

На правах рукописи



ДОННИК АННА МИХАЙЛОВНА

**ПАЦИЕНТО-ОРИЕНТИРОВАННОЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ
МОДЕЛИРОВАНИЕ ГРУДНОГО И ПЕРЕХОДНОГО
ГРУДОПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА**

Специальность 01.02.08 – Биомеханика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Саратов – 2022

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

Научный руководитель: доктор физико-математических наук, профессор, лауреат государственной премии Российской Федерации, заведующий кафедрой математической теории упругости и биомеханики, президент ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского»

Коссович Леонид Юрьевич

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук, доцент, кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики ФГАОУ ВО «Пермский национальный исследовательский политехнический университет»

Кучумов Алексей Геннадьевич

кандидат физико-математических наук, доцент, кафедра теоретической механики ФГАОУ ВО «Казанский (Приволжский) федеральный университет»

Саченков Оскар Александрович

Ведущая организация: Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Южный федеральный университет»

Защита состоится «21» сентября 2022 года в 15:30 часов на заседании диссертационного совета Д 212.243.10 на базе ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского» по адресу: 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, 9 учебный корпус, ауд. 18.

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

Автореферат разослан «___» _____ 2022 г.

Ученый секретарь диссертационного совета Д 212.243.10,

к.ф.-м.н., доцент



Крылова Екатерина Юрьевна

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

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. Количество людей, получающих такие травмы, ежегодно растет. Из общего количества травм позвоночника на грудной отдел (позвонок Th1-Th12) приходится до 30 % травм, на пояснично-крестцовый (L1-S5) – до 40 %. В случае падения с высоты более 65 % повреждений локализуются в грудопоясничном отделе (Th11-L2). При дорожно-транспортных происшествиях большая часть повреждений приходится на грудной отдел позвоночника. При значительной силе травматического воздействия возникают многоуровневые повреждения. Травмы грудного отдела позвоночника наиболее часто происходят на уровне 11-12 грудных позвонков (Th11, Th12) и 1-2 поясничных (L1, L2).

Планирование и проведение хирургических операций на позвоночнике осуществляется 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, дентальной и в спинальной хирургии. 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., Havaldar R., Kiapour 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 большое разнообразие подходов к построению биомеханических моделей.

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

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

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

Целью исследования является разработка алгоритма построения биомеханической модели грудного и грудопоясничного отделов позвоночника, позволяющей в условиях проведения биомеханического эксперимента:

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

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

1. Разработка подхода к построению биомеханической модели грудного и грудопоясничного отделов позвоночника, включающего в себя:

- построение твердотельной модели грудного и грудопоясничного отделов позвоночника;
- выбор механических свойств биологических объектов, входящих в твердотельную модель.

2. Определение напряженно-деформированного состояния (НДС) грудного, грудопоясничного 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 фиксаций, дополненных ламинарными крючками.

Научная новизна.

1. Сформулирован универсальный и не имеющий ограничений по случаям травм подход к созданию биомеханической модели грудного и грудопоясничного отделов позвоночника. Модель, построенная по предложенному алгоритму,

позволяет учитывать индивидуальные особенности строения позвоночника пациента.

2. Проведено биомеханическое моделирование грудного, грудопоясничного 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 грудопоясничного 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. 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, Россия), «Актуальные проблемы математики и механики» (2017, Саратов, Россия), XII Всероссийская конференция «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (2017, Дивноморское, Россия), X Всероссийская научно-практическая конференция молодых ученых с международным участием «Цивьяновские чтения» (2017, Новосибирск, Россия), «Практическая биомеханика-2017» (Саратов, Россия), Международная научно-практическая конференция по механике «VIII Поляховские чтения» (2018, Санкт-Петербург, Россия), XI Всероссийский съезд травматологов-ортопедов (2018, Санкт-Петербург, Россия), «БИОМЕХАНИКА-2018» (Дивноморское, Россия), Международная научно-техническая конференция «Актуальные проблемы прикладной математики, информатики и механики» (2018, 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).

На защиту выносятся следующие положения:

- Подход к созданию биомеханической модели грудного и грудопоясничного отделов позвоночника.
- Результаты биомеханического моделирования характерных травм позвоночника в случае повторной травмы грудного отдела позвоночника для определения наиболее подверженных усталостным нагрузкам зон позвоночника и фиксирующих его металлоконструкций при физиологических нагрузках.
- Преимущества использования при хирургическом лечении компрессионного перелома тела позвонка грудопоясничного отдела позвоночника транспедикулярных систем, дополненных промежуточными винтами, определены на основе результатов биомеханического моделирования
- Преимущества использования при хирургическом лечении оскольчатого перелома тела позвонка грудопоясничного отдела позвоночника транспедикулярных систем фиксации, дополненных ламинарными крючками, определены на основе результатов биомеханического моделирования.

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 грудного 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 [1-5, 9, 11, 12, 14, 17, 19, 20] автору принадлежат постановки задач, большая часть обзоров литературы, постановка и выполнение биомеханических экспериментов, и интерпретация результатов. Работы [10, 13, 15, 21] выполнены автором лично без соавторов. В работе [16] автором лично выполнено биомеханическое моделирование сегмента грудного отдела позвоночника. В работах [6-8, 18] автору принадлежит часть обзоров литературы по тематике диссертации. Тексты статей [1-15, 17, 19, 21] подготовлены автором лично.

Структура и объем диссертации. Работа состоит из списка сокращений, введения, 5 глав, заключения, приложения и списка литературы. Общий объем работы составляет 174 страницы, 108 рисунков, 23 таблицы, 1 приложение и 21 страницу библиографии, включающей 136 наименований.

Во введении сформулированы актуальность исследования, цели и задачи исследования, определены научная и практическая значимость результатов работы, а также описан личный вклад автора в работу.

В первой главе описано состояние проблемы исследования на настоящий момент времени. Описана анатомия позвоночного столба человека. Выделено строение грудного и грудного отделов позвоночника. Описана классификация травм позвоночника в зависимости от типа повреждения, классификация переломов AO/ASIF, а также клиническая картина повреждений грудного отдела. В главе описаны способы лечения каждого типа повреждения позвоночника и возможные осложнения, вызванные некомпетентным лечением.

К построению твердотельной модели позвонка используют два подхода. Первый подход заключается в построении двух слоев костной ткани – кортикального и губчатого слоев – на основе компьютерной томограммы. Второй подход к построению твердотельной модели позвонка заключается в построении губчатого слоя костной ткани на основе компьютерной томограммы, а

кортикальный слой в этом случае моделируется в виде оболочки тела толщиной 0,4 – 1 мм.

К моделированию межпозвонкового диска так же существует два подхода. Первый заключается в построении трехуровневой модели в виде объемного тела, заполняющее межпозвонковое пространство, выделяя пульпозное ядро, фиброзное кольцо (4 или 5 слоев) и фиброзные волокна. Второй подход заключается в построении упрощенной модели, когда строится единое тело с усредненными механическими свойствами.

Для моделирования фасеточных суставов применяется два способа. Первый аналогичен построению упрощенной модели межпозвонковых дисков. Второй способ не требует дополнительного построения, а модель заменяется заданием контактных условий между поверхностями суставных отростков без трения или с трением.

Для моделирования связочного аппарата также используется два подхода. Первый заключается в построении твердых моделей каждой связки, окружающей позвоночный столб на уровне грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Второй способ заключается в моделировании действия связочного аппарата путем замены трехмерных моделей одномерными пружинными элементами.

В главе описаны механические свойства, граничные условия и способы нагружения моделей позвоночника, применяемые для биомеханического моделирования в настоящее время. Приведена математическая постановка задачи.

Вторая глава посвящена алгоритму построения биомеханической модели грудного и переходного груднопоясничного отделов позвоночника. В главе подробно описано построение твердых моделей тел позвонков, межпозвонковых дисков, фасеточных суставов, связочного аппарата. В главе сформулирован алгоритм проведения биомеханического эксперимента, включающего построение биомеханической модели сегмента позвоночника с травмой и после хирургического лечения:

1. Построение трехмерных твердых моделей сегмента позвоночника с металлоконструкциями.

1.1 Построение трехмерных твердых моделей тел позвонков.

Модели позвонков строятся в ПО Mimics Materialise и 3-Matic Materialise на основе данных компьютерной томографии. Построенные модели учитывают индивидуальные особенности строения позвоночника пациентов, а также особенности травмы.

1.2 Построение трехмерных твердотельных моделей межпозвонковых дисков.

1.3 Построение трехмерных твердотельных моделей фасеточных суставов.

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

1.5 Моделирование связочного аппарата.

Выполняется моделирование пяти видов связок (передней продольной, задней продольной, надостистой, межкостистых и межпоперечных) в виде пружинных элементов в конечно-элементном пакете ANSYS. Количество пружинных элементов, необходимых для каждой связки приведено в таблице 1.

Таблица 1 – Количество пружинных элементов связочного аппарата, Н/мм

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

2. Назначение механических свойств объектам сегмента позвоночника. В таблицах 2 и 3 приведены механические свойства тканей биологических объектов и материала металлоконструкций.

Таблица 2 – 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

Таблица 3 – 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

3. Моделирование контактных условий взаимодействия между поверхностями тел в модели позвоночника.

4. Моделирование физиологических нагрузок, действующих на сегмент позвоночника.

Моделирование осуществляется в КЭП ANSYS. Для моделирования физиологических нагрузок приняты комбинации следующих нагрузок: следящая нагрузка, крутящий и изгибающий моменты (таблица 4).

Таблица 4 - Нагрузки

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

где n – количество позвонков, включенных в моделируемый сегмент.

5. Численное решение задачи теории упругости в статической постановке. Сформулирована математическая постановка задачи биомеханики (1)-(8):

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

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

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (3)$$

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.

Задаются граничные условия смешанного типа:

$$\sigma_{ij}n_j|_{S_t} = t_i, \quad (4)$$

$$u_i|_{S_u} = u_j^{(S)}, \quad (5)$$

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, $u_j^{(S)}$ – компоненты заданного вектора перемещений.

Контактные условия в случае полного контакта имеют вид:

$$u_i^{S_1} = u_i^{S_2}, \quad (6)$$

$$\sigma_{ij}^{S_1} = \sigma_{ij}^{S_2}, \quad (7)$$

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.

На поверхностях контактирующих тел контактные условия непроникновения одного тела в другое будут иметь вид:

$$(r_{S_1} - r_{S_2})n = 0, \quad (8)$$

где n – единичная нормаль к поверхности контакта, r_{S_1} – радиус-векторы точек контактной поверхности, принадлежащей первому телу, r_{S_2} – радиус-векторы точек контактной поверхности, принадлежащей второму телу.

Третья глава посвящена биомеханическому моделированию сегмента грудного отдела позвоночника с повторной травмой. Рассмотрен случай пациента М., поступавшего в клинику с повреждениями позвоночника и систем фиксации 4 раза на протяжении 6 лет. Биомеханический эксперимент, направленный на выяснение причин нарушения целостности фиксирующих металлоконструкций, проведен в два этапа. На первом этапе построено 2 модели сегмента позвоночника Th7-L1 (рисунок 1).

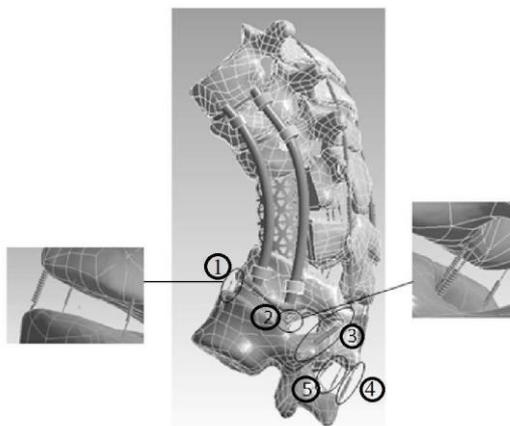


Рисунок 1 – Трехмерная модель сегмента позвоночника Th7-L1 с металлоконструкцией и связками

Различие в моделях заключается в способах моделирования тел позвонков и фасеточных суставов. В первой модели губчатый слой моделировался путем построения трехмерного тела, кортикальный слой моделировался в виде оболочки, покрывающей губчатый слой, с заданной толщиной 1 мм (рисунок 2 а, б). Фасеточные суставы моделировались с помощью задания условий контактного взаимодействия между поверхностями суставных дужек смежных позвонков. Во второй модели кортикальный и губчатый слои костной ткани строились в виде трехмерных тел в ПО (рисунок 2, в). Фасеточные суставы также моделировались путем построения трехмерных тел. Для каждой модели была поставлена статическая задача теории упругости и решена в КЭП ANSYS. Решение для первой модели было принято приближенным, а для второй – точным. Результаты показали незначительные отличия в решении, что позволило применить способ построения,

использованный для первой модели, на втором этапе биомеханического эксперимента.

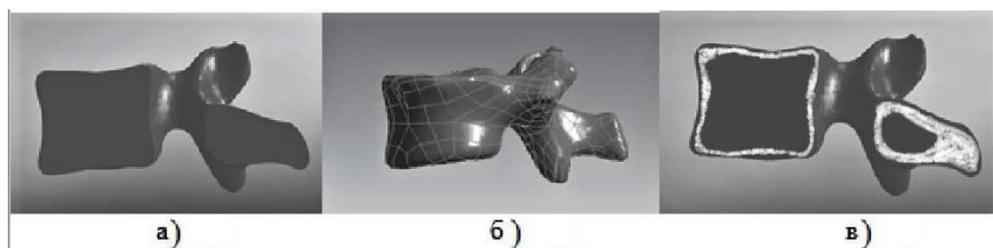


Рисунок 2 – Твёрдотельные модели позвонков: а) губчатый слой костной ткани в Модели 1; б) кортикальный слой костной ткани в виде оболочки в Модели 1; в) кортикальный и губчатый слои в Модели 2

На втором этапе построены модели сегментов позвоночника с повреждениями и после хирургического вмешательства. Для операции № 1 построена модель сегмента позвоночника Th8-Th12 с переломом тела позвонка Th10 после хирургического лечения: установка транспедикулярной системы фиксации на уровне позвонков Th9, Th11. Для операции № 3 построена модель сегмента позвоночника Th7-L2 с поврежденными позвонками Th10, Th11 после хирургического вмешательства: установка протяженной фиксирующей системы на уровне позвонков Th7, Th8, Th9, Th12, L1, L2, L3. Поставлена задачи теории упругости и численно решена в КЭП ANSYS.

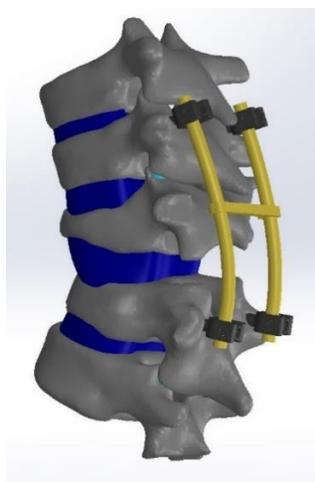


Рисунок 3 – Твёрдотельная модель сегмента позвоночника Th8-Th12 с установленной ТПФ (операция №1)

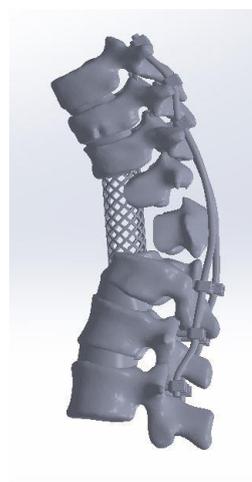


Рисунок 4 – Твёрдотельная модель сегмента позвоночника Th7-L2 с установленной протяженной системой фиксации (операция №3)

На основе анализа результатов решения определено, что после операции № 1 наиболее подверженными к разрушениям зонами являются основания винтов, входящих в позвонки. После операции № 3 наиболее подверженным к разрушениям зонами являются стержни, стягивающие винты, на уровне позвонков Th7 и Th12.

Четвертая глава посвящена биомеханическому моделированию сегмента позвоночника Th9-Th12 с компрессионным оскольчатым переломом тела позвонка Th11 и 4 различными вариантами хирургического лечения. Первый вариант хирургического лечения – фиксация транспедикулярной системой позвонков Th10 и Th12, смежных с поврежденным позвонком Th11, второй вариант – фиксация транспедикулярной системой позвонков Th10 и Th12 с дополнительной фиксацией одним промежуточным винтом поврежденного позвонка Th11, транспедикулярной системой смежных позвонков Th10 и Th12 с дополнительной фиксацией двумя промежуточными винтами поврежденного позвонка Th11. Причем при фиксации одним дополнительным промежуточным винтом позвонка Th11 рассмотрены два случая: введение винта в позвонок слева и справа.

Построены 4 модели сегмента позвоночника Th12-L4 с рассматриваемыми вариантами хирургического лечения: Модель 1 соответствует первому варианту хирургического лечения, Модели 2 и 3 соответствуют второму варианту хирургического лечения, Модель 4 соответствует третьему варианту хирургического лечения (рисунок 4). Модели 2 и 3 различаются выбором стороны введения в позвонок промежуточного винта: Модель 2 – слева, Модель 3 – справа.

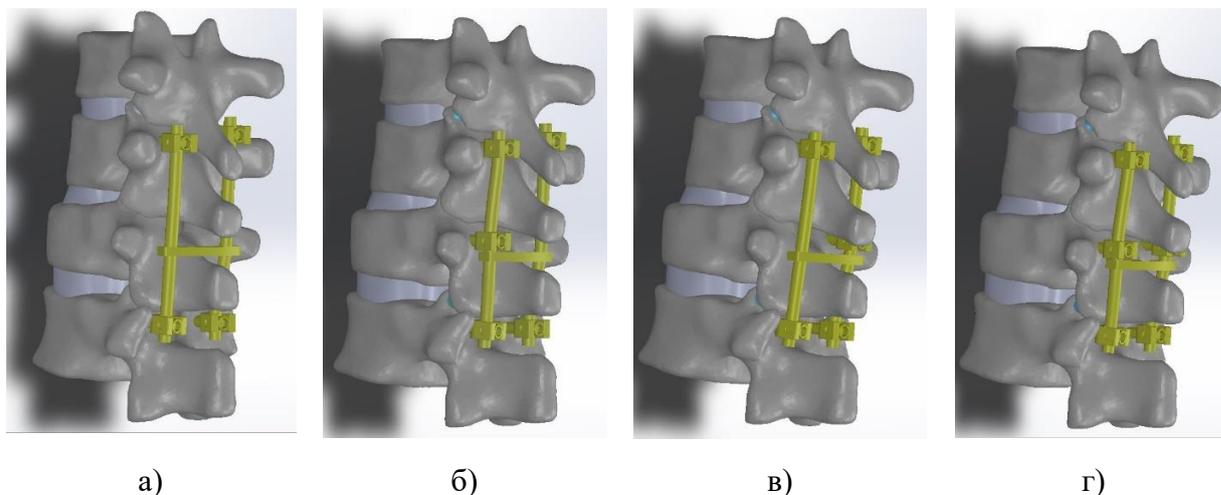


Рисунок 4 – Твёрдотельные модели сегмента Th9-Th12 позвоночника после имплантации ТПС: а) Модель 1; б) Модель 2; в) Модель 3; г) Модель 4

На модели действовали нагрузки, соответствующие физиологическому поведению позвоночника человека (Таблица 4).

Для определения подвижности сегмента позвоночника при фиксации определен диапазон движения в сегменте Th10-Th12, включающем поврежденный позвонок Th11.

Результаты биомеханического эксперимента.

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%.

В кортикальном слое костной ткани наименьшие максимальные значения эквивалентных напряжений в положении стоя, разгибании, боковом наклоне вправо и осевых вращениях отмечаются при фиксации транспедикулярной системой, дополненной одним промежуточным винтом. При сгибании и боковом наклоне влево наименьшие максимальные значения отмечаются при фиксации транспедикулярной системой, дополненной двумя промежуточными винтами.

Показано, что использование промежуточных винтов при хирургическом лечении показывает лучшую результативность, чем без их использования. Для эффективного лечения достаточно одного дополнительного промежуточного винта, причем сторона его введения на результат не влияет.

Пятая глава посвящена биомеханическому моделированию сегмента груднопоясничного отдела позвоночника с взрывным переломом тела позвонка и различными вариантами хирургического лечения. Рассматривается случай обращения пациента с оскольчатый переломом тела позвонка L2. Первый вариант хирургического лечения – фиксация протяженной восьмивинтовой ТПС на уровнях Th12, L1, L3, L4. Второй вариант хирургического лечения – фиксация четырехвинтовой ТПС 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). Третий вариант хирургического лечения – 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). Биомеханический эксперимент проводился с целью определения результативности хирургического лечения при использовании ламинарных крючков.

Построено 3 модели сегмента позвоночника Th12-L4 с рассматриваемыми вариантами хирургического лечения: Модель 1 соответствует первому варианту хирургического лечения, Модель 2 соответствует второму варианту хирургического лечения, Модель 3 соответствует третьему варианту хирургического лечения (рисунок 5).

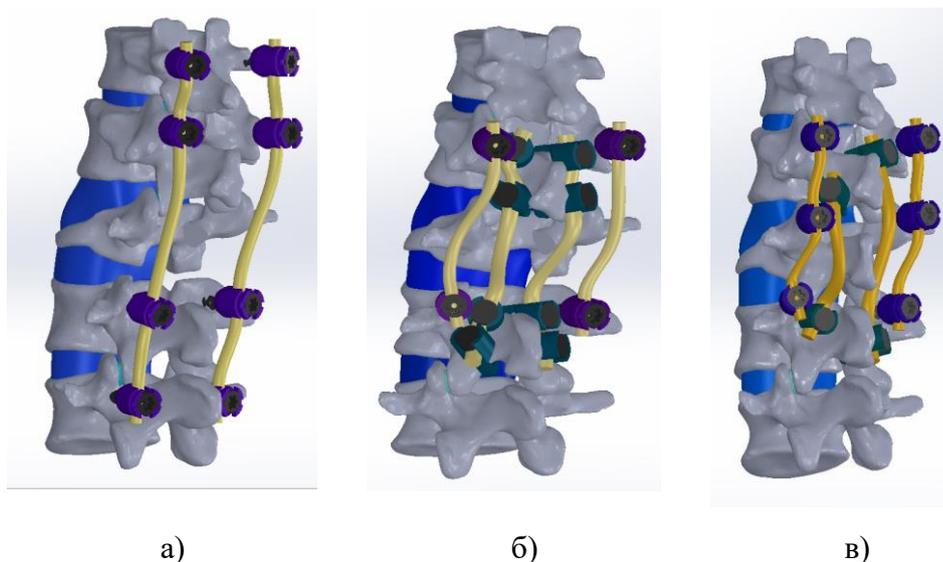


Рисунок 5 – Модели вариантов хирургического лечения: а) Модель 1;
 б) Модель 2; в) Модель 3

На модели действовали нагрузки, соответствующие физиологическому поведению позвоночника человека (Таблица 4).

Результаты биомеханического эксперимента.

При каждом режиме нагружения в моделях 1-3 наблюдаются аналогичные между собой распределения полей перемещения.

Таблица 5 – Максимальные модули векторов полного перемещения 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	0.59
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

Отмечено, что при режимах нагружения моделей, соответствующих положению стоя, сгибанию, боковым наклонам и осевому вращению в Модели 3 наблюдаются наименьшие значения максимальных модулей векторов перемещений по сравнению с Моделями 1 и 2 (таблица 5). Однако разница между значениями не превосходит 0,8 мм. При разгибании величины приблизительно равны с разностью, не превосходящей 0,03 мм.

Анализируя распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое костной ткани стоит отметить, что в Моделях 2 и 3 с фиксирующими транспедикулярными системами, дополненными ламинарными

крючками, величина максимальных значений в моделях заметно снижается по сравнению с Моделью 1, соответствующей фиксации протяженной транспедикулярной системой.

Особое внимание уделено напряжениям эквивалентным по Мизесу в фиксирующих металлоконструкциях. В Модели 1 величины эквивалентных напряжений выше значений в Моделях 2 и 3 с крючками. Анализируя эквивалентные напряжения, возникающие в кортикальном слое, можно так же отметить превышение значений в Модели 1 по сравнению с Моделями 2 и 3. Однако, стоит отметить, что при всех трех видах хирургического лечения критические значения эквивалентных напряжений не достигаются.

Таким образом, в случае, когда костного массива поврежденного позвонка недостаточно для дополнительного его фиксирования, четырехвинтовая транспедикулярная система в комбинации с 8 ламинарными крючками более предпочтительна для фиксации сегментов, смежных с поврежденным позвонком, чем протяженная восьмивинтовая транспедикулярная система. При достаточности же костного массива шестивинтовая транспедикулярная система в комбинации с 4 ламинарными обеспечивает лучшую стабильность фиксации. Таким образом, использование ламинарных крючков показывает лучшую результативность хирургического лечения, чем без их использования.

Заключение. В работе получены следующие результаты:

1. Сформулирован универсальный и не имеющий ограничений по случаям травм подход к построению биомеханической модели грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Построенная по полученному алгоритму модель позволяет учитывать индивидуальные особенности строения позвоночника каждого пациента.

2. Проведен биомеханический эксперимент с использованием предложенного алгоритма построения для случая повторной травмы грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Выявлены уязвимые зоны позвонков и фиксирующих металлоконструкций, способствующие разрушению установленных металлоконструкций и приводящих к повторной травме грудного и груднопоясничного отделов позвоночника.

3. Проведен биомеханический эксперимент с использованием предложенного алгоритма построения для случая компрессионного перелома тела позвонка Th11. Показаны преимущества использования систем транспедикулярной фиксации, дополненных промежуточными винтами, при хирургическом лечении компрессионного перелома тела позвонка грудного отдела позвоночника. Причем при использовании промежуточного винта выбор стороны его введения в поврежденный позвонок на результат не влияет.

4. Проведен биомеханический эксперимент с использованием предложенного алгоритма построения для случая оскольчатого перелома тела позвонка L2. Показана возможность использования систем фиксации, дополненных ламинарными крючками, при хирургическом лечении оскольчатого перелома тела позвонка груднопоясничного отдела позвоночника.

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

Благодарности. Выражается благодарность директору образовательного института наноструктур и биосистем 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, президент 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.

Основные публикации, отражающие содержание работы:

1. Донник А. М., Иванов Д. В., Коссович Л. Ю., Левченко К. К., Киреев С. И., Морозов К. М., Островский Н. В., Зарецков В. В., Лихачев С. В. Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия «Математика. Механика. Информатика». – 2019. – Т. 19, вып. 4. – С.424–438. **(издания, рекомендуемые ВАК РФ)**

2. Донник А. М., Иванов Д. В., Киреев С. И., Коссович Л. Ю., Островский Н. В., Норкин И. А., Левченко К. К., Лихачев С. В. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11 // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия «Математика. Механика. Информатика». – 2019. – Т. 19, вып. 4. – С. 439–453. **(издания, рекомендуемые ВАК РФ)**

3. Донник, А.М. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения. Биомеханический эксперимент / А.М. Донник Л.Ю. Коссович, Е.С. Оленко //

Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 25–39. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.02 (издания, рекомендуемые ВАК РФ)

4. Donnik A. M., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu., Zaretskov V. V., Lykhachev S. V. and Norkin I. A. Biomechanical modeling of reconstructive intervention on the thoracolumbar transition // THE EIGHTH POLYAKHOV'S READING: Proceedings of the International Scientific Conference on Mechanics / 29 January–2 February 2018/ Editors: Elena Kustova, Gennady Leonov, Nikita Morosov, Mikhail Yushkov and Mariia Mekhonoshina/ Saint Petersburg: AIP Conference Proceedings 1959, 2018. ISBN: 978–0–7354–1660–4. (Web of Science, Scopus)

5. 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.

6. 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.

7. 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.

8. 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.

9. 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.

10. 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.

11. 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.

12. Лихачев С.В., Донник А.М., Иванов Д.В., Доль А.В., Садчиков Д.Д., Бирюкова А.В. Биомеханическое моделирование нестабильного повреждения грудного 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.

13. Донник А.М. Биомеханическое моделирование реконструктивного восстановления грудного отдела позвоночника транспедикулярной системой фиксации // Практическая биомеханика: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием, посвященной 100–летию физико–математического образования в Саратовском государственном университете / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Амирит, 2017. С.16–17.

14. Донник А.М., Зарецков В.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Лихачев С.В., Норкин И.А. Биомеханическое моделирование реконструктивного вмешательства на переходном грудном 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.

15. 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.

16. Донник А.М., Лихачев С.В., Битокова К.Т. Возможности современных информационных технологий в прогнозировании последствий травмы груднопоясничного 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.

17. 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.

18. 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 груднопоясничного 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.

19. 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. Сборник трудов Международной научной конференции. Воронеж: Научно–исследовательские публикации, 2019. – С. 218–223.

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. 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–х томах. Уфа: Башкирский государственный университет, 2019. С. 151–153. DOI:10.22226/2410-3535-2019-congress-v4