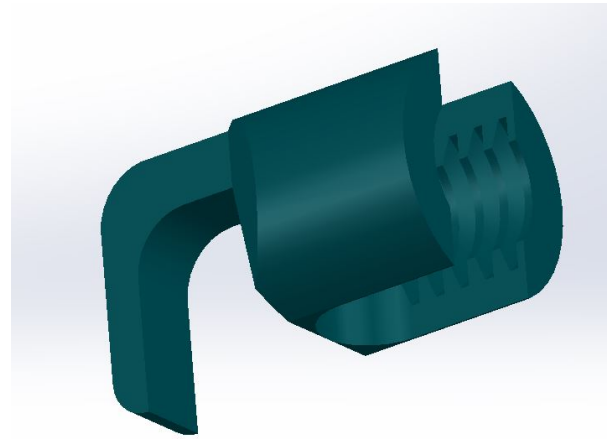


Рисунок 5.5 — Ламинарный
крючок

Дальнейшее достроение моделей сегмента Th12-L4 позвоночника с рассматриваемыми вариантами хирургического лечения выполнено в САПР SolidWorks. Построено 3 модели.

Модель 1 соответствует первому варианту компонования металлоконструкций (рисунок 5.6). Модель содержит в себе позвонки Th12, L1, L3, L4; межпозвонковые диски Th12-L1, L3-L4, фасеточные суставы Th12-L1, L3-L4; протяженную ТПС, состоящую из 8 винтов, установленных в тела позвонков Th12, L1, L3, L4 по 2 в каждый, и соединенных между собой стержнями.

Модель 2 соответствует второму варианту компонования металлоконструкций (рисунок 5.7). Включает в себя позвонки Th12, L1, L3, L4; межпозвонковые диски Th12-L1, L3-L4; фасеточные суставы Th12-L1, L3-L4; ТПС, состоящую из 4 винтов, установленных в тела позвонков L1 и L3 по 2 в каждый, соединенных между собой стержнями, и 8 крючков, закрепленных на дужках позвонков L1 и L3, и соединенных между собой стержнями.

Модель 3 соответствует третьему варианту компонования металлоконструкций (рисунок 5.8). Включает в себя позвонки Th12, L1, L2, L3, L4; межпозвонковые диски Th12-L1, L1-L2, L2-L3, L3-L4; фасеточные суставы Th12-L1, L1-L2, L2-L3, L3-L4; ТПС, состоящую из 6 винтов, установленных в тела позвонков

L1, L2 и L3 по 2 в каждый, соединенных между собой стержнями, и 4 крючков, закрепленных на дужках позвонков L1 и L3, и соединенных между собой стержнями.

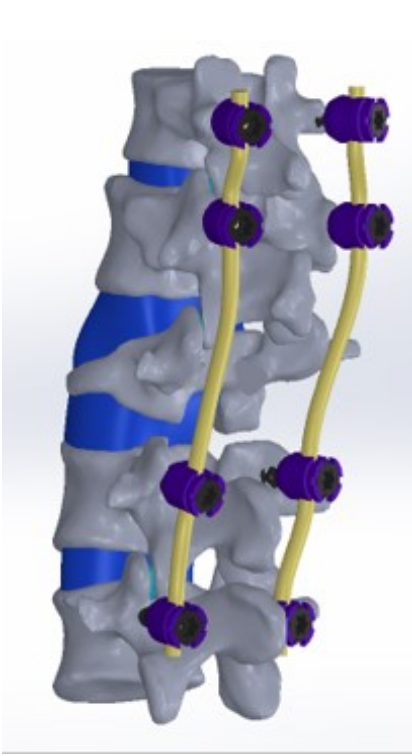


Рисунок 5.6 — Модель 1

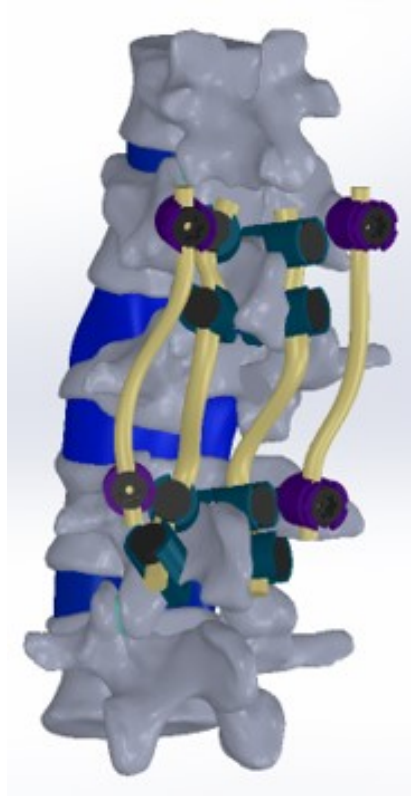


Рисунок 5.7 — Модель 2

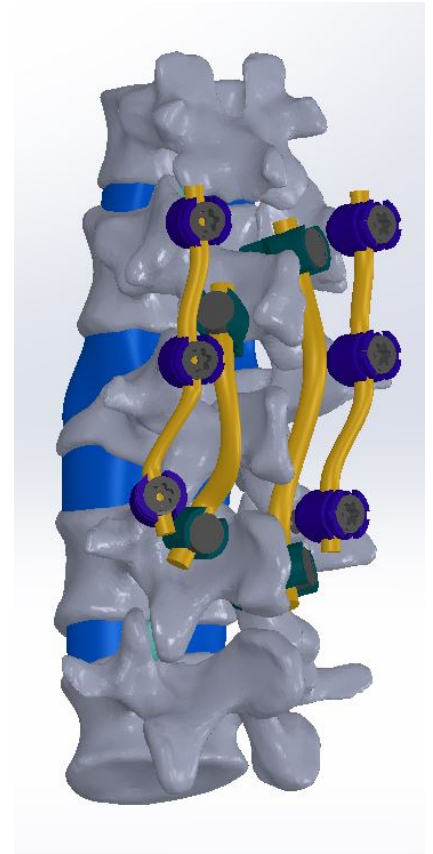


Рисунок 5.8 — Модель 3

Построенные модели загружены в конечно-элементный пакет ANSYS, в котором выполнено моделирование передней продольной, задней продольной, межпоперечной, межкостистой и надкостистой связок в виде пружинных элементов (рисунок 5.9).

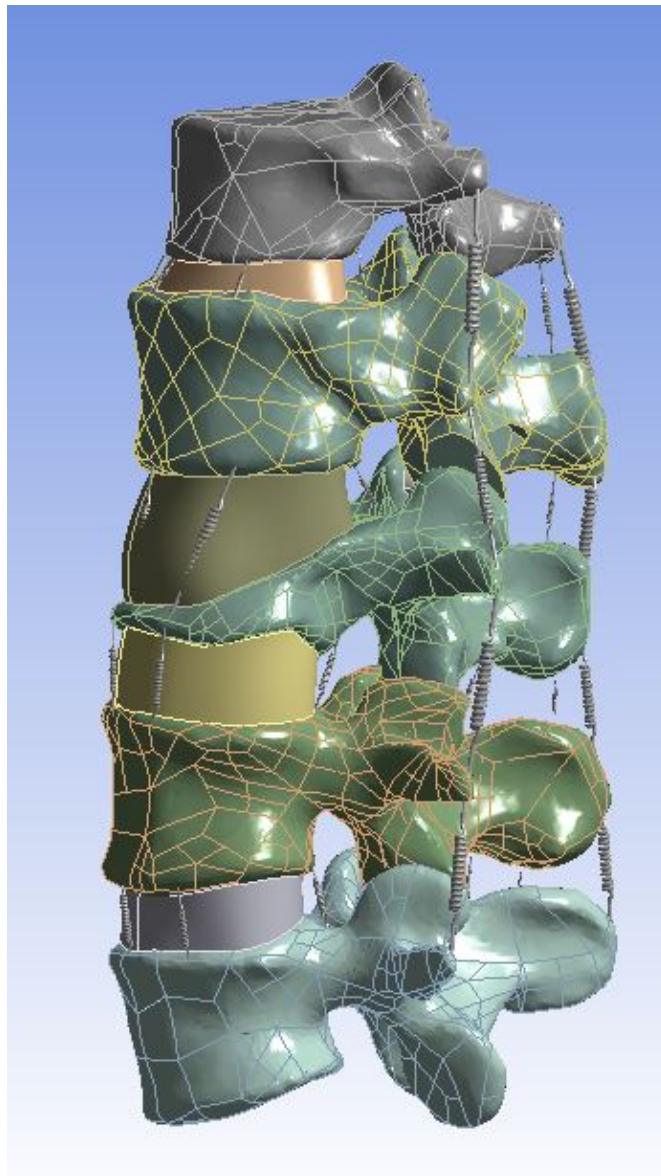


Рисунок 5.9 — 3D-модель сегмента позвоночника Th12-L4

Все материалы биологических тканей и металла считались линейно-упругими, однородными и изотропными. В таблице 5.1 представлены механические свойства, характеризующие каждый материал, в таблице 5.2 - коэффициенты жесткости пружин, моделирующих связочный аппарат .

Таблица 5.1 — Механические свойства биологических тканей

	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Губчатый слой	100	0.2
Кортикальный слой	12000	0.3
Межпозвонковый диск	24	0.49
Поврежденный межпозвонковый диск	12	0.49
Титан	112000	0.32
Фасеточные суставы	10	0.3

Таблица 5.2 — Коэффициенты жесткости связочного аппарата, Н/мм

Сегмент	Передняя	Задняя	Межкостистые	Надостистая	Межпоперечная
Th12-L1	35	10	12	15	50
L1-L2	32	17	10	23	50
L2-L3	20	36	9.6	25	50
L3-L4	40	10.6	18	34	50

Последующие этапы моделирования и численное решение задачи выполнены в конечно-элементном пакете ANSYS 19. Между контактными поверхностями замыкательных пластин позвонков и межпозвонковых дисков, суставных отростков и фасеточных суставов, позвонков и винтов, позвонков и крючков установлены контактные условия, моделирующие полный контакт взаимодействия тел. Модели жестко закреплены по нижней замыкательной пластине позвонка L4. Нагружение моделей сегмента позвоночника соответствовало физиологическим нагрузкам: положение стоя, сгибание, разгибание, боковые наклоны влево/вправо и осевое вращение влево/вправо. Для моделирования нагрузок при-

менялись комбинации следящей нагрузки и крутящих/изгибающих моментов (таблица 5.3). Следящая нагрузка представлена последовательностью векторов сил величиной 100Н, и прикладываемых перпендикулярно к верхней замыкательной пластине каждого позвонка в каудальном направлении, т.е. в направлении нижнего позвонка. Изгибающие и крутящие моменты прикладывались к верхней замыкательной пластине позвонка Th12.

Таблица 5.3 — Нагрузки на сегмент позвоночника

Вид физиологической нагрузки	Компрессионная нагрузка, Н	Момент, Н*м
Положение стоя	400	-
Сгибание	400	7.5
Разгибание	400	7.5
Латеральные изгибы (влево/вправо)	400	7.5
Осевое вращение (влево/вправо)	400	7.5

Для определения НДС сегмента позвоночника и металлоконструкций численно решена задача статики упругого тела.

При расчете выполнен анализ чувствительности сеточной сходимости. Для оценки использованы максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу. В решении использовано разбиение тетраэдральной вычислительной сеткой с элементами величиной не более 1,5 мм. В результате рассчитаны поле полных перемещений и распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в полной модели. Проведен сравнительный анализ распределения векторов поля полных перемещений и максимальных модулей векторов перемещений в моделях, значений эквивалентных напряжений по Мизесу.

Результаты биомеханического эксперимента

На рисунках 5.10 - 5.16 показаны распределения поля векторов полных перемещений в моделях при различных режимах нагружения.

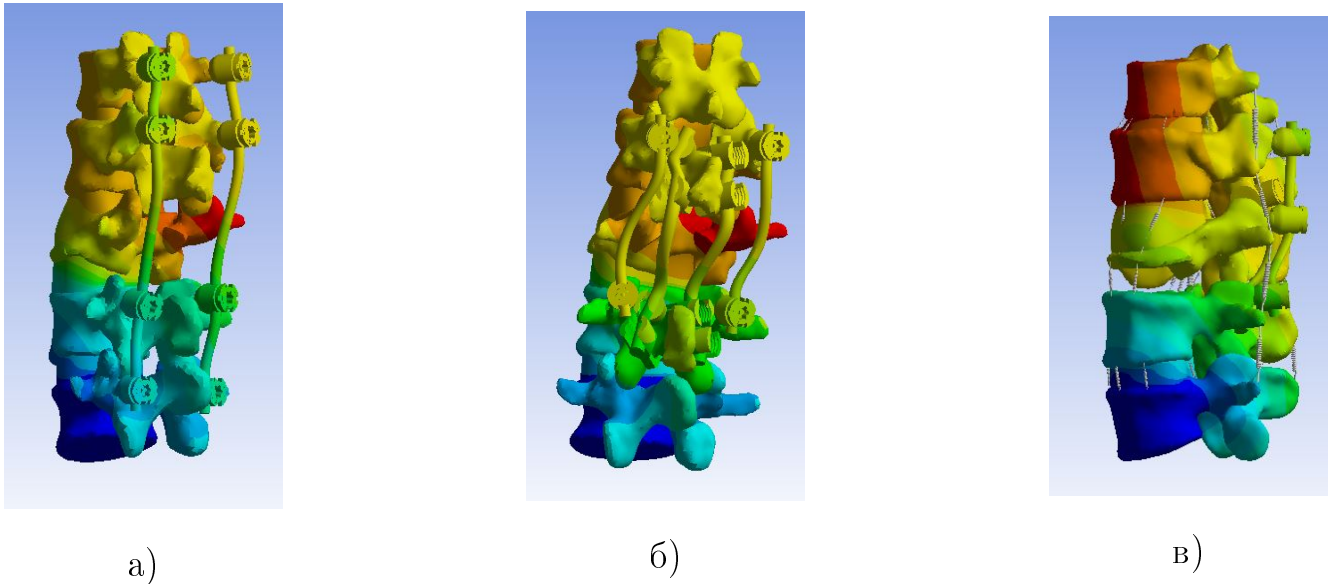


Рисунок 5.10 — Распределение поля перемещений в положении стоя: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей положению стоя, в моделях с фиксациями транспедикулярными системами, дополненными ламинарными крючками (Модели 2, 3), наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка L4 к позвонку Th12. Наибольшие значения достигаются в передней колонне позвонков Th12,L1. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) модули векторов перемещений увеличиваются от позвонка L4 к позвонку Th12, однако наибольшие значения достигаются в нижней части передней колонны позвонка L1.

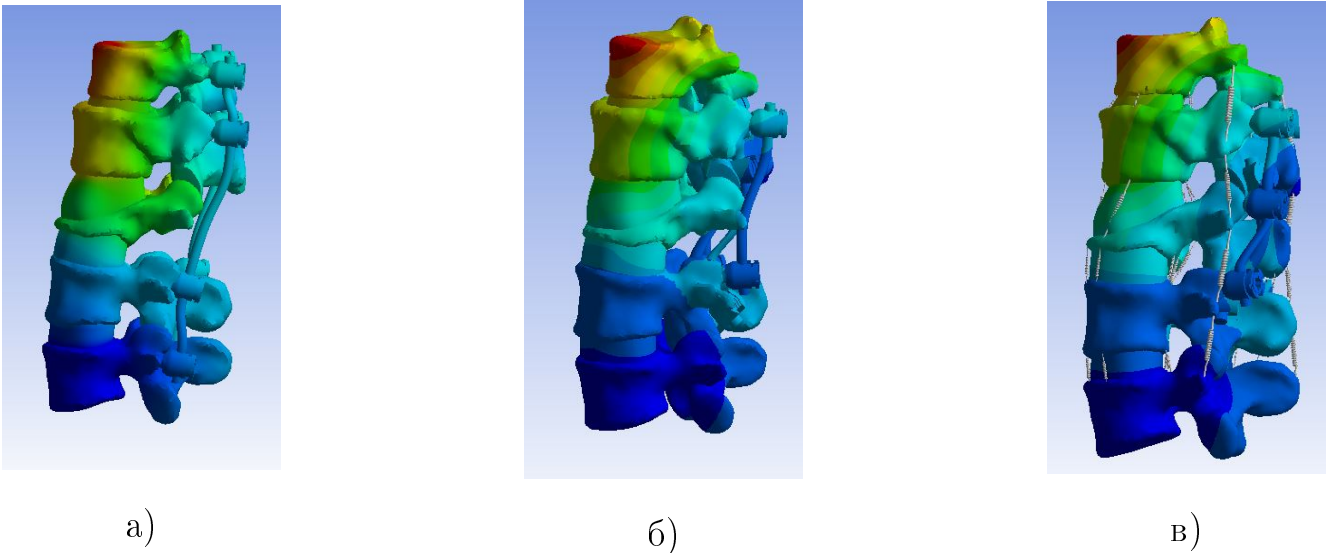


Рисунок 5.11 — Распределение поля перемещений при сгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими сгибанию позвоночника, в моделях с фиксациями транспедикулярными системами, дополненными ламинарными крючками (Модели 2, 3), наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка L4 к позвонку Th12. Наибольшие значения достигаются в верхней части передней колонны позвонка Th12. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) модули векторов перемещений увеличиваются от позвонка L4 к позвонку Th12, однако наибольшие значения достигаются в передней колонне позвонков Th12,L1.

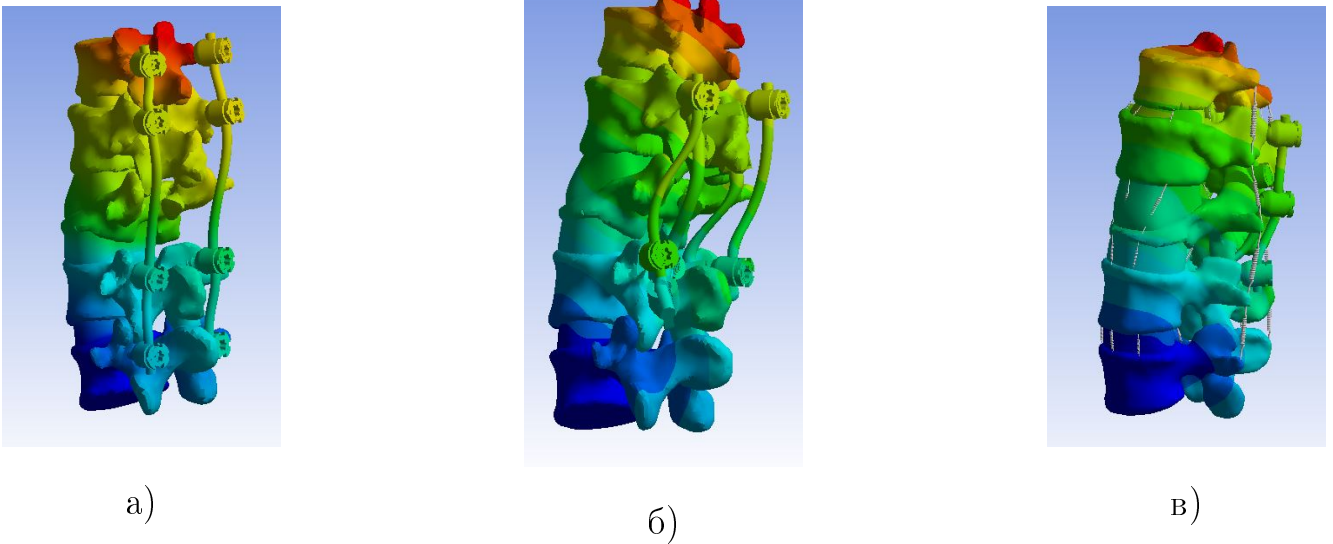


Рисунок 5.12 — Распределение поля перемещений при разгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими разгибанию позвоночника, в моделях с фиксациями транспедикулярными системами, дополненными ламинарными крючками (Модели 2, 3), наблюдается увеличение модулей векторов перемещений от позвонка L4 к позвонку Th12. Наибольшие значения достигаются в верхних суставных и остистых отростках позвонка Th12. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) модули векторов перемещений увеличиваются от позвонка L4 к позвонку Th12, наибольшие значения достигаются в верхних суставных и остистых отростках позвонка Th12, однако в теле позвонка Th12 подвижность выше, чем в моделях 2, 3.

Таблица 5.4 — Максимальные значения модулей векторов перемещений в моделях, мм

	Модель 1	Модель 2	Модель 3
Положение стоя	1.18	1.04	0.38
Сгибание	1.61	1.97	0.8
Разгибание	0.88	0.89	0.91
Боковой наклон влево	1.08	1.41	0.9
Боковой наклон вправо	1.37	1.59	1.11
Осевое вращение влево	1.26	1.17	0.59
Осевое вращение вправо	1.28	1.18	0.67

При каждом режиме нагружения в моделях 1-3 наблюдаются аналогичные между собой распределения полей перемещений. Анализируя результаты, приведенные в таблице 5.4, отмечено, что при режимах нагружения положение стоя, сгибание, боковые наклоны влево/вправо, осевое вращение влево/вправо в Модели 3 наблюдаются наименьшие значения максимальных модулей перемещений по сравнению с Моделями 1 и 2. Однако разница между значениями в моделях не превосходит 0,8 мм. При режиме нагружения разгибание разница между максимальными модулями векторов перемещения в моделях не превышает 0.03 мм.

В таблице 5.5 приведены максимальные значения эквивалентных по Мизесу напряжений.

Таблица 5.5 — Максимальные значения напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях, МПа

	Модель 1	Модель 2	Модель 3
Положение стоя	541	358	98
Сгибание	571	540	219
Разгибание	538	239	270
Боковой наклон влево	662	517	336
Боковой наклон вправо	601	375	364
Осевое вращение влево	547	514	259
Осевое вращение вправо	534	452	204

На рисунках 5.17 - 5.23 показано распределение эквивалентных напряжений в металлоконструкциях.

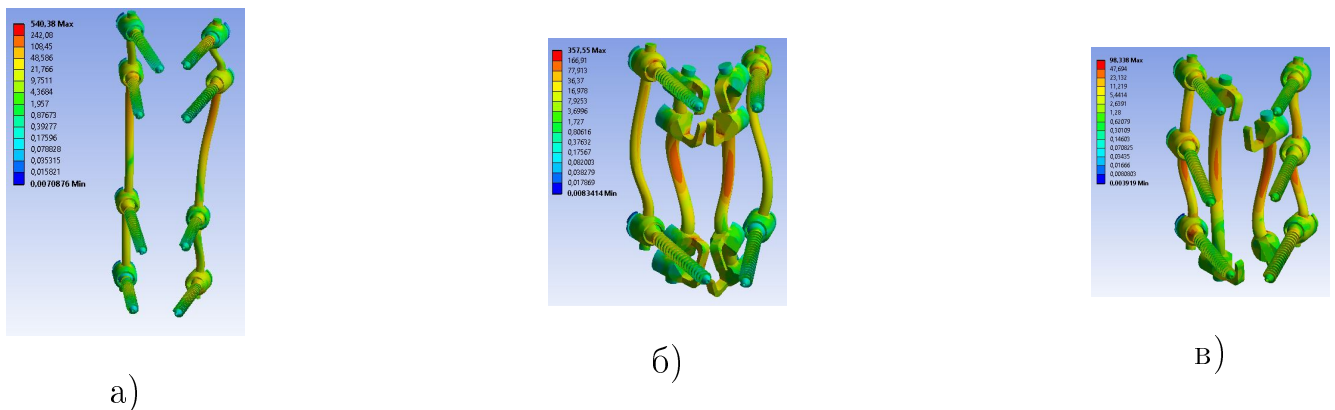


Рисунок 5.17 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях в положении стоя: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель

3

При нагружении моделей нагрузкой, соответствующей положению стоя, в модели с фиксацией транспедикулярной системой, дополненной 8 ламинарными крючками (Модель 2), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков и стягивающих

их стержнях. В модели с фиксацией транспедикулярной системой с введением дополнительных винтов в поврежденный позвонок, дополненной 4 ламинарными крючками (Модель 3), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков, стягивающих их стержнях, а также в стержнях, стягивающих винты, на уровне дополнительных винтов. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в стягивающих винты стержнях на уровне позвонка L1.

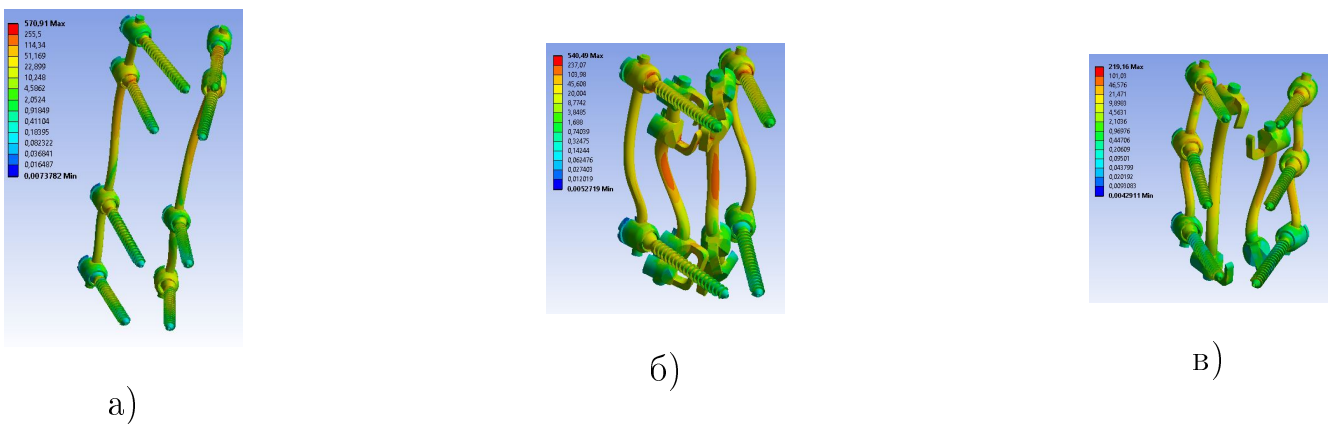


Рисунок 5.18 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при сгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими сгибанию позвоночника, в модели с фиксацией транспедикулярной системой, дополненной 8 ламинарными крючками (Модель 2), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков и стягивающих их стержнях. В модели с фиксацией транспедикулярной системой с введением дополнительных винтов в поврежденный позвонок, дополненной 4 ламинарными крючками (Модель 3), наблюдается равномерное распределение эквивалентных напряжений по Мизесу с увеличением значений в зонах крепления крючков к дужкам позвонков. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в стягивающих винты стержнях на уровне позвонка L1,

и у оснований винтов, установленных в позвонки Th12, L1.

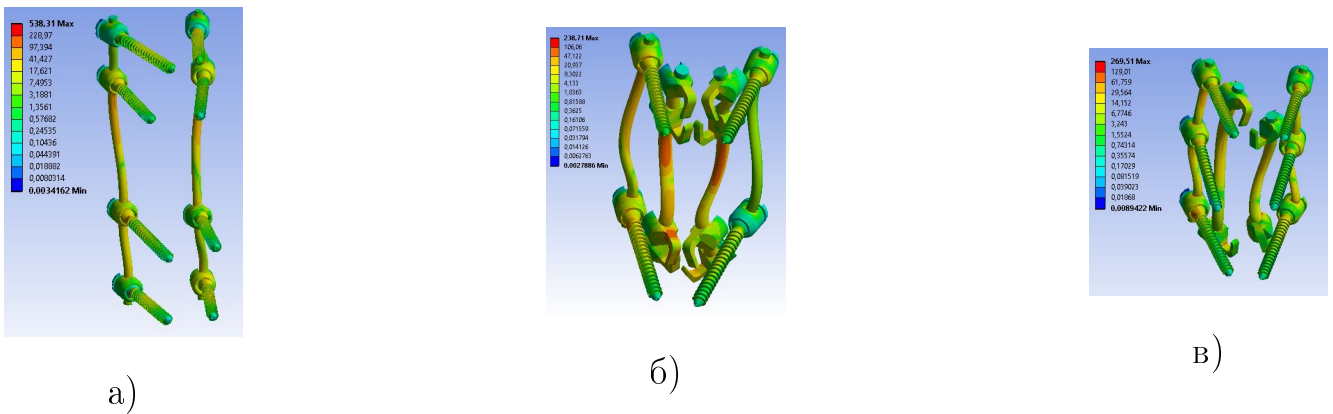


Рисунок 5.19 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при разгибании: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими разгибанию позвоночника, в модели с фиксацией транспедикулярной системой, дополненной 8 ламинарными крючками (Модель 2), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков и стягивающих их стержнях. В модели с фиксацией транспедикулярной системой с введением дополнительных винтов в поврежденный позвонок, дополненной 4 ламинарными крючками (Модель 3), наблюдается равномерное распределение эквивалентных напряжений по Мизесу с увеличением значений в зонах крепления крючков к дужкам позвонков. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в стягивающих винты стержнях на уровне позвонка L1, и у оснований винтов, установленных в позвонки Th12, L1.

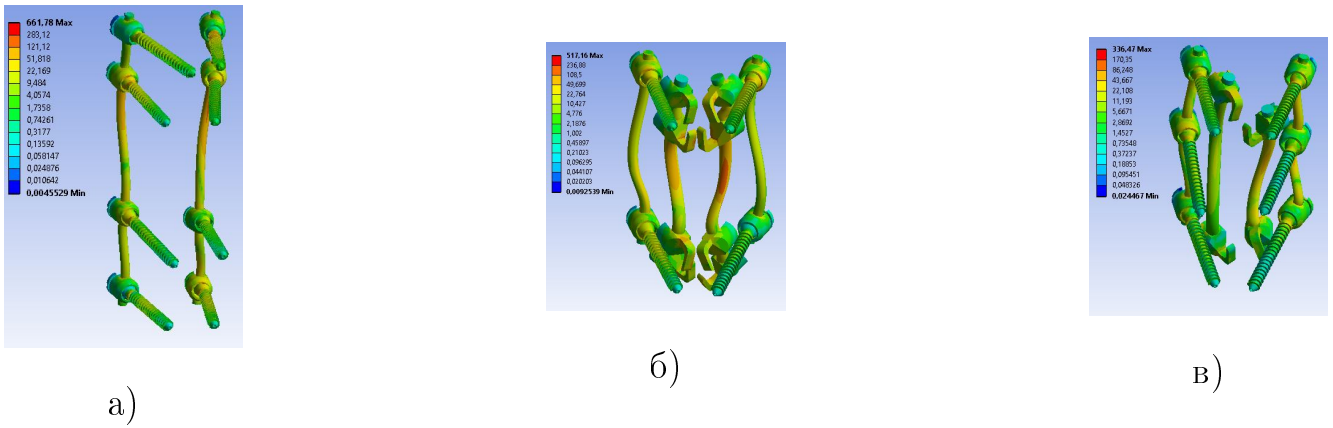


Рисунок 5.20 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при боковом наклоне влево: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими боковому наклону позвоночника влево, в модели с фиксацией транспедикулярной системой, дополненной 8 ламинарными крючками (Модель 2), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков и стягивающих их стержнях. В модели с фиксацией транспедикулярной системой с введением дополнительных винтов в поврежденный позвонок, дополненной 4 ламинарными крючками (Модель 3), наблюдается равномерное распределение эквивалентных напряжений по Мизесу с увеличением значений в зонах крепления крючков к дужкам позвонков. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в стягивающих винты стержнях на уровне позвонка L1, и у оснований винтов, установленных в позвонки Th12, L1.

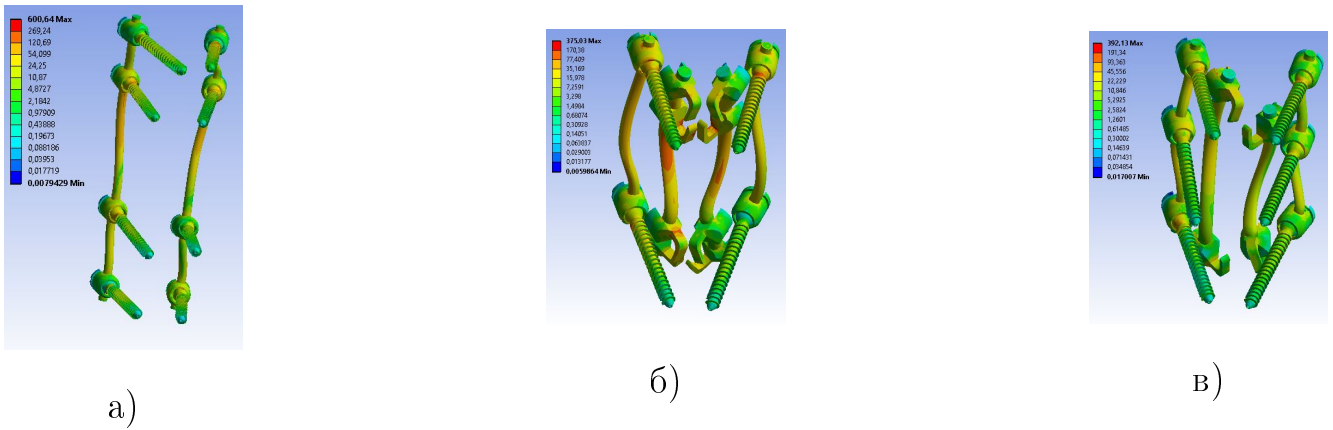


Рисунок 5.21 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при боковом наклоне вправо: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими боковому наклону позвоночника вправо, в модели с фиксацией транспедикулярной системой, дополненной 8 ламинарными крючками (Модель 2), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков и стягивающих их стержнях. В модели с фиксацией транспедикулярной системой с введением дополнительных винтов в поврежденный позвонок, дополненной 4 ламинарными крючками (Модель 3), наблюдается равномерное распределение эквивалентных напряжений по Мизесу с увеличением значений в зонах крепления крючков к дужкам позвонков. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в стягивающих винты стержнях на уровне позвонка L1, и у оснований винтов, установленных в позвонки Th12, L1.

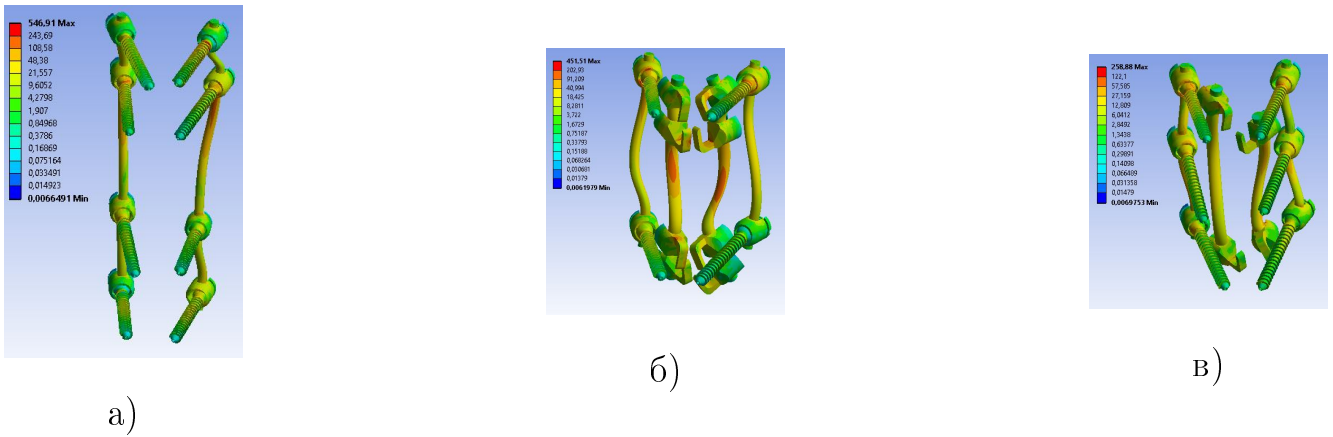


Рисунок 5.22 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при осевом вращении влево: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими осевому вращению позвоночника влево, в модели с фиксацией транспедикулярной системой, дополненной 8 ламинарными крючками (Модель 2), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков и стягивающих их стержнях. В модели с фиксацией транспедикулярной системой с введением дополнительных винтов в поврежденный позвонок, дополненной 4 ламинарными крючками (Модель 3), наблюдается равномерное распределение эквивалентных напряжений по Мизесу с увеличением значений в зонах крепления крючков к дужкам позвонков. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в стягивающих винты стержнях на уровне позвонка L1, и у оснований винтов, установленных в позвонки Th12, L1.

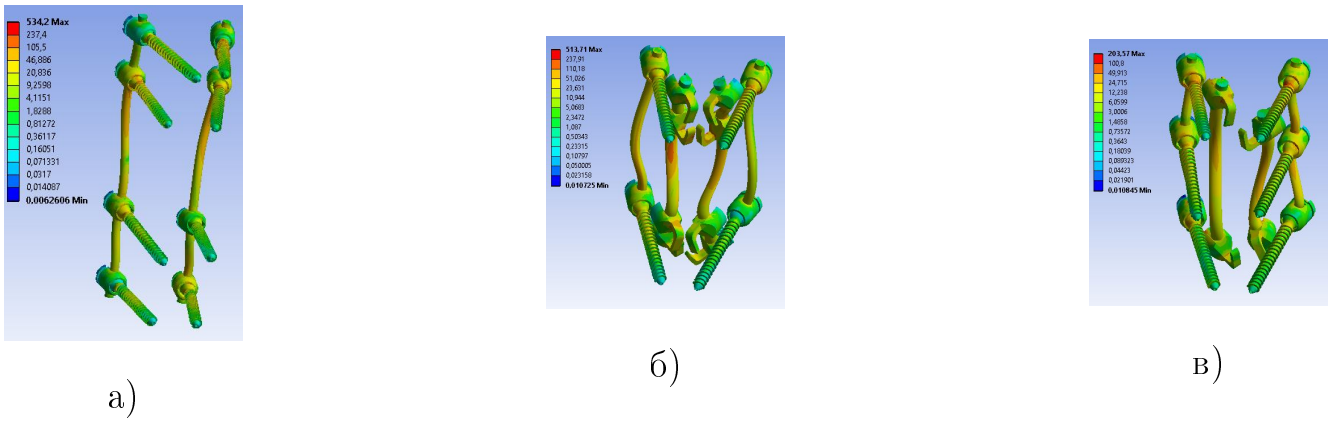


Рисунок 5.23 — Распределение напряжений эквивалентных по Мизесу в металлоконструкциях при осевом вращении вправо: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3

При нагружении моделей нагрузками, соответствующими осевому вращению позвоночника вправо, в модели с фиксацией транспедикулярной системой, дополненной 8 ламинарными крючками (Модель 2), наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в зонах крепления крючков к дужкам позвонков и стягивающих их стержнях. В модели с фиксацией транспедикулярной системой с введением дополнительных винтов в поврежденный позвонок, дополненной 4 ламинарными крючками (Модель 3), наблюдается равномерное распределение эквивалентных напряжений по Мизесу с увеличением значений в зонах крепления крючков к дужкам позвонков. В модели с фиксацией протяженной транспедикулярной системой (Модель 1) наблюдается увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в стягивающих винты стержнях на уровне позвонка L1, и у оснований винтов, установленных в позвонки Th12, L1.

В таблице 5.6 представлены значения максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани позвонков.

Таблица 5.6 — Максимальные значения напряжений эквивалентных по Мизесу в кортикальном слое костной ткани, МПа

	Модель 1	Модель 2	Модель 3
Положение стоя	86	77	25
Сгибание	147	122	67
Разгибание	42	35	42
Боковой наклон влево	128	82	40
Боковой наклон вправо	128	91	53
Осевое вращение влево	110	74	71
Осевое вращение вправо	106	96	58

Для наглядности результаты отражены на диаграмме 5.24.

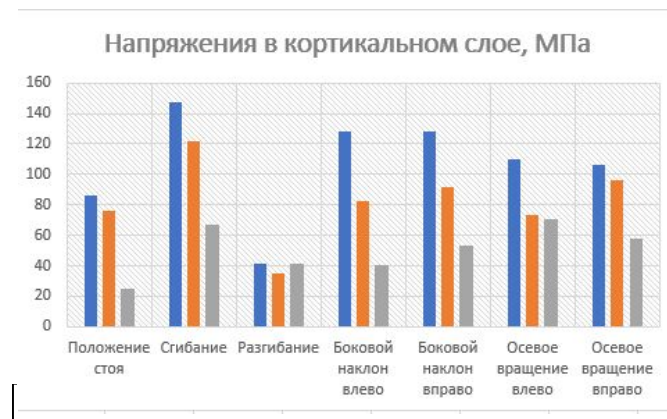


Рисунок 5.24 — Максимальные значения напряжений эквивалентных по Мизесу в кортикальном слое костной ткани, МПа

При фиксации сегментов, содержащих поврежденный позвонок, наименьшие напряжения в телах позвонках возникают при фиксации шестивинтовой ТПС в комбинации с 4 ламинарными крючками. Однако, этот вариант возможен при наличии в поврежденном позвонке костного массива, достаточного для введения в него транспедикулярных винтов.

В случае, когда костного массива недостаточно, в модели с вариантом установки четырехвинтовой ТПС в комбинации с 8 ламинарными крючками значения эквивалентных напряжений меньше, чем при протяженной восьмивинтовой ТПС. Таким образом, вариант компонования металлоконструкций с применением ламинарных крючков показывает результаты не хуже, чем без их использования.

5.3 Выводы к главе 5

1 Рассмотрен случай взрывного перелома тела позвонка L2. Биомеханический эксперимент проведен для определения возможности использования ламинарных крючков для хирургического лечения.

2 Построены 3 модели сегмента позвоночника Th12-L4 пациента с 3 видами фиксации:

- фиксация протяженной восьмивинтовой ТПФ на уровнях Th12, L1, L3, L4
- фиксация четырехвинтовой ТПФ на уровнях L1 и L3 с дополнительной ламинарной фиксацией восемью крючками (по 2 винта в позвонки L1 и L3, по 2 крючка (инфраламинарно и супраламинарно на дужку позвонка) слева и справа от остистого отростка позвонков L1 и L3)
- фиксация шестивинтовой ТПФ на уровнях позвонков L1, L2 и L3 с дополнительной ламинарной фиксацией позвонков L1 и L3 четырьмя крючками (с одной стороны от остистого отростка супраламинарно над зоной повреждения и инфраламинарно под зоной повреждения и с другой стороны от остистого отростка - инфраламинарно над зоной повреждения и супраламинарно под зоной повреждения)

- 3 Проведены расчет и анализ поля векторов полных перемещений и эквивалентных напряжений по Мизесу в моделях и металлоконструкциях.
- 4 Использование ламинарных крючков в данном случае показывает лучшую результативность хирургического лечения, чем без их использования. Выявлено, что при фиксации сегментов, содержащих поврежденный позвонок и при достаточности костного массива, шестивинтовая транспедикулярная система в комбинации с 4 ламинарными крючками обеспечивает стабильность фиксации. В случае, когда костного массива недостаточно, четырехвинтовая транспедикулярная система в комбинации с 8 ламинарными крючками более предпочтительна, чем протяженная восьмивинтовая транспедикулярная система.

Заключение

В работе получены следующие результаты:

- 1 Сформулирован подход к построению биомеханической модели грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Построенная по полученному алгоритму модель является пациенто-ориентированной и учитывает индивидуальные особенности строения каждого пациента. Алгоритм является универсальным, поскольку позволяет построить модели для любого пациента.
- 2 Проведен биомеханический эксперимент с использованием предложенного алгоритма построения для случая повторной травмы грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Получены уязвимые зоны позвонков и фиксирующих металлоконструкций.
- 3 Проведен биомеханический эксперимент с использованием предложенного алгоритма построения для случая компрессионного перелома тела позвонка Th11. Рассматривались варианты четырехвинтовой короткосегментарной системы фиксации, пятивинтовой конструкции с использованием промежуточных винтов в короткосегментарной системе фиксации, шестивинтовой конструкции с использованием промежуточных винтов в короткосегментарной системе фиксации при хирургическом лечении компрессионного перелома тела позвонка груднопоясничного отдела позвоночника. Показана сравнимость предложенных вариантов хирургического лечения такой травмы. Среди пятивинтовых конструкций показано, что выбор стороны введения промежуточного винта в поврежденный позвонок.
- 4 Проведен биомеханический эксперимент с использованием предложенного алгоритма построения для случая оскольчатого перелома тела позвонка L2.

Показана возможность использования ламинарных крючков в системе фиксации при хирургическом лечении оскольчатого перелома тела позвонка грудопоясничного отдела позвоночника.

Все полученные результаты биомеханических экспериментов хорошо согласуются с клиническими картинами пациентов в связи с чем предложенный алгоритм создания биомеханической модели грудного и грудопоясничного отделов позвоночника является обоснованным.

Приложение 1. Акт об использовании результатов диссертации в учебном процессе механико-математического факультета

УТВЕРЖДАЮ

проректор по учебной работе

СГУ имени Н.Г. Чернышевского

Малинский И.Г.


4 апреля 2022 г.

АКТ

об использовании результатов диссертации на соискание степени кандидата физико-математических наук Донник Анны Михайловны «Пациенто-ориентированное биомеханическое моделирование грудного и переходного грудопоясничного отделов позвоночника» в учебном процессе механико-математического факультета

Настоящим актом подтверждается, что в ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» при чтении лекций и проведении практических занятий по дисциплинам «Программные инженерные пакеты», «Алгоритмы компьютерной графики» направления подготовки 09.03.03 «Прикладная информатика» используются результаты кандидатской диссертации Донник Анны Михайловны.

Автор
старший преподаватель кафедры
медицинской кибернетики



Донник А.М.

Декан
механико-математического факультета,
канд. физ.-мат. наук.



Захаров А.М.

Список литературы

1. Байков Е. С. Прогнозирование результатов хирургического лечения грыж поясничных межпозвонковых дисков : дис. ... канд. мед. наук. Новосибирск, 2014. - 135 с.
2. Бердюгин К. А., Чертков А. К., Штадлер Д. И., Климов М. Е., Бердюгина О. В., Бетц А. Е., Гусев Д. А., Новицкая Е. В. Ошибки и осложнения транспедикулярной фиксации позвоночника погружными конструкциями // Фундаментальные исследования. – 2012. - №. 4. - С.425–431.
3. Всемирная организация здравоохранения [Электронный ресурс] - URL:<https://www.who.int> (дата обращения: 20.09.2020г.)
4. Гаврюшин С. С., Кузьмичев В. А., Грибов Д. А. Биомеханическое моделирование хирургического лечения воронкообразной деформации грудной клетки. // Российский журнал биомеханики. - 2014. - Т. 18, № 1(63). - С. 36–47.
5. Доль А. В., Доль Е. С., Иванов Д. В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 // Российский журнал биомеханики. - 2018. - Т. 22, № 1. - С. 31–44.
6. Донник А.М. Биомеханическое моделирование реконструктивного восстановления груднопоясничного отдела позвоночника транспедикулярной системой фиксации // Практическая биомеханика: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием, посвященной 100-летию физико-математического образования в Саратовском го-

сударственном университете / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Амирит, 2017. С.16–17.

7. Донник А.М. Биомеханическое моделирование хирургической реконструкции переходного пояснично–крестцового отдела позвоночника // Биомеханика–2018: материалы XIII Всероссийской (с международным участием) конференции, (с.Дивноморское, 28 мая–1июня 2018г.)/ Южный федеральный университет; ред. А.О. Ватульян, М.И. Карякин, В.С. Кондратьев, А.В. Попов – Ростов–на–Дону; Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2018. – С.34–35.
8. Донник А.М. Значение моделирования в системах поддержки принятия решений // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете. Тезисы докладов XII Всероссийской школы–семинара, пос.Дивноморское, 29 мая – 3 июня 2017 г.; Южный федеральный университет – Ростов–на–Дону; Таганрог : Издательство Южного федерального университета, 2017. – С.44.
9. Донник А. М. Использование метода биомеханического моделирования для оценки эффективности хирургического вмешательства после травм позвоночника // XII Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики: сборник трудов в 4 томах. Т. 4: Материалы симпозиумов.— Уфа: РИЦ БашГУ. - 2019. - С.151–153. DOI:10.22226/2410-3535-2019-congress-v4
10. Донник А.М., Зарецков В.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Лихачев С.В., Норкин И.А. Биомеханическое моделирование реконструктивного вмешательства на переходном грудопоясничном отделе позвоночника // Восьмые Поляховские чтения: Тезисы докладов Международной научной конференции по механике, Санкт–Петербург, 30 января – 2 февраля 2018 г. – СПб.: Издательство СПбГУ, 2018. – С.285–286.

11. Донник А. М., Иванов Д. В., Киреев С. И., Коссович Л. Ю., Островский Н. В., Норкин И. А., Левченко К. К., Лихачев С. В. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11 // Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Математика. Механика. Информатика. - 2019. - Т. 19, вып. 4. - С. 439–453. DOI: <https://doi.org/10.18500/1816-97912019-19-4-439-453>
12. Донник А. М., Иванов Д. В., Коссович Л. Ю., Левченко К. К., Киреев С. И., Морозов К. М., Островский Н. В., Зарецков В. В., Лихачев С. В. Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения // Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Математика. Механика. Информатика. - 2019. - Т. 19, вып. 4. - С. 424–438. DOI: <https://doi.org/10.18500/1816-9791-201919-4-424-438>
13. Донник А.М., Калинин А.А. Биомеханическое моделирование при планировании операции на позвоночно–тазовом комплексе // Современные проблемы механики сплошной среды: тезисы докладов XVIII Международной конференции. – Ростов–на–Дону: Издательство Южного федерального университета, 2016. – С.65.
14. Донник А.М., Калинин А.А., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Программные продукты медицинского назначения для планирования хирургического лечения (обзор) // Практическая биомеханика: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Амирит, 2016. – С. 99–100.
15. Донник А.М., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Биомеханический анализ пояснично–крестцового отдела позвоночника // Практическая биомеханика: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с

международным участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Буква, 2015. – С.15–16.

16. Донник А. М., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Левченко К. К., Лихачев С. В. Возможность использования биомеханического моделирования на этапе предоперационного планирования при травмах позвоночника // Актуальные проблемы прикладной математики, информатики и механики : А43 сборник трудов Международной научной конференции. Воронеж : Издательство «Научно-исследовательские публикации». - 2019. - С. 218–223.
17. Донник А.М., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Лихачев С.В., Норкин И.А. Биомеханическое моделирование фиксации грудного отдела позвоночника транспедикулярной системой // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2017: Материалы Всероссийской школы–семинара / Под ред. Д.А. Усанова. – Саратов: Изд–во Саратовский источник, 2017. С.91–92. ISBN 978–5–91879–741–9.
18. Донник А.М., Коссович Л.Ю. Использование моделей с активным контуром для реконструкции трехмерных образов пояснично–крестцового отдела позвоночника по результатам томограмм // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете. Тезисы докладов XI Всероссийской школы–семинара, пос. Дивноморское, 23–27 мая 2016 г.; Южный федеральный университет – Ростов–на–Дону: Издательство Южного федерального университета, 2016. – С.41.
19. Донник А. М., Коссович Л. Ю., Оленко Е.С. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения. Биомеханический эксперимент // Российский журнал биомеханики. - 2022. - Т.26, № 1. - С. 25-39. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.02

20. Донник А.М., Коссович Л.Ю., Фалькович А.С., Иванов Д.В., Лихачев С.В., Ульянов В.Ю. Применение метода биомеханического моделирования при планировании хирургического вмешательства в случае компрессионного перелома тела Th12 позвонка // Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики. Саратов: Амирит, 2019. С.68–69.
21. Донник А.М., Лихачев С.В., Битокова К.Т. Возможности современных информационных технологий в прогнозировании последствий травмы грудно-поясничного переходного отдела позвоночника // Инновационные технологии в фундаментальной, клинической и профилактической медицине: сборник научных трудов ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России/ под ред. д.м.н., проф. И.А. Норкина. – Саратов: Амирит, 2018. – С.65–67.
22. Зарецков В. В., Арсениевич В. Б., Лихачев С. В., Шульга А. Е., Степухович С. В., Богомолова Н. В. Застарелое повреждение переходного грудно-поясничного отдела позвоночника // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. - 2015. - Т. 4, № 2. - С. 61–66.
23. Капанджи А. И. Позвоночник. Физиология суставов. - Эксмо, 2014. - 344 с.
24. Карлов А. В., Шахов В. П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. – Томск : СТТ , 2001. – 477 с.
25. Колесникова А.С., Сафонов Р.А., Донник А.М. Востребованность программно–аналитических систем предоперационного планирования в области спинальной хирургии // Практическая биомеханика: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Амирит, 2016. – С. 103–104.

26. Кудяшев А. Л., Хоминец В. В., Теремшонок А. В., Коростелев К. Е., Нагорный Е. Б., Доль А. В., Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю. Биомеханические предпосылки формирования проксимального переходного кифоза после транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника // Российский журнал биомеханики. - 2017. - Т. 21, № 3. - С. 313–323.
27. Кудяшев А. Л., Хоминец В. В., Теремшонок А. В., Нагорный Е. Б., Стадниченко С. Ю., Доль А. В., Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Ковтун А. Л. Биомеханическое моделирование при хирургическом лечении пациента с истинным спондилолистезом поясничного позвонка // Хирургия позвоночника. - 2018. - Т. 15, № 4. - С. 87–94. DOI: 10.14531/2018.4.87-94.
28. Кучумов А. Г. Биомеханическое моделирование фиксаторов из сплавов с памятью формы, применяющихся в челюстно-лицевой хирургии : дис. ... канд. физ.-мат. наук. Саратов, 2009. - 112 с.
29. Лихачев С.В., Арсениевич В.Б., Зарецков В.В., Норкин И.А., Шульга А.Е., Донник А.М., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Биомеханическое моделирование хирургической реконструкции переходных зон грудного и поясничного отделов позвоночника // Достижения Российской травматологии и ортопедии: Материалы XI Всероссийского съезда травматологов–ортопедов. В 3–х томах. Санкт–Петербург: ООО «Издательство ВВМ», 2018. – С. 216–220.
30. Лихачев С.В., Донник А.М., Иванов Д.В., Доль А.В., Садчиков Д.Д., Бирюкова А.В. Биомеханическое моделирование нестабильного повреждения грудопоясничного переходного отдела позвоночника // Сборник материалов X Всероссийской научно–практической конференции молодых ученых с международным участием "Цивьяновские чтения": Материалы съезда. Том 1. / Под ред. Садового М.А., Мамоновой Е.В. (Отв. редактор чл. СП РФ

В.В.Шалыгин). – Новосибирск: ООО "Сибирское университетское издательство 2017. С.222–226.

31. Лихачев С. В., Зарецков В. В., Арсениевич В. Б., Щаницын И. Н., Шульга А. Е., Зарецков В. В., Иванов Д. В. Оптимизация использования трансепидикулярного спондилосинтеза при повреждениях типа А3 переходного грудопоясничного отдела позвоночника: клиничко-экспериментальное исследование // Саратовский научно-медицинский журнал. - 2019. - Т. 15, № 2. - С. 275–283.
32. Лихачев С. В., Зарецков В. В., Арсениевич В. Б., Шульга А. Е., Щаницын И. Н., Скрипаченко К. К. Биомеханические аспекты циркулярного спондилосинтеза переходного грудопоясничного отдела позвоночника // Саратовский научно-медицинский журнал. - 2018. - Т. 14, № 3. - С. 560–566.
33. Лихачев С.В., Зарецков В.В., Шульга А.Е., Грамма С.А., Щаницын И.Н., Бажанов С.П., Зарецков А.В., Донник А.М. Повреждения переходного грудопоясничного отдела позвоночника: библиометрический анализ англоязычной литературы // Хирургия позвоночника. Т.15, №4. Новосибирск: ФГБОУ «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна». 2018. – С.52–69.
34. Маркин В. А. Диагностические и прогностические ресурсы современных методов клинической и биомеханической оценки внутрикостных дентальных имплантатов : дис. ... д. мед. наук. Москва, 2006. - 205 с.
35. Никитин В. Н. Биомеханическое моделирование коррекции прикуса зубочелюстной системы человека : дис. ... канд. физ.-мат. наук. Пермь, 2017. - 161 с.
36. Основы КСС. Позвоночник. АО Классификация переломов грудного и поясничного отделов позвоночника. [Электронный ресурс] -

URL: <https://radiomed.ru/publications/ao-klassifikaciya-perelomov-grudnogo-i-roiyasnichnogo-otdelov-pozvonochnika> (дата обращения: 20.05.2022 г.)

37. Корж Н.А., Радченко В.А., Хвисяк Н.И., Деркач В.Н., Шимон В. В. Повреждения позвоночника и спинного мозга. Часть II. Повреждения позвоночника и спинного мозга. Под. ред. Н. Е. Полищук, Н. А. Корж, В. Я. Фищенко. Киев: "КНИГА плюс 2001. [Электронный ресурс] - URL: <http://sci-rus.com/surgery/polischuk/II5.htm/> (дата обращения: 20.05.2022 г.)
38. Тверье В. М. Биомеханическое моделирование онтогенеза зубочелюстной системы человека // Материалы XI Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики. Казань. - 2015. - С. 3684–3686.
39. Тверье В. М., Няшин Ю. И., Никитин В. Н Биомеханическое моделирование формирования и развития зубочелюстной системы человека // XVII Зимняя школа по механике сплошных сред: тез. докл. Пермь. - 2011. - С.309.
40. Тверье В. М., Симановская Е. Ю., Еловицова А. Н., Няшин Ю. И., Киченко А. А. Биомеханический анализ развития и функционирования зубочелюстной системы человека // Российский журнал биомеханики. - 2007. - Т. 11, № 4. - С. 84–104.
41. Толкачев В. С., Бажанов С. П., Ульянов В. Ю., Федонников А. С., Нинель В. Г., Салиху Х., Норкин И. А. Эпидемиология травм позвоночника и спинного мозга (Обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. - 2018. - Т.14, №3. - С. 592–595.
42. Цивьян Я. Л. Хирургия позвоночника. - Новосибирск, 1993. - 364 с.
43. Цивьян Я. Л., Ралих Э. А., Михайловский М. В. Репаративная регенерация тела сломанного позвонка. - Новосибирск: Наука, 1985. - 183 с.

44. Юмашев Г. С., Силин Л. Л. Повреждения тел позвонков, межпозвонковых дисков и связок. - Ташкент: "Медицина 1971. - 228 с.
45. Acbi M., Etter Ch.R., Kehl T.H., Thalgott J. The internal skeletal fixation system. A new treatment of thoracolumbar fractures and other spinal disorders // Clin. Orthop. - 1988. - Vol. 227. - P. 30-43.
46. Alizadeh M. Influence of Cancellous Bone Existence in Human Lumbar Spine: A Finite Element Analysis [Текст] / M. Alizadeh, J. Kashani, M.R. Abdul Kadir, A. Fallahi // 5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering Proceedings. – 2011. – Vol.35. – P. 439-442.
47. Ambati D. V., Wright E. K., Lehman R. A., Kang D. G., Wagner S. C., Dmitriev A. E. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: a finite element study // The Spine Journal. - 2015. - Vol. 15, № 6. - pp. 1812–1822. doi: 10.1016/j.spinee.2014.06.015.
48. Anderson P. A., Crutcher J., KING M., Montesano P. X. Spinal canal decompression in thoracolumbar burst fractures treated with posterior distraction rods // J. Orthop. Trauma. - 1989. - Vol. 3. - P. 160.
49. Arai Y., Takahashi H. E., Suzuki H. Stress analysis of the lumbar spine using the finite element model // Springer Japan. - 1995. - pp. 167–174.
50. Ayturk U., Puttlitz C. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine // Comput methods Biomech Biomed Eng. - 2011. - Vol.14. - pp.695–705.
51. Bedbrook J. M. Stability of spinal fractures and fracture dislocations // Paraplegia. - 1971. - Vol. 9. - P. 23.

52. Ben-Hatira F. A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord [Текст] / F. Ben-Hatira, K. Saidane, A. Mrabet // J. Biomedical Science and Engineering. – 2012. – Vol.5. – P.146–152.
53. Bernard T.N., Whitecloud T.S. III, Rodriguez R.P., Maddad R.J. Segmental spinal instrumentation in the management of fractures of the thoracic and lumbar spine // South Med. J. - 1983. - Vol. 76. - P. 1232.
54. Borovkov A. I., Maslov L. B., Zhmaylo M. A., Zelinsky I. A., Voinov I. B., Keresten I. A., Mamchits D. V., Tikhilov R. M., Kovalenko A. N., Bilyk S. S., Denisov A. O. Finite element stress analysis of a total hip replacement in two-legged standing // Russian Journal of Biomechanics. - 2018. - Vol. 22, № 4. - pp. 382–400. DOI: 10.15593/RJBiomech/2018.4.02.
55. Bradford D. S., McBride J. Surgical management of thoracolumbar spine fractures with incomplete neurologic deficits // Clin. Orthop. - 1987.-Vol. 218.- P. 201.
56. Broom M. J., Jacobs R. R. Current status of internal fixation of thoracolumbar fractures // J. Orthop. Trauma. - 1989. - Vol. 3. - P. 148.
57. Campbell J. Q., Coombs D. J., Rao M., Rullkoetter P. J., Petrella A. J. Automated finite element meshing of the lumbar spine: Verification and Validation with 18 specimen – specific models // Journal of Biomechanics. - 2016. - Vol. 49. - pp. 2669–2676. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.025.
58. Chazal J., Tanguy A., Bourges M., Gaurel G., Escande G., Guillot M. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction // Journal of Biomechanics. - 1985. - Vol. 18, № 3. - pp. 167–176. doi:10.1016/0021-9290(85)90202-7.

59. Chen C.- S., Cheng C.- K., Liu C.- L., Lo W.- H. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine // Medical engineering & physics. - 2001. - Vol. 23, № 7. - pp. 485–493.
60. Cho P. G., Ji G. Y., Park S. H., Sgin D. A. Biomechanical analysis of biodegradable cervical plates developed for anterior cervical discectomy and fusion // Asian Spine Journal. - 2018. - Vol. 12, № 6. - pp. 1092–1099. doi: 10.31616/asj.2018.12.6.1092
61. Cho W., Cho S. K., Wu C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation // The journal of bone & joint surgery (Br) . - 2010. - Vol. 92-B, № 8. - pp.1061-1065. doi: 10.1302/0301-620X.92B8.24237.
62. Da Vies W. E., Morris J. H., Hill V. An analysis of conservation (nonsurgical) management of thoracolumbar fractures and fracture-dislocations with neural damage // J. BoneJt. Surg. - 1980. - Vol. 62 A. - P. 1324.
63. Damm N., Rockenfeller R., Gruber K. Lumbar spinal ligament characteristics extracted from stepwisw reduction experiments allow for preciser modeling than literature data //Biomechanics and Modeling in Mechanobiology. - 2019. DOI:10.1007/s10237-019-01259-6
64. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries //Spine. - 1983. - Vol.8, № 8. - P.817.
65. Dong L., Li G., Mao H., Marek S., Yang K. H. Development and validation of a 10-year-old child ligamentous cervical spine finite element model // Annals of Biomedical Engineering. - 2013. - Vol. 41, № 2. - pp. 2538–2552. doi: 10.1007/s10439-013-0858-7.
66. Donnik A. M., Kirillova I. V., Kossovich L. Y., Zaretskov V. V., Lykhachev S. V., Norkin I. A. Biomechanical modeling of reconstructive intervention on the thoracolumbar transition // AIP Conference Proceedings 8th Polyakhov's

Reading. Cep. "8th Polyakhov's Reading: Proceedings of the International Scientific Conference on Mechanics". - 2018. - pp. 090002.

67. Dreischarf M. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together [Текст] / M. Dreischarf, T. Zander, A. Shirazi-Adl, C.M. Puttlitz, C.J. Adam, C.S. Chen, V.K. Goel, A. Kiapour, Y.H. Kim, K.M. Labus, J.P. Little, W.M. Park, Y.H. Wang, H.J. Wilke, A. Rohlmann, H. Schmidt // J Biomech. - 2014. - Vol.47, Iss.8. - P.1757-1766. - DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.002.
68. Dreischarf M., Rohlmann A., Bergmann G., Zander T. Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine // Journal of Biomechanics. - 2011. - Vol. 44. - pp. 2323–2327. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.05.040.
69. Du C- F., Yang N., Guo J- C., Huang Y- P., Zhang C. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study // BMC Musculoskelet Disord. - 2016. - Vol. 17. - pp. 1–13. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0980-4>.
70. Fagan M. J., Julian S., Mohsen A. M. Finite element analysis in spine research // J Engineering in Medicine. - 2002. - Vol. 216. Part H. - pp. 281–298. DOI: 10.1243/09544110260216568.
71. Finley S. M., Brodke D. S., Spina N. T., DeDen C. A., Ellis B. J. FEBio finite element models of the human lumbar spine // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. - 2018. - Vol. 21, № 6. - pp. 444–452. doi: 10.1080/10255842.2018.1478967.
72. Galbusera F., Bassani T., Barbera L. L., Ottardi C., Schlager B., Brayda-Bruno M., Villa T., Wilke H.- J. Planning the surgical correction of spinal deformities: toward the identification of the biomechanical principles by means

of numerical simulation // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. - 2015. - Vol. 3. - Article 178. doi: 10.3389/fbioe.2015.00178.

73. Garcia J., Stewart R. M., Rotondo M. F., Henry S. M., Haskin D. S., Flor R. *Advanced Trauma Life Support Manual*. - Chicago: Am. Col. Surg., 1984. - 474 p.
74. Goel V., Kim K., Young E., Lim T. H., Weinstein J. N. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation // *Spine*. - 1998. - Vol. 13, № 9. - pp. 1003–1011. doi: 10.1097/00007632-198809000-00007.
75. Goel V. K., Kong W., Han J. S., Weinstein J. N., Gilbertson L. G. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles // *Spine*. - 1993. - Vol. 18, № 11. - pp. 1531–1536.
76. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function // *J. Biomechanics*. – 1987. – Vol. 20, №11. – P. 1055–1061.
77. Gonzalez-Blohm S. A., Doulgeris J. J., Lee III W. E., Shea T. M., Aghayev K., Vrionis F. D. The current testing protocols for biomechanical evaluation of lumbar spinal implants in laboratory setting: a review of the literature. - 2015. - Vol.2015. - P.506181. DOI: 10.1155/2015/506181
78. Guo L.-X., Li W.-J. Finite element modeling and static/dynamic validation of thoracolumbar-pelvic segment. - 2019. doi:10.1080/10255842.2019.1699543.
79. Guvenc Y., Akyildas G., Senturk S., Erbulut D., Yaman O., Ozer A. F. How to reduce stress on the pedicle screws in thoracic spine? Importance of screw trajectory: a finite element analysis // *Turk Neurosurg*. - 2018. DOI: 10.5137/1019-5149.JTN.21895-17.2

80. Han K.-S., Rohlmann A., Yang S.-J., Kim B. S., Lim T.-H. Spinal muscles can create compressive follower loads in the lumbar spine in a neutral standing posture // *Medical Engineering and Physics*. - 2011. - № 33. - pp.472-478. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.11.014
81. Harma M., Heliovaara M., Aromaa A., Knekt P. Thoracic spine compression fractures in Finland. *Clin Orthop Relat Res*. - 1986. - Vol.205. - pp.188-194.
82. Harms J., Stolze P. The indications and principles of correction of posttraumatic deformities // *Europ. Spine*. - 1992. - Vol. 1. - P. 142-151.
83. Havaladar R., Pilli S. C., Putti B. B. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone // *Adv Biomed Res*. - 2014. - № 3. - P. 101.
84. Hobner A. R. Numerical analysis of multi-level versus short instrumentation for the treatment of thoracolumbar fractures [Текст] / A.R. H?bner, D. Gasparin, A.D. de Meira Junior, C.L. Israel, J.M. Dambrs, M. Ribeiro, S.L. de Freitas // *Eur J Orthop Surg Traumatol*. - 2015. - Vol.25, Suppl.1. - P. 213-217. - doi: 10.1007/s00590-015-1612-7.
85. Holdsworth F. W., Chir M. Fractures, Dislocations and Fracture-Dislocations of the Spine // *J. Bone Jt. Surg*. - 1970. - Vol. 52 A. - P. 1534.
86. Hsieh Y.- Y., Chen Ch.- H., Tsuang F.- Y., Wu L. Ch., Lin Sh.- Ch., Chiang Ch.- J. Removal of fixation construct could mitigate adjacent segment stress after lumbosacral fusion: A finite element analysis // *Clinical Biomechanics*. - 2017. - Vol. 43. - pp. 115–120. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.
87. Jiang Y., Sun X., Peng X., Zhao J., Zhang K. Effect of sacral slope on the biomechanical behaviour of the low lumbar spine // *Experimental and Therapeutic medicine*. - 2017. - Vol. 13. - pp. 2203–2210. doi: 10.3892/etm.2017.4251.

88. Kiapour A., Ambati D., Hoy R. W., Goel V. Effect of graded facetectomy on biomechanics of Dynesis dynamic stabilization system // Spine. - 2012. - Vol. 37, № 10. - pp. E581–E589. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182463775.
89. Kim Y. H., Khuyagbaatar B., Kim K. Recent advances in finite element modeling of the human cervical spine // Journal of Mechanical Science and Technology. - 2018. - Vol. 32, Issue 1. - pp. 1–10. DOI 10.1007/s12206-017-1201-2.
90. Lee M. J., Cizik A. M., Hamilton D., Champman J. R. Predictiong medical complications after spine surgery: a validated model using a prospective surgical registry //Spine J. - 2014. - № 14(2). - pp.291-299. DOI:10.1016/j.spinee.2013.10.043
91. Lee K. K., Teo E. C., Fuss F. K., Vanneuville V., Qiu T. X., Ng H. W., Yang K., Sabitzer R. J. Finite-element analysis for lumbar interbody fusion under axial loading // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. - 2004. - Vol. 51. - pp. 393–400. DOI: 10.1109/TBME.2003.820994.
92. Lee S. H., Im Y. J., Kim K. T., Kim Y. H., Park W. M., Kim K. Comparison of cervical spine biomechanics after fixed-and mobile-core artificial disc replacement: A finite element analysis // Spine. - 2011. - Vol. 36, № 9. - pp. 700–708. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181f5cb87.
93. Li J.,Zhang L.-C., Li J., Zhang H., Zhao J.-X., Zhang W. A hybrid uniplanar pedicle screwsystem with a new intermediate screw for minimally invasive spinal fixation: a finite element analysis // BioMed Research International. - 2020. - Vol.2020, №5497030. - P.9. <https://doi.org/10.1155/2020/5497030>
94. Li Q. Y., Kim H.- J., Son J., Kang K.- T., Chang B.- S., Lee C.- K., Slok H. S., Yeom J. S. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element

- analysis // Computer in Biology and Medicine. - 2017. - Vol. 89. - pp. 512–519. doi: 10.1016/j.combiomed.2017.09.003.
95. Lodygowski T. Three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral disc [Текст] / T. Lodygowski, W. Kikol, M. Wierszycki // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2005. – Vol.7, No.2. – P.29-37.
96. Lv O.-B., Gao X., Pan X.-X., Jin H.-M., Lou X.-T., Li S.-M., Yan Y.-Z., Wu C.-C., Lin Y., Ni W.-F., Wang X.-Y., Wu A.-M. Biomechanical properties of novel transpedicular transdiscal screw fixation with interbody arthrodesis technique in lumbar spine: a finite element study // Journal of orthopaedic translation. - 2018. - pp.50-58. doi: 10.1016/j.jot.2018.08.005.
97. Magerl F., Aebi M., Gertzbein S. D. et al. A comprehensive classification of thoracic and lumbal injures // Europ. Spine J. - 1994. - Vol. 34- P. 184-201.
98. Mantesano P. X., Benson D. K. Thoracolumbar spine fractures // Operative orthopaedics. Ed. M.W. Capman., Philadelphia: J.B. Lippincott Co. - 1993.-P. 2665-2697.
99. Marnay T. Vertebral osteosynthesis // Sauramps medical. - 1993. - P. 186.
100. Misch C. E., Qu Z., Bidez M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement // J. Oral Maxillofac Surg. – 1999. – Vol. 57(6). – P. 700-706.
101. Moramarco V., del Palomar A. P., Pappalettere C., Doblary M. An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment // Journal of Biomechanics. - 2010. - Vol. 43, № 2. - pp. 334–342. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.042.

102. Nedoma J., Stehlik J., Hlavacek I., Danek J., Dostalova T., Preckova P. Mathematical and computational methods and algorithms in biomechanics of human skeletal systems: an introduction. John Wiley & Sons. - 2011. - 300p.
103. Nicoll E. A. Fractures of the dorso-lumbar spine //J.BoneJt.Surg. - 1949. - Vol. 31 B. - P. 376.
104. Nolte L. P., Panjabi M. M., Oxland T. R. Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments. In: Heimke G.(Ed.) // Clinical Implant Materials, Advance in Biomaterials. - 1990. - Vol. 9. - pp. 663–668.
105. Patwardhan A. G.,Havey R. M., Carandang G., Simonds J., Voronov L. I., Ghanayem A. J., Meade K. P., Gavin T. M., Paxinos O. Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine //Journal of Orthopaedic Research. - 2003. - № 21. - pp. 540–546. DOI:10.1016./S0736-0266(02)00202-4
106. Perey O. Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine // Ada Orthop. Scand. - 1957.-Supp.25.
107. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing // J Biomech. - 2009. - Vol. 42, №10. - pp. 1520–1526. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.048.
108. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergman G. Realistic loading conditions for upper body bending // J Biomech. - 2009. - Vol. 42, № 7. - pp. 884–890. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.01.017
109. Rouhi G., Tahani M., Haghghi B., Herzog W. Prediction of stress shielding around orthopedic screws: time-dependent bone remodeling analysis using finite element approach //Journal of medical and biological engineering. - 2015. - DOI: 10.1007/s40846-015-0066-z

110. Sansur Ch. A., Caffes N. M., Ibrahimi D. M., Pratt N. L., Lewis E. M., Murgatroyd A. A., Cunningham B. W. Biomechanical fixation properties of cortical versus transpedicular screws in the osteoporotic lumbar spine: an in vitro human cadaveric model // *Journal of Neurosurg Spine*. - 2016. - Vol. 25. - pp. 467–476. DOI: 10.3171/2016.2.SPINE151046
111. Sharabi M., Levi-Sasson A., Wolfson R., Wade K. R., Galbusera F., Benayahu D., Wilke H.- J., Haj-Ali R. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine // *Journal of Biomechanical Engineering*. - 2018. - doi:10.1115/1.4041769.
112. Shin D. S., Lee K., Kim D Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method // *Asian Spine Journal*. - 2018. - Vol. 12, № 6. - pp. 1092–1099. DOI: 10.1016/j.cad.2007.03.005.
113. Shirazi-Adl A., Ahmed A., Shrivastava S. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments // *Journal of Biomechanics*. - 1986. - Vol. 19. - pp. 331–350. DOI: 10.1016/0021-9290(86)90009-6
114. Shulga A. E., Ninel' V. G., Norkin I. A., Puchin'yan D. M., Zaretskov V. V., Korshunova G. A., Ostrovskii V. V., Smolkin A. A. Contemporery views on the pathogenesis of trauma of the spinal cord and peripheral nerve trunks // *Neurosci. Behav. Physil.* - 2015. - Vol. 45, № 7. - pp. 811–819.
115. Soreff J. Assessment of the late results of traumatic compression fractures of the thoracolumbar vertebral bodies // *Thesis, Karolinska Hospital*. - Stockholm; Sweden, 1977.
116. Su J.- C., Li Z.- D., Cao L.- H., Yu B.- G., Zhang C.- C., Li M. Three-dimensional finite element analysis of lumbar vertebra loaded by static stress

- and its biomechanical significance // Chinese Journal of Traumatology. - 2009. - Vol. 12, № 3. - pp.153-156.
117. Su Y.- S., Ren D., Wang P.- C. Comparison of biomechanical properties of single and two- segment fusion for Denis type B spinal fractures // Clinicle Article. - 2013. - Vol. 5. - pp. 266–273. doi: 10.1111/os.12068.
118. Ti6Al4V ELI Titanium Alloy [Электронный ресурс] – URL: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf> (дата обращения: 17.08.2018г.).
119. Toosizadeh N., Haghpanabi M. Generating a finite element model of the cervical spine: estimating muscle forces and internal loads // Scientia Iranica B. - 2017. - Vol. 18, № 6. - pp. 1237–1245. DOI: 10.1016/j.scient.2011.10.002
120. Totoribe K., Tajima N., Chosa E. A biomechanical study of posterolateral lumbar fusion using a three-dimensional nonlinear finite element method // Journal of Orthopaedic Science. - 1999. - Vol. 4. - pp. 115–126.
121. Travert C. Sensitivity of patient-specific vertebral finite element model from low dose imaging to material properties and loading conditions [Текст] / C. Travert, E. Jolivet, E. Sapin-de Brosses, D. Mitton, W. Skalli // Med Biol Eng Comput. – 2011. – Vol.49, Iss.12. – P. 1355-1361. – doi: 10.1007/s11517-011-0825-0.
122. Tsouknidas A., Michailidis N., Savvakis S., Anagnostidis K., Bouzakis K.- D., Kapetanios G. A Finite Element Model Technique to Determine the Mechanical Response of a Lumbar Spine Segment Under Complex Loads // Journal of applied biomechanics. - 2012. - Vol. 28. - pp. 448–456.
123. Tyndyk M. A., Barron V., McHugh P. E., O’Mahoney D. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine // Acta of Bioengineering and Biomechanics. - 2017. - Vol. 9, № 1. - pp. 35–46.

124. Wang J. P. Finite element analysis of the spondylolysis in lumbar spine [Текст] / J.P. Wang, Z.C. Zhong, C.K. Cheng, C.S. Chen, C.H. Yu, T.K. Chang, S.H. Wei // Biomed Mater Eng. – 2006. – Vol.16, Iss.5. – P.301-308.
125. White A. A., Panjabi M. Clinical biomechanics of the spine. - 2 ed. - Philadelphia: J.B. Lippincott, 1990.
126. Whiteside T. E., Shah S. J. A. On the management of unstable fractures of the thoracolumbar spine: rationale for use of anterior decompression and fusion and posterior stabilization // Spine - 1976.- Vol. 1.- P. 99.
127. Wu A.-M., Harris J. A., Hao J. C., Jenkins S. M., Chi Y.-L., Bucklen B. S. Biomechanical properties of posterior transpedicular-transdiscal oblique lumbar screw fixation with novel trapezoidal lateral interbody spacer: an in vitro human cadaveric model // European Spine Journal. - 2017. - Vol.26. - pp.2873-2882. DOI: 10.1007/s00586-017-5050-6
128. Wu H.- C., Yao R.- F. Mechanical behavior of the human annulus fibrosus // Journal of Biomechanics. - 1976. - Vol. 9, № 1. - pp. 1–7. doi: 10.1016/0021-9290(76)90132-9
129. Wu J., Guan Y., Fan S. Analysis of risk factors of secondary adjacent vertebral fracture after percutaneous kyphoplasty //Biomedical research. - 2017. - Vol.28, №5. - pp.1956-1961.
130. Wu W., Chen C., Ning J., Sun P., Zhang J., Wu C., Bi Z., Fan J., Lai X., Ouyang J. A novel anterior transpedicular screw artificial vertebral body system for lower cervical spine fixation: a finite element study // Journal of biomechanical engineering. - 2017. - pp.1-9. DOI: 10.1115/1.403693
131. Xu M., Yang J., Lieberman I. H., Haddas R. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation // Computer Methods

in Biomechanics and Biomedical Engineering. Springer. Tel Aviv, Israel. - 2017.
- Vol. 20, № 1. - pp. 1–15. DOI: 10.1080/10255842.2016.1193596

132. Yoganandan N., Arun M. W. J., Stemper B. D., Pintar F. A., Maiman D. J. Biomechanics of human thoracolumbar spinal column trauma from vertical impact loading // Annals of Advances in Automotive Medicine. - 2013. - Vol. 57. - pp. 155-166.
133. Zafarparandeh I., Erbulut D. U., Lazoglu I., Ozer A. F. Development of a finite element model of the human cervical spine // Turk Neurosurg. - 2014. - Vol. 24, № 3. pp. 312-318. DOI: 10.5137/1019-5149.JTN.8486-13.0
134. Zahari S. N., Latif M. J. A., Rahim N. R. A., Kadir M. R. A., Kamarul T. The Effects of Physiological Biomechanical Loading on Intradiscal Pressure and Annulus Stress in Lumbar Spine: A Finite Element Analysis // Journal of Healthcare Engineering . - 2017. - Vol. 21-B. - pp. 1–8. doi: 10.1155/2017/9618940.
135. Zhao L., Chen J., Liu J., Elsamaloty L., Liu X., Li J., Elgafy H., Zhang J., Wang L. Biomechanical analysis on of anterior transpedicular screw-fixation after two-level cervical corpectomy using finite element method // Clinical Biomechanics. - 2018. - Vol. 60. - pp. 76–82. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.09.008.
136. Zhao Y., Li Q., Mo Z., Sun Y., Fan Y. Finite element analysis of cervical arthroplasty with fusion against 2-level fusion // J Spinal disord tech. - 2013. - Vol. 26, № 6. - pp. 347–350. doi: 10.1097/BSD.0b013e318246b163.