

*На правах рукописи*



Иванов Дмитрий Валерьевич

**БИОМЕХАНИКА КАК ОСНОВА СИСТЕМ  
ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ВРАЧЕБНЫХ РЕШЕНИЙ В ХИРУРГИИ**

01.02.08 – Биомеханика

Автореферат диссертации  
на соискание ученой степени  
доктора 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 консультант: Коссович Леонид Юрьевич, лауреат Государственной премии РФ в области науки и техники, доктор физико-математических наук, профессор, ФГБОУ ВО «СГУ имени Н.Г. Чернышевского», заведующий кафедрой математической теории упругости и биомеханики

Официальные  
оппоненты:

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

Айзикович Сергей Михайлович, доктор физико-математических наук, профессор, Донской государственный технический университет, заведующий лабораторией функционально-градиентных и композиционных материалов

Кучумов Алексей Геннадьевич, доктор физико-математических наук, доцент, ФГАОУ ВО «Пермский национальный исследовательский политехнический университет», доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики

Ведущая организация:

Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт иммунологии и физиологии Уральского отделения Российской академии наук

Защита состоится 15 сентября 2022 г. 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-й учебный корпус, ауд. 18.

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

Автореферат разослан «\_\_\_» июня 2022 г.

Ученый секретарь диссертационного совета Д 212.243.10,

канд. физ.-мат. наук, доцент

Е.Ю. Крылова

## **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

### **Актуальность темы**

В России уже более 15 лет заболеваемость населения России патологиями опорно-двигательного аппарата составляет от 7.5 до 8.2 %. Несмотря на то, что в последнее десятилетие по данным Росстата уровень травматизма неуклонно снижается, он остается одной из ведущих причин инвалидизации и смертности населения. Дегенеративно-дистрофические заболевания опорно-двигательного аппарата также часто приводят к серьезному ухудшению качества жизни и инвалидизации населения. Особенно следует отметить такую сочетанную патологию, как коксо-вертебральный синдром, заключающуюся в наличии у пациента патологии и в пояснично-крестцовом сегменте позвоночника, и в тазобедренном суставе. Опасность этого заболевания состоит не только в его высокой встречаемости (до 95% пациентов, имеющих дегенеративные изменения тазобедренного сустава), но и в том, что при диагностике и лечении врачи испытывают серьезные трудности.

Сердечно-сосудистые заболевания выявляются у порядка 13.3-15.2 % населения страны. В 2018 году в России смертность от болезней системы кровообращения составляла от 22.9% для женщин до 32.5 % для мужчин. Среди патологий сердечно-сосудистой системы выделяют аневризмы сосудов головного мозга, встречающиеся у 0.3-5 % населения, не имеющие особой симптоматической картины и приводящие к крайне тяжелым последствиям при разрыве (в половине случаев разрыва приводят к смерти).

Сложность диагностики и комплексность вышеперечисленных заболеваний, а также тот факт, что для каждого из них возможны различные варианты лечения, ставит задачу по разработке современных количественных методов и инструментов их исследования с целью выбора и обоснования в каждом конкретном случае успешного варианта лечения. Одним из современных инструментов помощи врачу и оценки вариантов лечения являются системы предоперационного планирования или системы поддержки принятия врачебных решений (СППВР).

Вопросы разработки систем предоперационного планирования (ПП), включающих биомеханическую поддержку выбора варианта операции для каждого конкретного пациента, поднимались в научной литературе с конца 20 века. Впервые упоминание биомеханики как инструмента предоперационного планирования представлено в статье от 1995 года. Уже тогда авторы отмечали, что необходима разработка системы планирования, доступной врачам и пригодной для биомеханического моделирования различных вариантов лечения в короткие сроки. Были также сформулированы проблемы, с которыми будут сталкиваться разработчики такой системы: получение индивидуальных механических свойств биологических тканей по данным КТ, автоматизация процесса построения модели исследуемого объекта, выбор

адекватной математической модели, обеспечивающей адекватные результаты моделирования за адекватные сроки.

В последние годы интерес к биомеханическому этапу в планировании травматологического и ортопедического лечения не угасает. Однако на текущий момент нигде в мире не разработаны системы предоперационного планирования с биомеханической поддержкой выбора оптимального варианта лечения. Современная медицина не стоит на месте, а пациент-ориентированный подход к лечению является центральной задачей современного здравоохранения. Методы получения медицинских данных, такие как методы лучевого обследования, методы ультразвукового (УЗИ) и магнитно-резонансного обследования (МРТ), предоставляют врачам широкие возможности предоперационной диагностики и планирования лечения. Эти же методы, а также развитие фундаментальной науки и компьютерной техники позволяют достаточно быстро и точно обрабатывать медицинские данные, ставить и решать задачи биомеханики, а также внедрять результаты биомеханического моделирования в рутинный процесс предоперационного планирования и обследования пациента.

Разработка и внедрение количественных методов оценки тяжести заболевания и вариантов его лечения, основанных на биомеханическом моделировании, может существенно повысить качество лечения, а также улучшить послеоперационный прогноз и качество жизни пациентов. Это целиком и полностью соответствует утвержденным президентом России приоритетным направлениям развития науки, технологий и техники в Российской Федерации и перечню критических технологий Российской Федерации, в которые включены науки о жизни и технологии снижения потерь от социально значимых заболеваний.

**Объектом исследования** данной работы являлись позвоночно-тазовый комплекс и сосуды головного мозга.

**Предметом исследования** являлись биомеханические модели напряженно-деформированного состояния систем «кость-имплантат» под действием типовых нагрузок, а также биомеханические модели гемодинамики сосудов головного мозга с аневризмами.

Предлагаемые в данной работе биомеханические подходы к предоперационному планированию и внедрению биомеханики как одного из инструментов количественной оценки патологий и вариантов их лечения, являются универсальными и могут быть применены как к «мягким» (артериальные стенки), так и к «жестким» (кости, позвонки, суставы) объектам. Таким образом, в данной работе объединены принципиально разные объекты, рассматриваемые с точки зрения биомеханики и единых принципов (концепции) предоперационного планирования.

#### **Цель исследования**

Цель данного исследования состоит в создании биомеханических основ для разработки систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии опорно-двигательного аппарата и сердечно-сосудистой системы и их

внедрения в рутинную практику предоперационной диагностики и планирования.

Задачи исследования

1. Разработать и апробировать методику неинвазивного определения минеральной плотности и модуля Юнга губчатой костной ткани по данным компьютерной томографии (КТ).

2. Исследовать связь между параметрами сагиттального баланса (СБ) и напряженно-деформированным состоянием элементов позвоночно-тазового комплекса. Оценить с позиций биомеханики компенсаторные механизмы в позвоночнике в ответ на патологические изменения наклона таза. Разработать обобщающие формулы для расчета теоретических значений параметров сагиттального баланса.

3. Разработать и апробировать количественные критерии оценки успешности хирургического лечения.

4. Продемонстрировать эффективность биомеханического моделирования при выборе варианта лечения в рамках предоперационного планирования в хирургии опорно-двигательного аппарата.

5. Определить и биомеханически обосновать геометрические критерии (пороговые значения предикторов) разрыва аневризм сосудов головного мозга.

6. Выполнить пилотное внедрение биомеханического моделирования в процесс предоперационного планирования.

7. Разработать концепцию систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой.

**Научная новизна состоит в следующем**

1. Впервые разработана общая теория построения напряженно-деформированного состояния персонифицированного позвоночно-тазового комплекса и его элементов для типовых и специальных нагрузок. Теория основана на принципах автоматизированного построения твердотельных моделей элементов позвоночно-тазового комплекса, расчета индивидуальных модулей Юнга костной ткани по компьютерной томограмме, применения геометрических и биомеханических количественных критериев оценки успешности вариантов лечения (п. 4 паспорта специальности 01.02.08).

2. Построенная теория применена при разработке нового подхода к предоперационному планированию вариантов хирургического лечения последствий заболеваний и повреждений элементов позвоночно-тазового комплекса, основанному на пациенто-ориентированном биомеханическом моделировании его напряженно-деформированного состояния (п. 1, 6 паспорта специальности 01.02.08).

3. Впервые разработаны, апробированы и внедрены в научно-методическую и медицинскую деятельность организаций здравоохранения программные компоненты первой в мире системы предоперационного планирования с биомеханической поддержкой решения врача, реализующие этап биомеханического моделирования (постановку, решение и анализ

результатов решения задачи биомеханики) с целью количественной оценки повреждений и выбора оптимального варианта лечения пациентов с последствиями заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса (п. 6 паспорта специальности 01.02.08). Установлены новые регрессионные зависимости для неинвазивного расчета модуля Юнга губчатой костной ткани на основе результатов ее сканирования в компьютерном томографе, учитывающие заболевание пациента в соответствии с МКБ-10, способ сканирования в компьютерном томографе, а также математический аппарат для обработки результатов сканирования компьютерного томографа. Также впервые выявлены регрессионные зависимости, позволяющие использовать результаты сканирования образцов костной ткани на столе компьютерного томографа для определения их модуля Юнга. Разработана методика проведения комплексного натурального эксперимента, включающего этапы сканирования на компьютерном томографе и механических испытаний на одноосной машине (п. 1 паспорта специальности 01.02.08).

4. Впервые установлены обобщающие регрессионные зависимости, связывающие между собой основные геометрические параметры сагиттального баланса позвоночника, и позволяющие на этапе предоперационного планирования прогнозировать теоретические их значения для конкретного пациента. Также впервые определена чёткая зависимость угла наклона крестца от поясничного лордоза и тазового индекса, что позволило аналитически зафиксировать эту зависимость в виде оригинальной формулы, предопределяющей угол наклона крестца в зависимости от поясничного лордоза и тазового индекса.

5. Расчет напряженно-деформированного состояния позвоночника позволил установить связь между изменением значений параметров сагиттального баланса позвоночника и напряженно-деформированным состоянием его элементов, а также подтвердить необходимость формирования оптимального сагиттального профиля при предоперационном планировании (п. 4 паспорта специальности 01.02.08).

6. Разработаны и апробированы при биомеханическом моделировании вариантов лечения последствий заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса геометрические и биомеханические количественные критерии оценки успешности лечения. Критерии внедрены в мобильное приложение «СпиноМетр», модуль геометрического планирования (ГП) и управляющий модуль биомеханического моделирования системы предоперационного планирования с биомеханической поддержкой решения врача (п. 6 паспорта специальности 01.02.08).

7. Впервые разработан и обоснован с помощью биомеханического моделирования новый обобщающий геометрический критерий количественной оценки риска разрыва аневризм сосудов головного мозга, который можно применять при их предоперационной диагностике и принятии решения о необходимости лечения (п. 2 паспорта специальности 01.02.08).

8. Впервые разработана и апробирована концепция программной платформы для систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой в хирургии. В соответствии с концепцией разработаны и апробированы режимы работы программной платформы для систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой в хирургии заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса, реализующие биомеханическое моделирование вариантов лечения для всего спектра клинических случаев травм и дегенеративных заболеваний позвоночно-тазового комплекса, в том числе сочетанных патологий (п. 6 паспорта специальности 01.02.08).

9. Впервые предложены варианты разработки семейства систем предоперационного планирования с биомеханической поддержкой решения врача в хирургии опорно-двигательного аппарата и сердечно-сосудистой системы, в основе которых могут лежать разработанные программные компоненты (п. 6 паспорта специальности 01.02.08).

#### **Практическая значимость результатов работы**

Результаты данного исследования легли в основу разработки программной платформы Аккорд для систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса. Результаты диссертационного исследования также использованы при разработке первой в мире системы предоперационного планирования в хирургии позвоночно-тазового комплекса с биомеханической поддержкой SmartPlan Ortho 2D, зарегистрированной в едином реестре российских программ для ЭВМ и БД (приказ №435 от 06.05.2021 Министерства цифрового развития, связи и массовых коммуникаций Российской Федерации). Система SmartPlan Ortho 2D включена в клинические рекомендации по лечению дегенеративных заболеваний позвоночника, утвержденные в 2021 году и одобренные научно-практическим Советом Минздрава РФ.

Часть исследований в рамках данной диссертационной работы выполнены при финансовой поддержке Фонда перспективных исследований, Российского научного фонда и Российского фонда фундаментальных исследований.

#### **Положения и результаты, выносимые на защиту**

1. Методика предоперационного планирования хирургического лечения заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса, основанная на этапе биомеханического моделирования, обеспечивает количественную оценку и выбор успешного варианта хирургического лечения для конкретного пациента. Для этого должны использоваться геометрические и биомеханические критерии оценки успешности хирургического лечения.

2. Режимы работы программной платформы для систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой решения врача обеспечивают реализацию биомеханического моделирования как этапа предоперационного планирования (самостоятельно врачом или с помощью инженера-биомеханика) с целью выбора успешного варианта лечения для

всего спектра клинических случаев, включая стандартные случаи и случаи сочетанных патологий позвоночно-тазового комплекса.

3. Геометрические критерии оценки успешности вариантов хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса позволяют на этапе предоперационного планирования оценивать степень деформации, спрогнозировать уровень и степень необходимой хирургической коррекции.

4. Биомеханические критерии оценки успешности вариантов хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса позволяют на этапе предоперационного планирования проводить оценку стабильности фиксации и прочности системы «кость-имплантат» под действием типовых нагрузок в ближайшем послеоперационном периоде.

5. Разработанные на основе механических натуральных экспериментов и апробированные методика и регрессионные зависимости могут быть использованы для неинвазивного расчета модуля Юнга губчатой костной ткани головок бедренной кости по данным компьютерной томографии в зависимости от заболевания в соответствии с МКБ-10. Для применения методики и регрессионных зависимостей с другими компьютерными томографами должны быть проведены дополнительные эксперименты по их калибровке с помощью образцов с известной минеральной плотностью и специального фантома, моделирующего мягкие ткани человека.

6. Разработанные регрессионные зависимости, связывающие между собой основные геометрические параметры сагиттального баланса позвоночно-тазового комплекса, позволяют на этапе предоперационного планирования определить наиболее предпочтительный с позиций анатомии и биомеханики сагиттальный профиль позвоночника, а также рассчитать, какой параметр и на сколько необходимо скорректировать при выполнении хирургического лечения.

7. Трехмерная биомеханическая модель позвоночно-тазового комплекса, включающая позвонки, межпозвонковые диски, связки, фасеточные суставы и ребра, демонстрирует компенсаторные изменения сагиттального профиля позвоночника в ответ на патологические изменения угла наклона таза и крестца. Модель позволяет определить наиболее опасные с точки зрения биомеханики изменения углов наклона таза и крестца.

8. Концепция систем поддержки принятия врачебных решений (СППВР) с биомеханической поддержкой формулирует требования к разработке современных СППВР, отличающихся от традиционных возможностями по обоснованию вариантов лечения с позиций биомеханики и прочности устанавливаемых в организм человека имплантатов и фиксирующих конструкций. В основу концепции легли теоретические основы системного пациенто-ориентированного применения биомеханики к разработке современных СППВР в хирургии позвоночно-тазового комплекса.



9. Пороговые значения предикторов разрыва аневризм сосудов виллизиевого круга, полученные методами статистики и обоснованные с помощью биомеханического моделирования, обеспечивают на этапе диагностики выявление склонных к разрыву аневризм сосудов головного мозга и могут использоваться в СППВР в качестве геометрических критериев оценки успешности лечения (критериев принятия решения о необходимости лечения).

#### **Методология и методы исследования**

При выполнении работы применялись:

- методы биомеханического моделирования и решения задач механики деформируемого твердого тела и гидродинамики применительно к элементам опорно-двигательного аппарата и сердечно-сосудистой системы,
- методы информационного поиска результатов клинических исследований, научной литературы в информационных научных базах данных,
- статистические методы обработки результатов экспериментальных и других числовых данных,
- методы проведения натурных экспериментов с твердыми биологическими тканями на механических испытательных машинах Instron,
- метод количественной компьютерной томографии с использованием компьютерного томографа Toshiba Aquilion 64 и калибровочного фантома РСК-ФК\_2. РСК-ФК\_2,
- методы обработки исходных данных медицинского диагностического оборудования (компьютерный томограф, УЗИ аппарат) для создания двумерных и трехмерных твердотельных моделей элементов сердечно-сосудистой системы и опорно-двигательного аппарата, реализованные в коммерческих продуктах Mimics, SolidWorks, а также в платформе Аккорд для систем поддержки принятия врачебных решений, разработанной коллективом лаборатории системы поддержки принятия врачебных решений Саратовского университета,
- метод конечных элементов и метод конечных объемов, реализованные в коммерческих программных продуктах (Ansys Mechanical, Ansys CFX), в системе предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D и программной платформе Аккорд.

#### **Достоверность результатов**

Достоверность результатов диссертации обусловлена корректностью математических постановок задач и применения численных методов. Результаты биомеханического моделирования и натурных экспериментов качественно и количественно соответствуют опубликованным результатам других авторов. Достоверность также подтверждается доклинической апробацией результатов, полученных в диссертации, их сравнением с экспериментальными данными, а также мнением независимых экспертов.

## **Апробация работы**

Биомеханическое моделирование как этап предоперационного планирования, выполняемое с помощью разработанной платформы Аккорд, внедрено в работу регионального центра поддержки принятия врачебных решений на базе отдела инновационных технологий управления в лечении и реабилитации НИИТОН СГМУ.

Результаты диссертационной работы внедрены в учебную деятельность механико-математического и факультета фундаментальной медицины и медицинских технологий Саратовского университета, а также в практическую деятельность НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии Саратовского государственного медицинского университета имени В.И. Разумовского, Военно-медицинской академии имени С.М. Кирова и Российского научного центра радиологии и хирургических технологий имени академика А. М. Гранова.

Основные результаты диссертационного исследования представлены на российских, международных и зарубежных конференциях, семинарах и симпозиумах:

- Международная научная конференция «Теории оболочек и мембран в механике и биологии: от макро- до наноразмерных структур», Минск, Беларусь, 2013.
- 6th Summer School on Biomechanics: Trends in Modeling and Simulation, Graz University of Technology, Грац, Австрия, 2014.
- Всероссийская научно-практическая конференция "Классика и инновации в травматологии и ортопедии", посвященная 75-летию профессора А.П. Барабаша, Саратов, Россия, 2016.
- Всероссийская конференция молодых ученых с международным участием «Практическая биомеханика», Саратов, Россия, 2015, 2016.
- Рабочее совещание «Биомеханика-2019», Санкт-Петербург, Россия, 2019.
- Всероссийская научная школа-семинар Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине, Саратов, Россия, 2012, 2015, 2018, 2019.
- X съезд ассоциации хирургов-вертебрологов (RASS) с участием Всемирной Федерации Нейрохирургических Обществ (WFNS), Европейской Ассоциации Нейрохирургических Обществ (EANS) и Северо-Американского Спинального Общества (NASS), Москва, Россия, 2019.
- Конкурс инновационных решений для здравоохранения в рамках Петербургского международного медико-фармацевтического форума «МедИн 2019», Санкт-Петербург, Россия, 2019.
- Всероссийская научно-практическая конференция "Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики", Саратов, Россия, 2018, 2019.
- Рабочее совещание в Российском научном центре «Восстановительная травматология и ортопедия» имени академика Г.А. Илизарова, Курган, Россия, 2020.

- Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic and Surgical Guidance Systems XVIII, Сан-Франциско, США, 2020.

- VIII Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием Последствия травм и инфекционные осложнения костей и суставов и конференции молодых ученых, Москва, Россия, 2020.

- XX Международная конференция «Современные проблемы механики сплошной среды», Ростов-на-Дону, Россия, 2020.

- Всероссийский симпозиум, посвященный обсуждению проблем биомеханики «Биомеханика 2020», Москва, Россия, 2020.

- Шестой Всероссийский конгресс с международным участием "Медицинская помощь при травмах", Санкт-Петербург, Россия, 2021.

- IX Международная научная конференция "Компьютерные науки и информационные технологии" памяти А.М. Богомолова, Саратов, Россия, 2021.

- Всероссийский симпозиум, посвященный обсуждению проблем биомеханики «Биомеханика 2022», Москва, Россия, 2022.

Результаты работы обсуждались также на научных семинарах кафедры математической теории упругости и биомеханики Саратовского университета, кафедры теории упругости Южного федерального университета, на кафедре вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета, ученом совете ФГБУ «НМИЦ ТО им Н. Н. Приорова» Минздрава России.

**Диссертация соответствует** паспорту специальности 01.02.08 «Биомеханика» по пунктам 1, 2, 4, 6: изучение механических свойств и структуры биологических макромолекул, клеток, биологических жидкостей, мягких и твердых тканей (биореология), отдельных органов и систем, изучение движения биологических жидкостей, тепло- и массопереноса, напряжений и деформаций в клетках, тканях и органах, изучение механики опорно-двигательной системы, плавания, полета и наземного движения животных, механики целенаправленных движений человека, движения совокупностей живых организмов, двигательной активности растений, разработка на основе методов механики средств для исследования свойств и явлений в живых системах, для направленного воздействия на них и их защиты от влияния внешних факторов.

### **Структура и объем диссертации**

Работа состоит из введения, восьми глав, заключения, четырех приложений и списка литературы. Общий объем работы составляет 438 страниц, включая 157 рисунков, 60 таблиц, 38 страниц библиографии, содержащей 424 наименования.

### **Публикации по теме диссертации**

Всего по материалам диссертации опубликовано 59 работ, в том числе 27 статей в рецензируемых журналах (среди них 21 статья в журналах, рекомендованных ВАК), 15 свидетельств о государственной регистрации

программ для ЭВМ и баз данных, 1 коллективная монография, а также 16 статей в сборниках конференций и тезисов докладов.

### **Личный вклад автора**

Автором самостоятельно проанализированы доступные российские и иностранные литературные источники по изучаемым в работе проблемам, сформулированы цель, задачи исследования, разработан и обоснован необходимый для проведения исследования инструментарий.

Автором спланированы и проведены натурные эксперименты по определению механических свойств костных тканей, поставлены и осуществлены численные эксперименты, обработаны результаты натурных и численных экспериментов, в том числе:

- осуществлен поиск и подробный статистический анализ данных научной литературы, посвященной численным и натурным экспериментам, биомеханическим и клиническим исследованиям аневризм сосудов головного мозга,

- построены плоские и пространственные твердотельные модели артерий с аневризмами, элементов позвоночно-тазового комплекса (ПТК) и бедренных костей, а также модели имплантатов, использованные в биомеханическом моделировании,

- поставлены, выполнены и проанализированы численные эксперименты течения крови по сосудам с аневризмами в плоской и пространственной постановках с жесткими и упругими стенками,

- поставлены, выполнены под руководством и при личном участии автора численные биомеханические эксперименты по моделированию элементов ПТК и опорно-двигательного аппарата, в том числе элементов позвоночника, тазобедренных суставов, бедренных костей при дегенеративно-дистрофических повреждениях и травмах,

- осуществлено биомеханическое моделирование компенсаторных механизмов позвоночника, проведен анализ результатов моделирования,

- оцифрованы по данным научной литературы графики зависимостей основных параметров сагиттального баланса, составлен план и проведен анализ результатов построения обобщающих регрессионных зависимостей параметров сагиттального баланса,

- сформулированы требования к платформе Аккорд для систем поддержки принятия врачебных решений, разработаны ее компоненты, реализующие постановку, решение и анализ пациенто-ориентированной задачи биомеханики, а также разработана концепция систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой в хирургии ПТК,

- разработаны и апробированы режимы работы платформы Аккорд для систем поддержки принятия врачебных решений,

- разработаны и апробированы геометрические, биомеханические и клинические критерии оценки успешности лечения,

- разработана методика механических экспериментов, подготовлены образцы губчатой костной ткани для натуральных экспериментов,
- спланированы, проведены и обработаны эксперименты с образцами губчатой костной ткани и образцами с известной минеральной плотностью на компьютерном томографе,
- разработаны программы и методики, выполнены и проанализированы демонстрационные эксперименты,
- организованы и проведены работы по представлению результатов биомеханического моделирования врачам для внедрения их в практику предоперационного планирования,
- спланирована автором и под руководством, и при личном участии автора проведена апробация платформы Аккорд для систем поддержки принятия врачебных решений на базе НИИТОН СГМУ,
- разработана программа экспериментов по оценке эффективности мобильного приложения «СпиноМетр», собраны и проанализированы результаты экспериментов,
- разработана структура программ для ЭВМ, написана часть их кода, а также требования к базе данных для ЭВМ.

При личном участии и под руководством автора диссертационного исследования разработаны и апробированы особенности внедрения биомеханического моделирования в рутинное предоперационное планирование хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК. Автор принимал непосредственное участие в формулировке и обсуждении результатов исследования, написании научных статей и подготовке текстов и презентаций докладов на научных конференциях. Выводы диссертационного исследования сформулированы автором лично.

## **КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

В **Главе 1** представлен обзор литературы по теме диссертации. В обзоре литературы акцент сделан на освещении проблем, возникающих при предоперационном планировании в хирургии опорно-двигательного аппарата и сердечно-сосудистой системы. Особое внимание уделено проблемам, которые могут возникнуть при внедрении биомеханики и биомеханического моделирования в практику предоперационного планирования. Рассмотрены механические модели, применяемые при решении задач биомеханики, а также неинвазивные способы определения механических свойств биологических тканей. Рассмотрены также способы построения твердотельных моделей исследуемых объектов. Показано, что современные компьютерные системы предоперационного планирования обеспечивают только этап геометрического (традиционного) планирования. В то же время, медицинская общественность готова к применению биомеханики на этапе подготовки к операции, о чем свидетельствуют опубликованные научные работы, а также опыт

иностранных коллег по разработке обучающего программного обеспечения для травматологов и ортопедов.

В **Главе 2** приведено подробное описание материалов и методов, использованных в диссертационной работе для достижения поставленной цели.

Исследования, лежащие в основе данной работы, выполнялись диссертантом при реализации проекта Фонда перспективных исследований (ФПИ) и гранта Российского научного фонда (РНФ), гранта Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ), а также в рамках инициативных научных тематик и совместных научных исследований с Военно-медицинской академией имени С.М. Кирова, Саратовским государственным медицинским университетом имени В.И. Разумовского, выполненных в рамках договоров о научно-техническом сотрудничестве между Саратовским университетом и перечисленными выше организациями.

В проекте ФПИ диссертант руководил направлением «Биомеханическое моделирование». В гранте РНФ диссертант являлся руководителем (без соисполнителей). Также диссертант руководил грантом РФФИ.

Проект ФПИ «Разработка прототипа системы поддержки принятия врачебных решений в реконструктивной хирургии позвоночно-тазового комплекса» (далее – Прототип СППВР) с шифром «Протез-1» выполнялся Саратовским университетом с 01 июня 2018 года по 31 мая 2021 года. Проект «Протез-1» выполнялся совместно с ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России и Военно-медицинской академией имени С.М. Кирова. Цель проекта «Протез-1» состояла в разработке прототипа (далее – платформа Аккорд) системы поддержки принятия врачебных решений в реконструктивной хирургии для повышения эффективности лечения пациентов с травмами и заболеваниями позвоночно-тазового комплекса.

При реализации проекта «Протез-1» лично диссертантом были проведены:

- механические эксперименты по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани головок бедра на испытательной машине Instron 5944, а также эксперименты по сканированию образцов с известной минеральной плотностью и образцов губчатой костной ткани головок бедра «на воздухе» и «в фантоме» на компьютерном томографе;
- исследования по разработке регрессионной зависимости между рентгеновской плотностью губчатой кости головок бедра (единицами Хаунсфилда) и их модулем Юнга;
- исследования по выводу обобщающих регрессионных зависимостей, связывающих между собой основные параметры сагиттального баланса;

- исследования по разработке геометрических, биомеханических и клинических критериев оценки успешности лечения заболеваний и повреждений ПТК;
- демонстрационные эксперименты и апробация разработанной в проекте «Протез-1» программной платформы Аккорд и системы предоперационного планирования с биомеханической поддержкой SmartPlan Ortho 2D;
- исследования по разработке концепции СППВР с биомеханической поддержкой.

Грант РФФ «Биомеханическое исследование аневризм сосудов головного мозга человека и способов их лечения» выполнялся с 20 июля 2017 года по 15 мая 2019 года. Грант был нацелен на повышение качества медицинского обслуживания и, в частности, на повышение качества хирургического лечения аневризм сосудов головного мозга. Грант РФФИ «Математическое исследование аневризм артерий виллизиевого круга человека» (№ 12-01-31310) выполнялся в 2012-2013 годах и был посвящен биомеханическому исследованию аневризм сосудов головного мозга, а именно разработке рекомендаций для медицинских работников по необходимости и обоснованному выбору того или иного типа лечения аневризм артерий головного мозга.

В ходе работы над диссертацией в рамках реализации гранта РФФ и гранта РФФИ были проведены следующие исследования:

- сформулированы математические постановки задач о течении крови по сосудам виллизиевого круга в норме, при наличии аневризм и после их хирургического лечения; были численно оценены места наиболее вероятного появления аневризм;
- выполнен статистический анализ данных научной литературы с целью выявления пороговых значений предикторов разрыва аневризм виллизиевого круга;
- выполнено численное биомеханическое моделирование течения крови по сосудам головного мозга с аневризмами и без аневризм с целью обоснования применения выявленных пороговых значений предикторов разрыва аневризм виллизиевого круга;
- реализовано численное биомеханическое моделирование вариантов лечения аневризм сосудов виллизиевого круга.

Глава 2 содержит математические постановки задач биомеханики, решаемых в диссертации, описаны методы их численного решения, а также методы построения твердотельных геометрических моделей исследованных в диссертации биологических объектов. В том числе описаны методики экспериментов на компьютерном томографе, методика механических экспериментов и подготовки образцов. Представлены статистические методы,

примененные при обработке массивов данных. Описаны методы построения твердотельных моделей элементов позвоночно-тазового комплекса, бедренных костей и сосудов виллизиевого круга. Подробно описан выполненный анализ сеточной сходимости для решаемых в диссертации задач биомеханики. Указаны все программные продукты, примененные при реализации диссертационного исследования. Также в главе описаны научные и исследовательские проекты, часть результатов реализации которых легла в основу данной работы, а также необходимые методы и подходы, использованные при ее реализации.

Моделирование сегментов ПТК, в частности, сегментов позвоночника, тазовых костей и тазобедренных суставов вместе с установленными имплантатами осуществлялось в статической постановке при следующих допущениях:

- сегменты ПТК являлись составными конструкциями переменного сечения. Нижние части сегментов жестко фиксировались, распределенная нагрузка прикладывалась к частям сегментов;
- межпозвонковые диски и связки моделировались сплошными объемами;
- материалы костей, дисков, соединительных элементов и системы фиксации считались сплошными, однородными, изотропными и линейно-упругими;
- начальные напряжения в структурах отсутствовали.

В рассматриваемых задачах выполнялись следующие уравнения (1) – (3):

уравнения равновесия (полагаем, что объёмные силы отсутствуют)

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

уравнения закона Гука, связывающие компоненты тензора напряжений и деформаций

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

соотношения Коши, связывающие тензор деформаций и вектор перемещения,

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

где  $\sigma_{ij}$  – компоненты тензора напряжений,  $\varepsilon_{ij}$  – компоненты тензора малых деформаций,  $u_i$  – компоненты вектора перемещений,  $\lambda, \mu$  – упругие константы Ламе,  $\theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$  – объёмное расширение,  $\delta_{ij}$  – символ Кронекера, индексы  $i$  и  $j$  принимают значения от 1 до 3, знак “,” в нижнем индексе обозначает частную производную по соответствующей координате.

Элементы опорно-двигательного аппарата моделировались линейно-упругими моделями, так как в диссертации рассматривались только физиологические нагрузки, возникающие в теле человека в процессе его жизнедеятельности. Считалось, что после операции пациент должен



соблюдать особый щадящий режим и не должен подвергать себя излишним нагрузкам.

К основным уравнениям, определяющим состояние линейно-упругого тела в его внутренних точках, и условиям контакта необходимо добавить граничные условия на его поверхности. В решаемых в диссертации задачах граничные условия имели смешанный вид. Граница моделируемых элементов ПТК может быть разбита на 2 части (4), так что:

$$S = S_{\sigma} \cup S_u. \quad (4)$$

На части границы  $S_{\sigma}$  действуют поверхностные силы (2.5):

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3)n_j|_{S_{\sigma}} = P_i(x_1, x_2, x_3), \quad (5)$$

где  $P_i$  – компоненты вектора заданных на  $S_{\sigma}$  поверхностных сил,  $n_j$  – компоненты вектора внешней нормали к поверхности.

На части границы  $S_u$  заданы перемещения (6):

$$u_i(x_1, x_2, x_3)|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3), \quad (6)$$

где  $u_i^*$  – компоненты вектора заданных на  $S_u$  перемещений.

Величины нагрузок варьировались и зависели от веса тела пациента.

При моделировании одного позвоночно-двигательного сегмента пояснично-крестцового отдела позвоночника к верхним концевым пластинам каждого позвонка прикладывалась компрессионная распределенная нагрузка в 200 Н, действующая в направлении осей тел позвонков (в направлении, противоположном внешней нормали к верхней замыкательной пластинке позвонка, рисунок 1). Данный способ нагружения называется сопутствующей (или следящей) нагрузкой и позволяет моделировать действие на позвоночник распределенного веса тела человека. Аналогичные условия нагружения использовались и при исследовании более протяженных сегментов позвоночника. Нижняя концевая пластина нижнего позвонка жестко закреплялась.

Наклоны и поворота тела человека моделировались приложением изгибающих и скручивающих моментов, распределенных по верхней замыкательной пластине верхнего моделируемого позвонка. Величины моментов составляли от 7.5 до 10 Н\*м и брались из литературы.

Бедренные кости с установленными интрамедуллярными стержнями нагружались силами и моментами (для моделирования веса тела человека и мышечные усилия), которые прикладывались распределенными образом к головке кости. Нижняя часть кости в области коленного сустава жестко закреплялась. В модели тазовых костей с эндопротезами рассматривалась осевая нагрузка (имитирующая вес тела человека), прикладываемая к торцу ножки эндопротеза и действующая вдоль ее оси, а верхние части подвздошных костей жестко закреплялись.

При исследовании компенсаторных механизмов в позвоночнике модель позвоночника предварительно наклонялась в сагиттальной (боковой) плоскости, а затем в этой плоскости рассчитывалось перемещение седьмого шейного позвонка и прикладывалось к нему в обратном направлении.

При моделировании сегментов позвоночника исследовалась следующая нагрузка, выражающаяся в том, что к верхним замыкательным пластинкам позвонков прикладывалась распределенная сжимающая сила, действующая в направлении противоположном внешней нормали к верхней замыкательной пластинке позвонка, что продемонстрировано на рисунке 1.

Далее математически опишем условия типов контактного взаимодействия.

На рисунке 2 показаны изображения тел позвонка и межпозвонкового диска, обозначенные через  $A$  и  $B$ . Контактная поверхность обозначена  $S_{cont}$ , а усилия на контактной поверхности  $t_1$  и  $t_2$ .

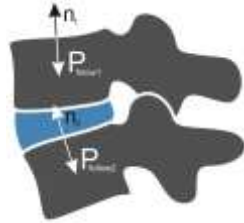


Рисунок 1 – Следящая нагрузка, приложенная к позвоночно-двигательному сегменту

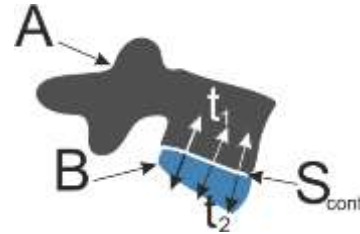


Рисунок 2 – Контактное взаимодействие позвонка и межпозвонкового диска

При контакте двух тел на поверхности контакта  $S_{cont}$  (рисунок 2) должно выполняться условие непроникания одного тела в другое, которое может быть записано в виде (2.7)

$$(\mathbf{x}_A - \mathbf{x}_B) \cdot \mathbf{n} = 0. \quad (7)$$

Здесь  $\mathbf{x}_A, \mathbf{x}_B$  – радиус-векторы точек тел  $A, B$ , а  $\mathbf{n}$  – единичная нормаль к поверхности контакта  $S_{cont}$ .

Также на границе контакта возникают распределенные по поверхности контакта сжимающие усилия, направленные по нормали (рисунок 2):

$$t_{ni} = \mathbf{t}_i \cdot \mathbf{n} \leq 0. \quad (8)$$

Неравенство (8) выполняется, если тела находятся в контакте.

Касательные усилия на контактной поверхности  $t_{ti}$  могут быть как положительными, так и отрицательными. Они подчиняются закону трения Кулона (9), в соответствии с которым при относительном движении контактирующих тел

$$|t_{ti}| = \mu_{cont} |t_{ni}|. \quad (9)$$

Здесь  $\mu_{cont}$  – коэффициент трения.

В соответствии с (7) – (9) в данной работе ставились следующие условия контакта (10) и (11):

*полный контакт (Bonded в Ansys)*

$$\begin{aligned} u_i^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= u_i^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}, \\ \sigma_{ij}^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= \sigma_{ij}^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}, \end{aligned} \quad (10)$$

*контакт с трением (Contact with friction в Ansys)*

$$\begin{aligned} u_n^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= u_n^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}, \\ \sigma_n^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= \sigma_n^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}. \end{aligned} \quad (11)$$

Здесь  $u_i^A, u_i^B$  – компоненты векторов перемещений контактирующих точек тел  $A$  и  $B$  соответственно,  $\sigma_{ij}^A, \sigma_{ij}^B$  – компоненты тензоров напряжений

контактирующих точек тел  $A$  и  $B$  соответственно,  $u_n^A, u_n^B$  – проекции векторов перемещений контактирующих точек тел  $A$  и  $B$  соответственно на вектор внешней нормали к телу  $A$ ,  $\sigma_n^A, \sigma_n^B$  – проекции векторов напряжений контактирующих точек тел  $A$  и  $B$  соответственно на внешние нормали.

Контактная задача формулировалась с помощью метода множителей Лагранжа, при котором потенциал контактных сил (12) добавляется к уравнению принципа возможных перемещений:

$$W_{cont} = - \int_{S_{cont}} \mathbf{t}(\mathbf{x}_A - \mathbf{x}_B) ds. \quad (12)$$

Здесь  $\mathbf{t}$  – вектор контактных усилий, которые действуют по поверхности контакт двух тел  $A, B$ , являющийся множителем Лагранжа, подлежащий определению.

Исследуемые твердотельные модели элементов ПТК строились таким образом, чтобы контактирующие тела в исходном недеформируемом были в плотном контакте без зазоров. При этом строилась совместная вычислительная конечно-элементная сетка. Условия нагружения также не предполагали выход тел из контакта, что подтверждалось результатами моделирования.

При моделировании элементов ПТК в данном исследовании использовалось два типа контактного взаимодействия: полный контакт («склейка» контактирующих поверхностей) и контакт с трением (таблица 1).

Таблица 1 – Контактующие тела и типы контактного взаимодействия

Контактирующие тела	Тип контактного взаимодействия
Позвонок-межпозвоноквый диск	Полный контакт (Bonded в Ansys)
Позвонок-фасеточный сустав	Полный контакт (Bonded в Ansys)
Позвонок-имплантат	Полный контакт (Bonded в Ansys)
Бедренная кость-имплантат	Полный контакт (Bonded в Ansys)
Губчатая кость-кортикальная кость	Полный контакт (Bonded в Ansys)
Тазовая кость-имплантат	Полный контакт (Bonded в Ansys)
Костные отломки	Контакт с трением (Contact with friction в Ansys)
Чашка-вкладыш эндопротеза	Контакт с трением (Contact with friction в Ansys)

Давление в интрамедуллярном стержне Fixion моделировалось в соответствии со следующими предположениями. Формулировка связанной задачи, описывающей действие гидростатической жидкости на твердое тело (стержень), требует увеличения внутренней виртуальной работы для твердого тела за счет энергии жидкости.

Выражение, описывающее внутреннюю энергию такой системы, записывается следующим образом:

$$W' = W + \int_{S_s} t_{si} v_{si} dS + \int_{S_f} t_{fi} v_{fi} dS,$$

где  $W$  – внутренняя энергия твердого тела,  $S_s$  – текущая поверхность твердого тела, окружающая объем жидкости,  $S_f$  – текущая поверхность со стороны жидкости, охватывающая объем жидкости,  $t_{si}$  –  $i$ -я компонента поверхностного сцепления (натяжения) в точках поверхности  $S_s$ ,  $t_{fi}$  –  $i$ -я

компонента поверхностного сцепления (натяжения) в точках поверхности  $S_f$ ,  $v_{si}$  –  $i$ -я компонента скорости точек поверхности  $S_s$ ,  $v_{fi}$  –  $i$ -я компонента скорости точек поверхности  $S_f$ .

Поскольку жидкость полностью заполняет интрамедуллярный стержень и система находится в равновесии, поверхностное сцепление в точке на поверхности стержня должно быть равно по модулю и противоположно поверхностному натяжению в точке на поверхности жидкости, с которой она соприкасается. Поверхностное натяжение представляет собой нагрузки, оказываемые жидкостью и стержнем друг на друга. Предположим, что вязкость жидкости отсутствует, поэтому поверхностное сцепление имеет только нормальные ненулевые компоненты:

$$t_{si} = -t_{fi} = -pn_i,$$

здесь  $p$  – давление жидкости,  $n_i$  –  $i$ -ая компонента внешней нормали к поверхности жидкости.

Если пренебрегать инерционными силами, то вариация потенциальной энергии системы с использованием формулы Остроградского-Гаусса примет вид:

$$\delta W' = \delta W + p \int_{S_s} n_i \delta v_{si} dS - \delta p \left( \int_{S_s} n_i v_{si} dS - \int_{V_f} v_{fi,i} dV \right),$$

где  $V_f$  – текущий объем жидкости,  $v_{fi,i}$  – дивергенция скорости.

Второй член в правой части этого уравнения представляет собой виртуальную работу, совершаемую гидростатическим давлением жидкости.

Так как давление жидкости однородно, то  $\dot{V}_f = \int_{V_f} v_{fi,i} dV$ . Аналогично  $\dot{V}_s = \int_{S_s} n_i \delta v_{si} dS$ . Тогда  $\delta W' = \delta W + p \delta \dot{V}_s - \delta p (\dot{V}_s - \dot{V}_f)$ .

Если жидкость является несжимаемой, то  $\delta W' = \delta W + p \delta \dot{V}_s - \delta p \dot{V}_s$ .

При моделировании в Ansys задачи об остеосинтезе переломов бедренной кости интрамедуллярным стержнем Fixion, нагруженным внутренним давлением, использовался конечный элемент HSFLD242 (3D гидростатический элемент). HSFLD242 имеет форму пирамиды с основанием на поверхности трехмерного твердого тела и вершиной в узле давления. Узлы в основании элемента, общие с трехмерным твердым телом, имеют только степени свободы перемещения. Узел давления имеет одну степень свободы гидростатического давления и является общим для всех элементов гидростатической жидкости, определяющих ее объем. Связь между объемом жидкости и твердым телом моделировалась путем применения гидростатического давления жидкости в качестве поверхностной нагрузки.

При моделировании сосудов виллизиевого круга с аневризмами кровь считалась ньютоновской, вязкой несжимаемой жидкостью, течение которой предполагалось ламинарным (число Рейнольдса находилось в диапазоне от 84 до 305). Коэффициент динамической вязкости считался равным 0.0035 Па\*с, плотность крови равнялась 1050 кг/м<sup>3</sup>. Стенки сосудов считались жесткими недеформируемыми.

Течение крови по сосудам виллизиевого круга описывалось системой уравнений Навье-Стокса (13):

$$\rho \left( \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} \right) = -\rho \operatorname{grad} p + \mu \nabla^2 \mathbf{v}, \quad (13)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{v} = 0.$$

Здесь  $\rho$  – плотность крови,  $\mathbf{v} = \mathbf{v}(x, y, z, t) = (v_1, v_2, v_3)$  – вектор скорости крови,  $\mu$  – коэффициент динамической вязкости,  $p(x, y, z, t)$  – давление крови.

Граничные условия записывались следующим образом:

*на боковых стенках базилярной и мозговых артерий*

- ставились условия прилипания, выражающиеся в равенстве нулю скорости крови (14):

$$\mathbf{v}(x, y, z, t)|_{\text{бок}} = 0, \quad (14)$$

*на входе (inlet) в базилярную артерию*

- при рассмотрении 3D модели аневризмы конкретного пациента и 2D асимметричных моделей сосудов с аневризмами задавалась нормальная к входному сечению компонента скорости с прямоугольным профилем (15), график изменения которой по времени показан на рисунке 3:

$$v_n(x, y, z, t)|_{\text{inlet}} = v_{in}(t), \quad (15)$$

- при рассмотрении плоских моделей сосудов с аневризмами задавался график давления (16), показанный на рисунке 4:

$$p(x, y, z, t)|_{\text{inlet}} = p_{in}(t), \quad (16)$$

*на выходах (outlet) из задних мозговых артерий*

- при рассмотрении 3D модели аневризмы конкретного пациента и 2D асимметричных моделей сосудов с аневризмами задавалось нулевое давление (17):

$$p(x, y, z, t)|_{\text{outlet}} = 0, \quad (17)$$

- при рассмотрении 2D симметричных моделей сосудов с аневризмами задавался с запаздыванием 0.01 секунды (запаздывание из-за конечной скорости пульсовой волны давления, которая принималась равной 8 м/с) по времени график давления (18), показанный на рисунке 4:

$$p(x, y, z, t)|_{\text{outlet}} = p_{in}(t + 0.01). \quad (18)$$

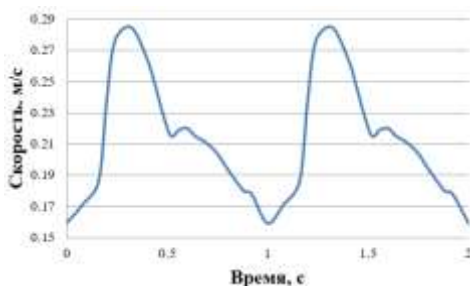


Рисунок 3 – График скорости  $v_{in}(t)$  на входе в базилярную артерию

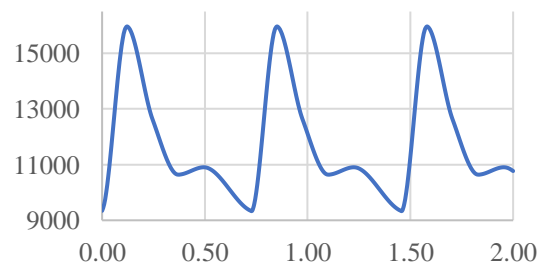


Рисунок 4 – Зависимость давления (Па)  $p_{in}(t)$  от времени (с) на входе в базилярную артерию

В начальный момент времени  $t = 0$  ставили условия (19)

$$v_1 = 0, v_2 = 0, v_3 = 0, p = 0. \quad (19)$$

Время расчета составляло 2 секунды, что соответствовало двум (рисунок 3) или трем (рисунок 4) сердечным циклам. Шаг по времени принимался равным 0.01 с. Анализировали последнюю секунду (последний период сердечного цикла), чтобы минимизировать влияние нулевых начальных условий на решение.

Для 3D модели аневризмы конкретного пациента и 2D асимметричных моделей сосудов с аневризмами решались уравнения (13) с граничными условиями (14), (15) и (17) и начальными условиями (19), а для 2D симметричных моделей сосудов с аневризмами решались уравнения (13) с граничными условиями (14), (16) и (18) и начальными условиями (19). Решение поставленных краевых задач осуществлялось численно в программе Ansys CFX методом конечных объемов.

Решение задач биомеханики осуществлялось численно. В качестве численного метода решения задач биомеханики опорно-двигательного аппарата использовался метод конечных элементов, реализованный в пакете Ansys и в программной платформе Аккорд, а также системе предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D. Задачи биомеханики сердечно-сосудистой системы решались численно в системе Ansys CFX методом конечных объемов.

При численном решении задач осуществлялось построение конечно-элементной (конечно-объемной) сетки, для которой выполнялся анализ сеточной сходимости. Последний позволял определить характерный размер элемента вычислительной сетки, мало влияющей на результаты моделирования.

Сеточная сходимость анализировалась при численном решении всех задач, результаты которых представлены в данной работе.

При анализе сеточной сходимости в задачах, решаемых численно для элементов опорно-двигательного аппарата в Ansys Mechanical и сердечно-сосудистой системы в Ansys CFX, добивались того, чтобы в зависимости от количества узлов результаты моделирования отличались друг от друга не более, чем на 5%. На рисунке 5 показан график сеточной сходимости для задачи о моделировании сегмента позвоночника в рамках первого демонстрационного эксперимента, результаты которого описаны в Главе 7. График сеточной сходимости для задачи о течении крови по плоским моделям артерий с аневризмами показан на рисунке 6. На рисунке 7 показан фрагмент типовой вычислительной сетки для модели позвоночно-двигательного сегмента. При численном решении задачи о течении крови по пространственной модели артерий виллизиевого круга с аневризмами создавались тетраэдрические конечные элементы с 5 пристеночными призматическими слоями (функция inflation), что показано на рисунке 8.

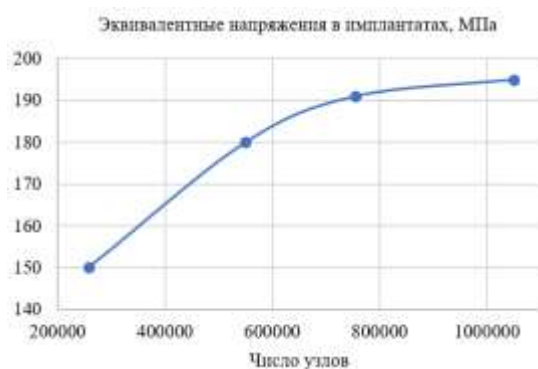


Рисунок 5 – График сеточной сходимости: эквивалентные напряжения в имплантатах (в МПа) в зависимости от числа узлов в модели

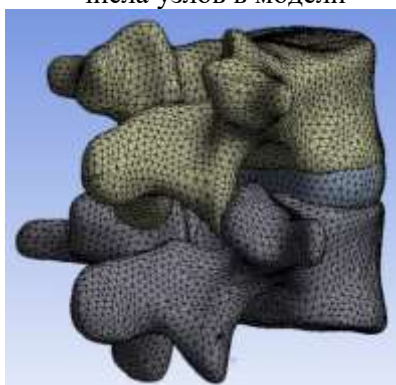


Рисунок 7 – Фрагмент типовой сетки для модели позвоночно-двигательного сегмента

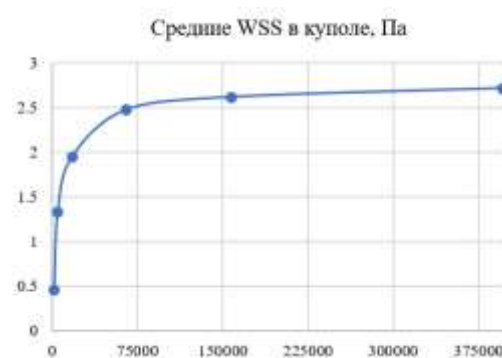


Рисунок 6 – График сеточной сходимости: средние касательные напряжения в куполе аневризмы (в Па) в зависимости от числа узлов в модели

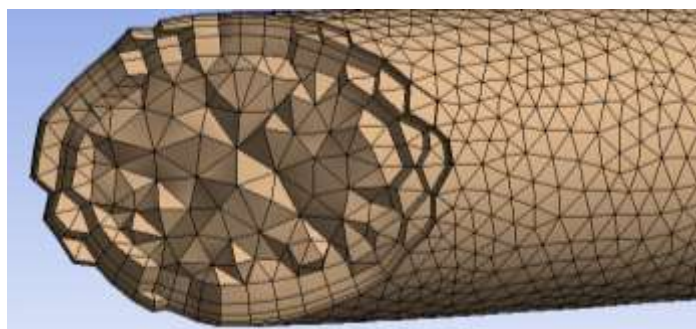


Рисунок 8 – Фрагмент вычислительной сетки с пристеночными слоями

Оценивался также такой параметр сетки, как асимметричность конечных элементов (*skewness*). Аналогичная оценка выполнялась и для пространственных моделей артерий виллизиевого круга и моделей элементов опорно-двигательного аппарата.

В **Главе 3** представлены результаты выполнения механических натуральных экспериментов по одноосному сжатию губчатой кости головок бедра, а также результаты сканирования в компьютерном томографе образцов губчатой костной ткани головок бедра и образцов водного раствора гидроортофосфата калия с известной минеральной плотностью. При изучении механических свойств губчатой костной ткани в рамках данного диссертационного исследования были решены следующие задачи:

- иллюстрация работы матриц свертки (конволюционного ядра) на примере изображений КТ позвоночника,
- оценка влияния различных конволюционных ядер, эффекта «beam-hardening», а также других параметров настройки компьютерного томографа на единицы Хаунсфилда губчатой костной ткани головок бедра и калиброванных образцов водного раствора гидроортофосфата калия [399] с известной минеральной плотностью,



- проведение натуральных экспериментов на одноосной испытательной машине Instron 5944 по одноосному сжатию образцов губчатой костной ткани головок бедренной кости,
- определение зависимости между единицами Хаунсфилда и значениями модуля Юнга губчатой ткани головок бедренных костей человека при различных заболеваниях тазобедренного сустава.
- проектирование базы данных «Механическая» для хранения механических свойств элементов ПТК и имплантатов.

Приведенный в **Главе 3** подход позволяет получать механические свойства тканей конкретного пациента, что крайне важно при персонализированном подходе к планированию лечения. При этом для обобщения полученных формул и возможности их применения с другими компьютерными томографами необходимо провести серию экспериментов по их адаптации на КТ исследованиях, полученных с помощью томографов различных производителей и модификаций.

В разделе 3.1 показано, что величина тока КТ не оказывает существенного влияния на единицы Хаунсфилда. Выявлено, что различные конволюционные ядра компьютерного томографа Canon (Toshiba) дают существенно разные единицы Хаунсфилда при сканировании «на воздухе» одних и тех же образцов костных тканей и калиброванных образцов с известной минеральной плотностью. Подтверждено, что эффект усиления жесткости рентгеновского излучения «beam hardening» существенно влияет на единицы Хаунсфилда и должен учитываться при оценке минеральной плотности костной ткани. Впервые получены регрессионные зависимости (рисунок 9) для пересчета единиц Хаунсфилда из экспериментов «на воздухе» в единицы Хаунсфилда тех же образцов с учетом окружающих тканей (в фантоме).



Рисунок 9 – Регрессионные зависимости пересчета единиц Хаунсфилда из «на воздухе» в «в фантоме» для образцов K<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> и образцов губчатой кости для ядра FC17

В разделе 3.2 представлены результаты получения регрессионных зависимостей для расчета модуля Юнга губчатой костной ткани через единицы Хаунсфилда. На КТ были обследованы образцы головок бедра 150 пациентов (рисунок 10). Для каждой головки фиксировались: первая буква



фамилии, возраст (год рождения), пол, объем экспериментального образца и среднее значение единиц Хаунсфилда.

После проведения КТ фрагменты головок бедренных костей отправлялись в лабораторию кафедры математической теории упругости и биомеханики Саратовского университета для проведения экспериментов по их сжатию с целью определения модуля Юнга на универсальной испытательной машине Instron 5944. Величина преднагрузки составляла 10 Н, скорость нагружения – 30 мм/мин. Форма образцов позволяла провести замеры площади поперечного сечения образца путем простейших измерений длины и ширины с помощью электронного штангенциркуля.

В результате экспериментов были определены значения максимальных напряжений и деформаций, построены графики зависимости «напряжение-деформация» (рисунок 11), а также были вычислены значения модуля Юнга для каждого исследованного образца.



Рисунок 10 – Образцы костных тканей головок бедра: при выполнении КТ и при выполнении эксперимента на сжатие

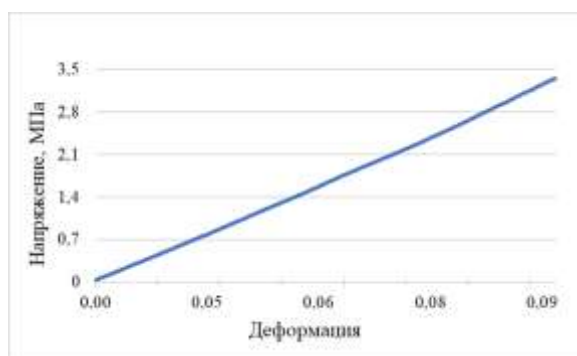


Рисунок 11 – График зависимости «напряжение-деформация» для губчатой ткани фрагмента головки бедренной кости пациента (С., 1962 г.р., жен)

Впервые были получены зависимости между единицами Хаунсфилда и модулем Юнга костной ткани с учетом кода МКБ-10 (таблица 2). Данные формулы в рамках диссертационного исследования применялись для определения механических характеристик костей при биомеханическом моделировании хирургических операций, в том числе в описанных в Главе 8 демонстрационных экспериментах, а также при апробации разработанной программной платформы для систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой (Глава 8).

Таблица 2 – Модели линейной множественной регрессии и мультипликативные модели с учетом кода МКБ-10

Код МКБ-10	Модели
M16.0	$E=0,19 \text{ HU}+14,46; R^2=0,64$ $E=e^{1,05*\ln(\text{HU})-1,77}; R^2=0,74$
M16.1	$E=0,24 \text{ HU}-5,79; R^2=0,71$ $E=e^{1,08*\ln(\text{HU})-2,02}; R^2=0,75$
M16.2	$E=0,18 \text{ HU}+50,10; R^2=0,67$ $E=e^{0,64*\ln(\text{HU})+0,95}; R^2=0,61$
M84.1	$E=0,18 \text{ HU}+13,67; R^2=0,75$ $E=e^{0,79 \ln(\text{HU})-0,28}; R^2=0,78$
M87.0	$E=0,17 \text{ HU}+12,20; R^2=0,80$ $E=e^{0,82 \ln(\text{HU})-0,49}; R^2=0,78$
M16.3, M16.5, M16.6, M16.7, M17.0, M21.9, M87.2, M95.8, M95.9	$E=0,20 \text{ HU}+4,55; R^2=0,60$

Выявлено, что значения модуля Юнга, полученные в ходе натурального эксперимента, почти не отличаются от прогнозных значений, полученных по результатам численного эксперимента для тканей головок бедренной кости. Присутствие погрешности в прогнозируемом значении модуля Юнга обусловлено существенной неоднородностью костной ткани за счет наличия патологических процессов (остеонекроз, остеосклероз, остеопороз). При этом стоит отметить, что погрешность для прогнозируемых значений модуля Юнга, определенных по формулам с учетом кода МКБ-10, значительно ниже. На основании этого в дальнейшем использовать целесообразно именно их.

Разработанная методика, а также определенные в рамках натуральных экспериментов и с помощью разработанной зависимости через единицы Хаунсфилда модули упругости губчатой костной ткани легли в основу разработки базы данных «Механическая».

**Глава 4** посвящена исследованию сагиттального баланса позвоночника и его напряженно-деформированного состояния при различных вариантах лечения последствий его заболеваний и повреждений, а также при возникновении в нем компенсаторных деформаций в ответ на патологические изменения параметров сагиттального баланса. Были поставлены и решены следующие задачи:

- оценить напряженно-деформированное состояние сегмента позвоночника для обоснования оптимального варианта корригирующей операции на позвоночнике, позволяющего минимизировать напряжения и деформации за счет выбора рациональной величины коррекции сагиттальных позвоночно-тазовых параметров и компоновки транспедикулярной системы;
- разработать оригинальные обобщающие формулы, позволяющие вычислять для конкретного пациента оптимальные параметры сагиттального баланса на основе данных рентгенографии;
- исследовать напряженно-деформированное состояние элементов позвоночника при патологических изменениях наклона крестца;
- апробировать разработанные оригинальные обобщающие формулы на примере работы мобильного приложения «СпиноМетр» и программы для настольного компьютера Surgimar с использованием данных конкретных пациентов НИИТОН СГМУ.

Показано, что выбор рациональной величины коррекции сагиттальных позвоночно-тазовых параметров и компоновки транспедикулярной системы позволяет биомеханически обосновать оптимальный вариант корригирующей операции на позвоночнике, позволяющий минимизировать напряжения и деформации в позвонках и системе фиксации. Этот вывод демонстрирует непосредственную связь между параметрами сагиттального баланса и параметрами напряженно-деформированного состояния позвоночника.

Впервые были разработаны обобщающие формулы, связывающие параметры сагиттального баланса. Эти формулы позволяют рассчитывать такие параметры, как LL, SS и PT через параметр PI для конкретного пациента на этапе предоперационного планирования. Разработанные формулы определяют, какой параметр и на сколько необходимо скорректировать при выполнении хирургического лечения заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса конкретного пациента. Ниже показаны формулы, связывающие параметры сагиттального баланса, полученные в данной работе. Формула, PT(PI) была получена с учетом геометрической связи между PI, PT и SS:  $PI = PT + SS$ .

$$LL = 0,502*PI + 33,90;$$

$$SS = 0,476*PI + 15,62;$$

$$PT = 0,524*PI - 15,62.$$

Проведенный статистический анализ показал, что зависимости между PI, LL и SS у пациентов с патологиями ПТК в среднем могут быть описаны теми же зависимостями, что и у здоровых людей.

Также по результатам измерений SS, PI, LL у 52 пациентов НИИТОН СГМУ, дополненных литературными данными (всего 171 наборов данных) была построена линейная регрессионная зависимость

$$SS = 0,32*PI + 0,37*LL + 2,4.$$

Преимущество формулы, устанавливающей взаимосвязь между тремя основными параметрами сагиттального баланса – SS, PI и LL, подтверждается также величиной средней относительной ошибки аппроксимации, которая составила для этой зависимости 9,6%. Обобщающие формулы, связывающие параметры сагиттального баланса, впервые были использованы при разработке мобильного приложения «СпиноМетр», «Модуля геометрического планирования» системы поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой SmartPlan Ortho 2D, а также в программной платформе Аккорд. Показано, что мобильное приложение «СпиноМетр» эквивалентно программе Surgimar в части измерения параметров сагиттального баланса по данным вертикальной рентгенографии позвоночника.

Показано, что патологический поворот крестца (антеверсия и ретроверсия) вокруг бикоксофеморальной оси приводит к изменению основных угловых параметров сагиттального баланса. Исследовано также напряженно-деформированное состояние позвоночника, выявлено, что с точки зрения биомеханической теории развития остеохондроза характеристики напряженно-деформированного состояния позвоночника при ретроверсии более благоприятны, чем при антеверсии. Впервые выявлена и биомеханически обоснована взаимосвязь между геометрическими параметрами позвоночника (параметры сагиттального баланса) и его

напряженно-деформированным состоянием при патологических изменениях его профиля, а также после хирургического лечения.

**Глава 5** содержит результаты разработки и апробации количественных геометрических, биомеханических и клинических критериев оценки успешности лечения, которые могут быть использованы при предоперационном планировании хирургического лечения последствий заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса с биомеханической поддержкой решения врача. При разработке и апробации критериев были решены следующие задачи:

- разработка геометрических критериев оценки успешности лечения для оценки деформации и необходимой коррекции на позвоночнике и тазобедренном суставе;
- разработка биомеханических критериев оценки успешности лечения для оценки механической прочности, стабильности фиксации, срока службы имплантатов;
- разработка клинических критериев оценки успешности лечения для оценки качества жизни и уровня боли до и после лечения;
- апробация критериев оценки успешности на основе моделирования вариантов лечения спондилолистеза позвоночника конкретного пациента.

Разработаны и поделены на три группы критерии оценки успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК: геометрические, биомеханические и клинические (таблица 3). Геометрические критерии позволяют на дооперационном этапе оценить степень деформации патологического сегмента ПТК, спрогнозировать уровень и степень необходимой хирургической коррекции. Биомеханические критерии – оценить стабильность планируемых к установке имплантатов, прочностные характеристики системы «кость-имплантат в целом и ее компонентов. Другими словами, геометрические и биомеханические критерии позволяют сделать послеоперационный прогноз в ближайшей перспективе. Применение клинических критериев успешности направлено на обоснование или выбор успешного варианта лечения среди нескольких и на формулировку послеоперационного прогноза в отдаленном периоде после лечения.

Таблица 3 – Критерии оценки успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК

Геометрические	Биомеханические	Клинические
Значения основных параметров СБ удовлетворяют формулам (1) с допуском $\pm 7^{\circ}$ . Параметр $SVA < 5$ см При эндопротезировании ТБС соблюдены критерии успешности из таблицы 5.1	Относительные перемещения зафиксированных элементов ПТК: меньше – лучше (не более 3 мм внутри одного ПДС). Эквивалентные напряжения, интенсивность напряжения: меньше – лучше (не больше допустимых напряжений) Показатель ROM удовлетворяет критериям таблицы 5.2	Разность до- и послеоперационных баллов по опросникам (ВАШ, ODI, SF-36, Macnab и др.). Например, до- и послеоперационных баллов ODI – не менее 20 баллов.

Следует отметить, что критерии оценки успешности не предлагают хирургу какой-то новый вариант лечения, а только позволяют выполнить количественное сравнение рассматриваемых им вариантов и выбрать среди них успешный. Если же хирург хочет оценить только один вариант лечения, то с помощью критериев оценки успешности он также может определить его успешность в краткосрочной перспективе и в отдаленном периоде.

Критерии оценки успешности лечения внедрены в разработанную программную платформу Аккорд, которая реализует полный цикл предоперационного планирования в соответствии с методологией «планирование-моделирование-прогноз». Геометрические критерии оценки успешности также использованы при разработке мобильного приложения «СпиноМетр» для измерения актуальных и расчета оптимальных значений параметров СБ ПТК. Апробация «СпиноМетра» показала его межэкспертную надежность и высокую эффективность в сравнении с зарубежными аналогами. Апробация геометрических и биомеханических критериев оценки успешности неоднократно выполнялась при выборе и обосновании вариантов хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК.

Критерии оценки успешности лечения могут применяться специалистами разных областей с использованием платформы Аккорд и создаваемых на ее основе системах предоперационного планирования: хирургами (травматологами и ортопедами) при предоперационном планировании на автоматизированного рабочем месте врач), а также инженерами при обеспечении экспертной поддержки предоперационного планирования.

В качестве ограничений применения геометрических критериев успешности нужно отметить следующее. Известно, что при сочетанной патологии, называемой коксо-вертебральным синдромом и выражающейся в дегенеративно-дистрофическом заболевании и ТБС, и пояснично-крестцового сегмента позвоночника одновременно, не всегда целесообразно достигать оптимальных анатомических параметров ТБС и/или позвоночника. Например, показано, что длительность, выраженность и характер тазовых нарушений определяют целесообразность коррекции техники операции эндопротезирования. В некоторых случаях может быть показано сохранение укорочения или удлинения нижней конечности, а также изменение офсета относительно его значения для здоровой конечности. В таких случаях с точки зрения применения геометрических критериев успешности операция будет считаться неуспешной, но более правильной и выгодной для пациента.

Приведенные ограничения применения геометрических критериев успешности подтверждают, что для обеспечения качественного предоперационного планирования необходимо применение всех трех групп критериев оценки успешности.

Разработанные количественные критерии оценки успешности легли в основу создания Управляющего модуля «Биомеханическое моделирование»

программной платформы Аккорд и системы предоперационного планирования с биомеханической поддержкой решения SmartPlan Ortho 2D.

Геометрические критерии, в частности, интервалы значений угловых параметров сагиттального баланса, применяются в платформе Аккорд в автоматическом режиме. Программное обеспечение платформы подсказывает пользователю, какие параметры находятся в диапазоне нормы, а какие выходят из него и должны быть скорректированы. Биомеханические критерии пользователь ПО платформы должен применять самостоятельно при анализе напряженно-деформированного состояния элементов позвоночно-тазового комплекса. Клинические критерии, как и геометрические, применяются автоматически в специально разработанных калькуляторах прогноза результатов лечения.

Впервые критерии оценки успешности лечения были использованы и апробированы при поддержке решения врача при выборе успешного варианта лечения последствий травм и дегенеративно-дистрофических заболеваний пациентов НИИТОН СГМУ.

В **Главе 6** продемонстрировано применение методики биомеханического моделирования при типовых случаях предоперационного планирования с биомеханической поддержкой решения врача:

- выбор успешного варианта лечения последствий спондилолистеза поясничного отдела позвоночника,
- выбор наиболее рационального шеечно-диафизарного угла ножки имплантата при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава,
- доклиническая апробация интрамедуллярных фиксаторов нового типа для остеосинтеза диафизарных переломов бедренных костей.

Методика биомеханического моделирования применялась при типовых случаях, возникающих при предоперационном планировании лечения заболеваний и повреждений ПТК, при выборе успешного варианта лечения, а также при доклинической апробации имплантатов. Биомеханическое моделирование было выполнено для разных по сложности, функциональным характеристикам и механическим свойствам объектов: сегмент позвоночника, тазобедренный сустав и бедренные кости. В то же время, алгоритм применения биомеханического моделирования, постановка задачи биомеханики и анализ результатов ее решения един. Едиными также являются и биомеханические критерии оценки успешности лечения, разработанные в данной работе и примененные к рассмотренным в данной главе задачам. Результаты данной главы показывают универсальность предлагаемого в диссертации подхода биомеханического моделирования в рамках предоперационного планирования. Это демонстрирует возможность внедрения биомеханического моделирования в рутинную практику предоперационного планирования хирургического лечения.

В **Главе 7** представлены результаты разработки и биомеханического обоснования предикторов разрыва аневризм сосудов головного мозга. Также представлены результаты биомеханического моделирования результатов операций по исключению аневризм из потока крови. Для этого были поставлены и решены следующие задачи:

- проанализировать научную литературу и оценить пороговые значения предикторов разрыва аневризм сосудов головного мозга,
- выполнить биомеханическое моделирование двух моделей аневризм на основе данных конкретного пациента,
- выполнить биомеханическое моделирование течения крови по моделям аневризм, характеризуемых разными значениями предиктора разрыва,
- оценить течение крови по сосудам с аневризмами после их различных вариантов лечения.

В разделе 7.1 определены пороговые значения предикторов разрыва аневризм. Оценка пороговых значений предикторов разрыва аневризм сосудов головного мозга выполнена на основе статистического анализа данных научной литературы. Были рассмотрены такие предикторы, как AR (aspect ratio) и SR (size ratio), подробно описанные в Главе 1 диссертации. AR – максимальная высота аневризмы, деленная на средний диаметр шейки аневризмы. SR – максимальная высота аневризмы, деленная на средний диаметр ветви артерии, связанной с аневризмой. Выполнено сравнение ROC кривых для значений AR и SR (рисунок 13).

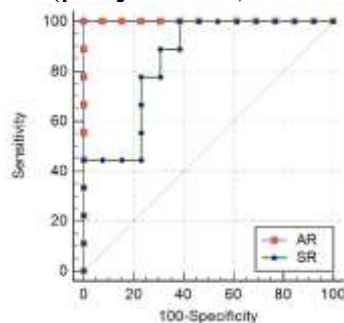


Рисунок 13 – Сравнение ROC кривых для AR (зеленая линия с синими точками) и SR (синяя линия с оранжевыми точками), (разница между площадями 0,092, P = 0,08)

ROC анализ для AR и SR (рисунок 13) показал самую высокую площадь под кривой ROC для параметра AR. Рассчитано, что пороговым значением является AR=1.2.

Далее в разделе 7.2 биомеханически обосновано применение предикторов разрыва при биомеханическом моделировании аневризмы конкретного пациента.

В разделе 7.3 проведена серия численных биомеханических расчетов, которая позволила обосновать возможность применения AR для определения риска разрыва симметричных и асимметричных аневризм. Была рассчитана разница между просуммированными WSS для каждого AR. Другими словами, рассчитано, на сколько процентов изменяются средние WSS на стенке

аневризмы при увеличении AR (рисунки 14, 15). Из рисунка 15 видно, что наибольшее скачкообразное изменение в процентном соотношении средних WSS на стенке аневризмы при увеличении AR было получено при увеличении AR с 0.9 до 1.1. Скачок в средних WSS при увеличении AR с 0.9 до 1.1 составил порядка 23%, хотя в других случаях не превысил 15%. Это показывает, что AR=1.1 является пределом (пороговым значением), при переходе через который существенно меняются характеристики потока внутри аневризмы. Можно предположить, что аневризмы с  $AR \geq 1.1$  становятся склонными к разрыву.

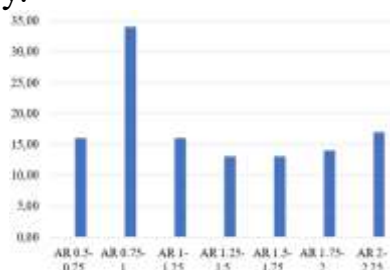


Рисунок 14 – Изменение средних WSS на стенке аневризмы при увеличении AR (асимметричные модели)

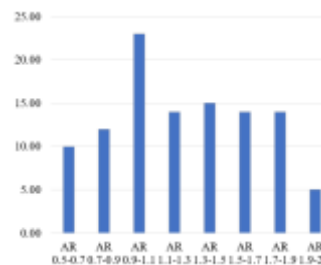


Рисунок 15 – Изменение средних WSS на стенке аневризмы при увеличении AR (симметричные модели)

В разделе 7.4 с помощью биомеханического моделирования были выявлены наиболее эффективные способы лечения аневризм.

Показано, что геометрические, и гемодинамические параметры не входят в противоречие друг с другом. Этот факт позволяет предположить, что они могут лечь в основу разработки удобных для использования в предоперационном планировании и объективных методик оценки риска разрыва аневризм сосудов головного мозга конкретного пациента. AR – морфологический параметр (предиктор разрыва аневризм), характерный для аневризм головного мозга, легко вычисляется и может использоваться при диагностике аневризм и обнаружении аневризм, склонных к разрыву на этапе предоперационного планирования. Показано, что среди рассматриваемых геометрических параметров (предикторов разрыва аневризм) значимым является AR. Более того, AR коррелирует с SR, поэтому параметр SR можно считать избыточным. Полученное значение критерия  $AR = 1,2$  логично и подтверждается ROC-анализом (критическое значение  $>1,20$ , чувствительность и специфичность равны 100, площадь под кривой ROC равна 1000,  $P < 0,001$ ). Полученное пороговое значение предиктора было обосновано и с помощью биомеханического численного моделирования. Проведенный биомеханический анализ позволил выявить наиболее оптимальный вариант лечения аневризм (заполнение аневризмы спиралями). В то же время, показано, что установка стента в дополнении к спиралям снижает средние касательные напряжения на стенке несущественно (не более 5-10%). Установка стента вместе со спиралями существенных изменений в гемодинамику в куполе аневризмы не вносит.



Геометрические критерии (геометрические параметры аневризмы) могут применяться автоматически по аналогии с геометрическими критериями успешности, разработанными в данной работе для позвоночно-тазового комплекса. Биомеханические критерии должны использоваться исследователем в ручном режиме при анализе параметров течения крови и напряженно-деформированного состояния стенок сосудов. Аналогичные критерии можно разработать и для болезней сердечно-сосудистой системы, например, для аневризм сосудов головного мозга. В этом контексте биомеханическое моделирование может быть применено как этап предоперационного планирования для обоснования необходимости хирургического или эндоваскулярного лечения и для выбора успешного варианта лечения аневризмы конкретного пациента. На самом деле, такими геометрическими критериями могут служить геометрические параметры аневризмы (AR – aspect ratio, равный 1.20, и нерегулярная форма аневризмы, предполагающая наличие неровностей на ее куполе), а биомеханическим критерием может служить среднее касательное напряжение в куполе аневризмы. В то же время предоперационное планирование лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы с биомеханической поддержкой решения врача должно проходить по тому же алгоритму, что и предоперационное планирование в травматологии и ортопедии для задач разных классов, решение которых представлено в Главе 6.

**Глава 8** содержит результаты внедрения биомеханического моделирования как этапа предоперационного планирования с биомеханической поддержкой решения врача. Для этого были решены следующие задачи:

- разработка принципов внедрения биомеханического моделирования в процесс предоперационного планирования,
- разработка режимов работы программной платформы Аккорд для систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса,
- обоснование эффективности платформы Аккорд при предоперационном планировании с биомеханической поддержкой,
  - апробация разработанной платформы,
  - разработка концепции системы поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой решения врача в хирургии.

Особое внимание уделено результатам внедрения биомеханического моделирования в предоперационное планирование, выполненное совместно с травматологами и ортопедами НИИТОН СГМУ. Представлены результаты выполнения трех демонстрационных экспериментов, показывающих, что биомеханическое моделирование представляет собой эффективный инструмент оценки вариантов хирургического лечения заболеваний и

повреждений ПТК и позволяет выбрать наиболее оптимальный с точки зрения биомеханики вариант. Это особенно важно, когда врач рассматривает аналогичные варианты, возможные с точки зрения геометрического планирования и удовлетворяющие как сложившейся практике лечения, так и техническим требованиям производителей имплантатов, и клиническим рекомендациям. Биомеханическое моделирование позволяет оценить стабильность фиксации, срок службы имплантатов, выявить варианты лечения, которые могут привести к поломке конструкции и нарушению консолидации отломков.

В разделе 8.1 описаны результаты внедрения биомеханического моделирования в программную платформу Аккорд для систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса.

В основу разработки платформы Аккорд легли научные результаты, представленные в данной диссертации:

- методика неинвазивного определения модуля Юнга губчатой костной ткани по данным КТ;
- оригинальные формулы для расчета оптимальных значений основных параметров сагиттального баланса по данным рентгенографии;
- критерии оценки успешности хирургического лечения последствий заболеваний и повреждений ПТК.

Представлен алгоритм осуществления биомеханического моделирования в рамках предоперационного планирования с использованием программной платформы Аккорд.

Раздел 8.2 посвящен разработке режимов работы платформы Аккорд. Разработаны режимы «Персональная виртуальная операционная» (ПВО) и «Региональный центр» (РЦ), которые позволяют выполнять предоперационное планирование с биомеханической поддержкой решения врача для стандартных клинических случаев, так и для случаев сочетанных патологий. Оба режима нацелены на автоматизацию процесса биомеханического моделирования и реализуются с помощью компонентов платформы Аккорд.

В режиме ПВО хирург самостоятельно планирует лечение «стандартных» клинических случаев и использует настольный компьютер в клинике, что позволяет решать задачу предоперационного планирования в упрощенной постановке. В режиме ПВО используется базовая версия программного обеспечения, имеющего ограничения в постановке задачи биомеханики. В случае, если врач какой-либо медицинской организации (МО) не имеет возможности самостоятельно выполнить предоперационное планирование, то он может обратиться за помощью к специалистам РЦ. Специалисты РЦ собирают исходные данные, необходимые для выполнения предоперационного планирования, адаптируют их для специалистов ТЦ и передают постановку задачи в ТЦ. Специалисты ТЦ выполняют

предоперационное планирование, результаты которого передают в РЦ. РЦ, в свою очередь, адаптирует результаты планирования для врача МО и передает их в МО.

Методики геометрического планирования и биомеханического моделирования являются едиными для всех режимов работы платформы Аккорд и СППВР, созданных на ее базе.

Выполнено обоснование эффективности биомеханического моделирования при предоперационном планировании (раздел 8.3).

Эффективность биомеханического моделирования, реализованного в платформе Аккорд, при выполнении предоперационного планирования подтверждена в рамках выполнения демонстрационных экспериментов (ДЭ). ДЭ посвящены геометрическому планированию и биомеханическому моделированию результатов хирургического реконструктивного лечения конкретного пациента:

- на плановом лечении по поводу спондилолистеза поясничного отдела позвоночника (первый ДЭ, режим РЦ, рисунок 16);
- на плановом лечении по поводу дегенеративно-дистрофического заболевания тазобедренного сустава (второй ДЭ, режим ПВО 2D, рисунок 17);
- на плановом лечении по поводу спондилолистеза поясничного отдела позвоночника (третий ДЭ, режим ПВО 3D, рисунок 18).

Цель ДЭ состояла в том, чтобы показать возможности и эффективность биомеханического моделирования при выборе успешного варианта хирургического реконструктивного лечения патологии позвоночника (первый и третий ДЭ) и тазобедренного сустава (второй ДЭ).

В рамках каждого ДЭ решалась математическая задача биомеханики об определении напряженно-деформированного состояния моделируемого сегмента ПТК с установленными моделями имплантатов под действием типовых внешних поверхностных усилий и моментов (постановка задачи описана в разделе 2.5 диссертации). Моделируемые сегменты ПТК, а также имплантаты считались изотропными упругими телами. Для упрощения постановки задачи такие элементы ПТК, как связочный аппарат, моделировались одномерными упругими элементами типа пружина. Модуль упругости губчатой костной ткани рассчитывался на основе данных КТ пациента. Исходными данными для моделирования являлись результаты лучевого обследования (компьютерная томограмма и рентгенограмма) сегмента ПТК.

ДЭ выполнялись диссертантом. Специалисты НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии Саратовского государственного медицинского университета имени В. И. Разумовского (НИИТОН СГМУ) оказывали медицинскую поддержку при клинической оценке результатов ДЭ. Первый ДЭ был выполнен в 2019 году, второй ДЭ выполнен в 2020 году, третий ДЭ

выполнен в 2021 году. Второй и третий ДЭ демонстрируют режим ПВО и применение биомеханического моделирования с помощью ПО платформы Аккорд при предоперационном планировании вариантов лечения.

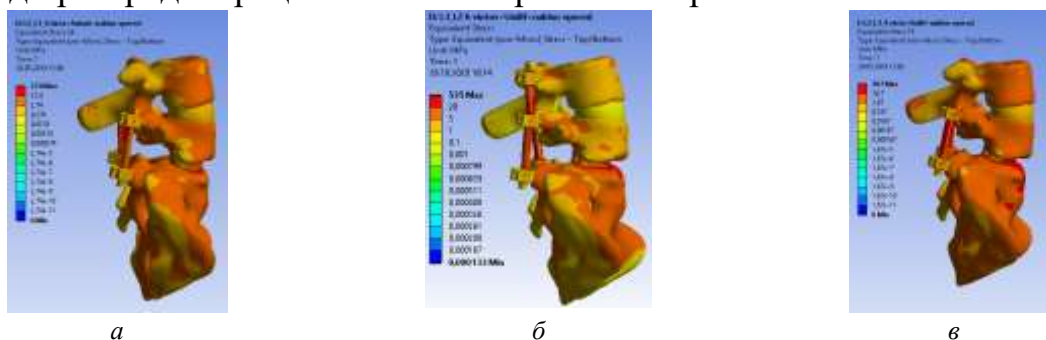


Рисунок 16 – Рассчитанные в Ansys поля эквивалентных напряжений в модели (нагружение следящей нагрузкой и изгибающий момент – наклон вперед): *а* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж Adonis, *б* – транспедикулярная фиксация 6 винтами и кейдж Unilif, *в* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж Unilif

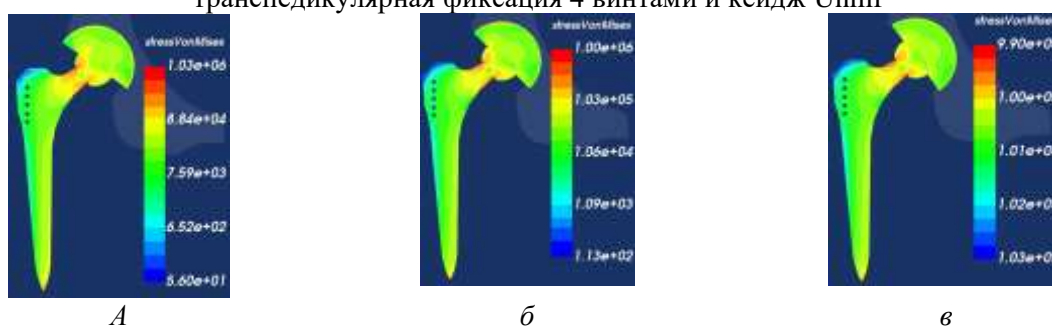


Рисунок 17 – Рассчитанные с помощью платформы Аккорд в режиме «ПВО» (2D) эквивалентные напряжения в имплантатах (МПа): *а* – угол наклона чашки 35 градусов, *б* – угол наклона чашки 45 градусов, *в* – угол наклона чашки 55 градусов

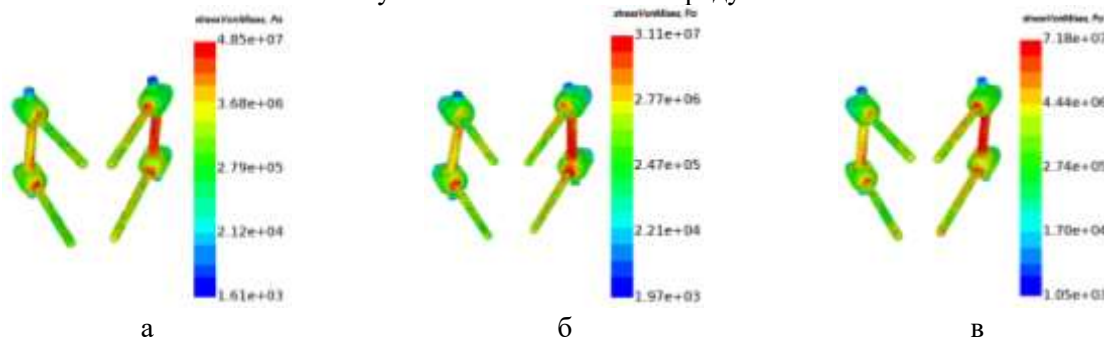


Рисунок 18 – Рассчитанные с помощью платформы Аккорд в режиме «ПВО» (3D) эквивалентные напряжения (в Па) в имплантатах: *а* – транскutánная транспедикулярная фиксация L3-L4 сегмента позвоночника с редукцией L4 позвонка; *б* – открытая транспедикулярная фиксация L3-L4 сегмента позвоночника с редукцией L4 позвонка и одномоментный межтеловой спондилодез L3-L4 по методике TLIF; *в* – транскutánная транспедикулярная фиксация L3-L4 сегмента позвоночника с редукцией L4 позвонка и одномоментный межтеловой MIS спондилодез по методике DLIF

Раздел 8.4 содержит результаты апробации биомеханического моделирования на базе платформы Аккорд при предоперационном планировании хирургического лечения.

Апробация биомеханического моделирования (БМ) на базе платформы Аккорд в режимах «Региональный центр» и «Персональная виртуальная операционная» (3D) проводилась в два этапа, представленные в таблице 4.

Таблица 4 – План апробации работы платформы Аккорд

	Этап апробации	Апробация компонентов платформы Аккорд	Количество пациентов,
1	1 этап. Апробация в режиме работы РЦ	Апробация ГП и БМ в режиме РЦ с использованием БД «Медицинская», «Модельная» и «Механическая» платформы Аккорд. Цель: показать возможности способа ПП (с использованием компонентов платформы Аккорд и специализированного ПО) при обосновании успешного варианта лечения для конкретного пациента.	24
2	2 этап. Апробация в режиме работы ПВО (3D)	Апробация ГП, БМ с использованием БД «Медицинская», «Модельная» и «Механическая» в режиме ПВО (3D) с использованием платформы Аккорд. Цель: показать возможности способа ПП (с использованием компонентов платформы Аккорд) при обосновании успешного варианта лечения для конкретного пациента.	4
2	2 этап. Апробация в режиме работы ПВО (3D)	Апробация ГП, БМ с использованием БД «Медицинская», «Модельная» и «Механическая» в режиме ПВО (3D) с использованием платформы Аккорд. Цель: показать возможности способа ПП (с использованием компонентов платформы Аккорд) при обосновании успешного варианта лечения для конкретного пациента.	4

Технологическая компонента апробации, заключающаяся в обработке обезличенных исходных данных пациентов, образцов имплантатов, работе с платформой и ее компонентами, выполнении ГП, БМ и с помощью специализированного ПО (1 этап апробации, программы Ansys, SolidWorks), выполнялась диссертантом.

Медико-экспертная компонента апробации, заключающаяся в сборе, анализе и предоставлении обезличенных исходных данных пациентов, образцов имплантатов, работе с медицинскими регистрами пациентов, консультировании медицинских работников и медико-экспертном сопровождении работы платформы, выполнялась сотрудниками СГМУ им. В.И. Разумовского.

1 этап апробации показал, что способ ПП «геометрическое планирование – биомеханическое моделирование – статистическое прогнозирование» позволяет для конкретного пациента с заболеванием и/или повреждением ПТК выбрать оптимальный вариант лечения. Оценка эффективности результатов апробации была проведена экспертами СГМУ им. В.И. Разумовского. Эффективность составила 95%.

2 этап апробации показал, что платформа может быть эффективно использована для персонифицированного ГП и БМ результатов лечения в ближайшем периоде. Более того, было показано, что в рамках платформы решена задача автоматизированного построения индивидуализированных трехмерных твердотельных моделей элементов позвоночно-тазового комплекса, а также реализован компонент, позволяющий неинвазивно определить механические свойства костной ткани на основании анализа областей компьютерной томограммы, соответствующих распознанным позвонкам.

В разделе 8.5 представлены результаты разработки концепции систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой.

Платформа Аккорд, основывающаяся на биомеханическом моделировании вариантов лечения и на основе которой можно разрабатывать

системы поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой, имеет модульную структуру, представленную на рисунке 19, и обеспечивает ПП в соответствии со способом ПП «планирование-моделирование-прогноз».



Рисунок 19 – Структура разработанной программной платформы Аккорд

Современная система поддержки принятия врачебных решений (СППВР) в хирургии ПТК должна:

1. Основываться на способе «планирование-моделирование-прогноз».
2. Работать с медицинскими данными пациента формата DICOM.
3. Иметь в составе БД с шаблонами и моделями имплантов, механическими свойствами элементов ПТК и медицинским данными пациентов.
4. Работать с обезличенными данными пациентов.
5. Обеспечивать полный цикл ПП, включающий в себя ГП, БМ и прогнозирование результатов лечения.
6. Рассчитывать оптимальные (теоретические) значения основных геометрических параметров сагиттального баланса ПТК.
7. Неинвазивно определять механические свойства костных тканей ПТК.
8. Иметь в составе средства формирования регистра пациентов с патологиями ПТК.
9. Иметь модульную структуру и единую систему аутентификации и авторизации пользователей.
10. Хранить в БД все результаты ПП (включая результаты ГП и БМ, прогнозирования).
11. Автоматически сегментировать изображения КТ и создавать на их основе твердотельные модели элементов ПТК.
12. Работать в двух режимах и покрывать все возможные задачи ПП для «стандартных» и «сложных» клинических случаев заболеваний и повреждений ПТК.

На основе данной концепции сформулированы и представлены в таблице 5 варианты реализации способа предоперационного планирования «планирование-моделирование-прогноз» в виде перспективных СППВР с биомеханической поддержкой в хирургии позвоночно-тазового комплекса и сердечно-сосудистой системы.

Таблица 5 – Варианты реализации способа предоперационного планирования «планирование-моделирование-прогноз» в виде систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой в хирургии позвоночно-тазового комплекса и сердечно-сосудистой системы

Характеристики СППВР	SmartPlan Ortho 2D	SmartPlan Artro 2D	SmartPlan Cardio	SmartPlan Aneurysm
Анатомическая область	Позвоночник, таз	Тазобедренный и коленный суставы	Сонные артерии	Аневризмы виллизиевого круга
Цель геометрического планирования	Оценка геометрических параметров деформации, травмы, позиционирование шаблонов имплантатов, подбор имплантата	Оценка геометрических параметров деформации, травмы, позиционирование шаблонов имплантатов, подбор имплантата	Оценка величины сужения, повреждения интимы стенки, типа бляшки	Оценка размеров аневризмы, относительных геометрических параметров, выявление неровностей на куполе
Цель биомеханического моделирования	Оценка стабильности фиксации, прочности конструкции «кость-имплантат», срока службы имплантатов, риска повреждения (поломки) кости	Оценка стабильности фиксации, прочности конструкции «кость-имплантат», срока службы имплантатов, риска повреждения (поломки) кости	Оценка риска разрыва бляшки, риска отрыва (разрыва) интимы стенки, отнесение пациента к группе риска	Оценка риска разрыва аневризмы, отнесение пациента к группе риска
Цель прогнозирования	Составление послеоперационного прогноза и оценка изменения качества жизни (уровня боли) пациента после операции	Составление послеоперационного прогноза и оценка изменения качества жизни (уровня боли) пациента после операции	Составление прогноза течения патологии (оценка риска разрыва, отрыва бляшки или интимы), отнесение к группе риска в долгосрочной перспективе	Составление прогноза течения патологии (оценка риска разрыва аневризмы), отнесение к группе риска в долгосрочной перспективе
Расчет прочностных (упругих) свойств	По данным КТ	По данным КТ	По данным КТ, эластографии	По данным КТ, эластографии
Расчет допускаемых напряжений	По данным натуральных экспериментов на сжатие	По данным натуральных экспериментов на сжатие	По данным натуральных экспериментов на растяжение	По данным натуральных экспериментов на растяжение
Нагрузки при биомеханическом моделировании	Типовые нагрузки (силы и моменты), моделирующие вес тела, мышечные силы при стоянии и ходьбе	Типовые нагрузки (силы и моменты), моделирующие вес тела, мышечные силы при стоянии и ходьбе	Силы давления и вязкости крови	Силы давления и вязкости крови
Построение твердотельной модели анатомического объекта	По данным КТ	По данным КТ	По данным КТ и/или УЗИ	По данным КТ и/или УЗИ

Проведенное исследование выявило, что традиционное (геометрическое) планирование успешно реализовано в современных

системах предоперационного планирования, используемых в России и за рубежом. Но опыта полноценного внедрения процессов биомеханического моделирования и прогнозирования результатов лечения в ежедневную клиническую практику, а также их реализации в СППВР обнаружено не было.

Показано, что вместе с геометрическим планированием биомеханическое моделирование образуют новую методику (способ) предоперационного планирования, которая реализована при разработке платформы Аккорд. Конечно, центральной сущностью в этой методике стоит геометрическое планирование, наиболее часто применяемое и принятое в практической медицине. Биомеханическое моделирование дополняет эту сущность, позволяет оценить факторы и характеристики, недоступные для оценки в рамках геометрического планирования.

Впервые сформулирована концепция СППВР, обеспечивающей предоперационное планирование в соответствии со способом «планирование-моделирование-прогноз». Разработанная концепция легла в основу программной платформы Аккорд и пилотной версии системы предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D. Каждый этап разработки платформы сопровождался апробацией биомеханического моделирования совместно со специалистами ведущих отечественных медицинских организаций травматолого-ортопедического профиля. Среди таких организаций следует отметить ВМА им. С.М. Кирова, НМИЦ ТО им. Н.Н. Приорова, НМИЦ ТО им. академика Г.А. Илизарова, НИИ скорой помощи им. И.И. Джанелидзе, НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена, СГМУ им. В.И. Разумовского. Апробация показала, что биомеханическое моделирование и разработанная на его основе платформа позволяет эффективно планировать лечение последствий повреждений и заболеваний ПТК.

Разработанная концепция открывает возможности для создания на ее основе СППВР в других областях хирургии, так как определяет фундаментальные требования к таким системам, основанным на методологии ПП «планирование-моделирование-прогноз».

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

При диагностике и предоперационном планировании хирургического лечения, а также малоинвазивных операций (в том числе эндоваскулярного вмешательства) в России и в мире врачи используют технологию геометрического планирования. Это предполагает использование в качестве исходных данных результатов компьютерной томографии, магнитно-резонансной томографии или рентгенографии и выполнение на них различного рода измерений (углов, расстояний, площадей, объемов), а также позиционирования на них имплантатов и/или систем фиксации. В некоторых клинических случаях, особенно при сочетанных патологиях, только геометрического планирования может быть недостаточно для выбора для конкретного пациента успешного варианта лечения. Таким образом, возникает



проблема разработки, апробации и внедрения в рутинную практику предоперационного планирования дополнительных методов количественной оценки вариантов лечения и выбора среди них не только успешного, но и оптимального.

В данной работе впервые в мире разработаны и апробированы основы и технология для реализации биомеханического моделирования как одного из этапов рутинного предоперационного планирования в хирургии. При рассмотрении конкретных патологий опорно-двигательного аппарата и сердечно-сосудистой системы продемонстрированы возможности биомеханического моделирования при выборе успешных вариантов лечения. Показано, что и для элементов опорно-двигательного аппарата, и для элементов сердечно-сосудистой системы могут быть разработаны количественные критерии оценки успешности лечения (геометрические и биомеханические), с помощью которых можно оценивать варианты лечения и выбирать среди них успешный. На примере аневризм сосудов головного мозга разработаны и биомеханически обоснованы предикторы разрыва. На примере патологий позвоночно-тазового комплекса предложены критерии оценки прочности, стабильности имплантируемых конструкций и срока службы имплантатов, риска повреждений кости. Разработаны и апробированы: методика расчета модуля Юнга губчатой кости по КТ; режимы работы программной платформы (предоперационное планирование с биомеханической поддержкой может выполнять врач на своем автоматизированном рабочем месте или при совместной работе с инженером-биомехаником с использованием высокопроизводительного компьютера), реализующей предоперационное планирование с биомеханической поддержкой.

Аналогов выполненных разработок, лежащих в основе программной платформы Аккорд, в мире нет. Известны попытки внедрить биомеханическое моделирование в процесс обучения врачей, сделанные представителями организации АО (AO Foundation). Однако коллеги предлагают инструмент только качественной оценки биомеханики остеосинтеза переломов длинных трубчатых костей пластинами.

Необходимо также отметить, что результаты данной работы, а именно биомеханическая поддержка решения врача, была внедрена в рутинное предоперационное планирование на базе НИИТОН СГМУ и показала свою эффективность и надежность при выборе успешного варианта лечения травм и дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника пациентов НИИТОН СГМУ.

Основные результаты работы приведены списком ниже.

1. Впервые в мире предложено использовать биомеханическое моделирование при рутинном предоперационном планировании хирургического реконструктивного лечения последствий заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса, а также патологий сердечно-сосудистой системы.

2. Разработаны и апробированы компоненты программной платформы Аккорд, являющиеся также модулями (реализующими этап биомеханического моделирования – постановку, решение и анализ результатов решения задачи биомеханики) созданной на ее базе первой в мире отечественной системы предоперационного планирования хирургического лечения последствий заболеваний и повреждений позвоночника SmartPlan Ortho 2D.

3. В основе описанных выше программной платформы и системы предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D лежат полученные в рамках данного диссертационного исследования разработки:

- новые обобщающие регрессионные зависимости, связывающие между собой основные геометрические (угловые) параметры сагиттального баланса (позвоночно-тазовых взаимоотношений), необходимые для предоперационной оценки повреждений сегментов позвоночно-тазового комплекса и определения необходимой степени хирургической коррекции параметров сагиттального профиля позвоночника;

- методика расчета модуля Юнга костной ткани по данным компьютерной томографии конкретного пациента. Для этого впервые были получены регрессионные зависимости, связывающие числа Хаунсфилда губчатой костной ткани и ее модуль Юнга при различных заболеваниях;

- геометрические, биомеханические и клинические критерии оценки успешности хирургического реконструктивного лечения, необходимые для количественной оценки вариантов лечения в рамках предоперационного планирования и обоснования для конкретного пациента успешного варианта, обеспечивающего воссоздание нормальную анатомию оперируемого сегмента позвоночно-тазового комплекса, оптимальное позиционирование имплантатов, стабильность фиксации, механическую прочность имплантируемой конструкции и снижающую риск повреждения костной ткани;

- режимы работы («Региональный центр», «Персональная виртуальная операционная», «Федеральный центр») программной платформы Аккорд и разработанной на ее базе системы предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D, реализующие предоперационное планирование с биомеханической поддержкой решения врача для всего спектра клинических случаев заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса.

4. Показано, что в рамках рутинного предоперационного планирования последствий заболеваний и повреждений позвоночника биомеханическое моделирование может быть успешно и эффективно использовано как хирургом самостоятельно на автоматизированном рабочем месте врача (для клинических случаев, укладывающихся в стандартные алгоритмы лечения, режим «Персональная виртуальная операционная»), так и в кооперации с инженером-биомехаником с использованием мощных персональных компьютеров (для сочетанных патологий и сложных клинических случаев, режим «Региональный центр»).

5. Разработанная и реализованная в программной платформе Аккорд и системе предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D, методика предоперационного планирования, основанная на биомеханическом моделировании вариантов лечения, апробирована при предоперационном планировании хирургического лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний и травматических повреждений позвоночника 25 пациентов, прошедших плановое лечение в НИИТОН СГМУ.

6. Проведены три демонстрационных эксперимента, показывающих, что программная платформа Аккорд в режимах работы «Региональный центр» и «Персональная виртуальная операционная» позволяет проводить полный цикл предоперационного планирования с биомеханической поддержкой решения врача и выбирать успешный вариант лечения среди предложенных врачом. Результаты планирования согласуются со сложившейся клинической практикой лечения рассмотренных заболеваний.

7. Разработано, апробировано и внедрено в программную платформу Аккорд и систему предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D мобильное приложение «СпиноМетр», основанное на разработанных в данном исследовании новых оригинальных регрессионных зависимостях, связывающих между собой параметры сагиттального баланса и обобщающих мировой опыт.

8. С помощью биомеханического моделирования показано, что изменения основных параметров сагиттального баланса существенно меняют напряженно-деформированное состояние позвоночника и определяют области, подверженные механическому повреждению и развитию дегенеративно-дистрофических заболеваний. Это означает, что воссоздание оптимального профиля во время операции необходимо не только с геометрической, но и с биомеханической точки зрения.

9. Разработана структура базы данных «Механическая», являющейся компонентой платформы Аккорд и предназначенной для хранения и использования в биомеханическом моделировании при предоперационном планировании механических свойств элементов позвоночно-тазового комплекса и имплантатов. В базу данных внесены модули Юнга губчатой кости головок бедра, вычисленные с помощью разработанной и представленной в диссертации методики. База данных также содержит механические свойства межпозвонковых дисков, кортикальной кости элементов ПТК, связок, фасеточных суставов, хрящей и имплантатов, взятые из научной литературы.

10. Разработаны структура и функции «Управляющего модуля Биомеханическое моделирование», являющегося центральной компонентой программной платформы Аккорд и системы предоперационного планирования SmartPlan Ortho 2D. С помощью данного модуля врач может самостоятельно ставить и решать задачу биомеханики для элементов ПТК и имплантатов при предоперационном планировании. Модуль обеспечивает полный цикл предоперационного планирования с биомеханической поддержкой, включая автоматизированное создание персонифицированной твердотельной модели

сегмента ПТК, виртуальную установку имплантатов (в том числе, этап геометрического планирования и измерения геометрических параметров), неинвазивное измерение модуля Юнга губчатой костной ткани по данным КТ, постановку и решение задачи биомеханики (расчет НДС системы сегмент ПТК – имплантаты под действием типовых нагрузок силами и/или моментами), анализ результатов моделирования (визуализация полей перемещений, эквивалентных деформаций и напряжений по Мизесу).

11. Определены пороговые значения геометрических параметров аневризм сосудов головного мозга, позволяющие классифицировать аневризмы и определять среди них склонные к разрыву. Показано, что параметр AR (aspect ratio) по сравнению с параметром SR (size ratio) качественнее и надежнее классифицирует аневризмы.

12. С помощью биомеханического моделирования было подтверждено, что параметр AR (aspect ratio) пригоден для выявления склонных к разрыву аневризм. Показано, что биомеханическое моделирование может эффективно применяться на этапе предоперационного планирования как количественный метод оценки склонности к разрыву аневризмы сосудов головного мозга.

13. Разработана концепция систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой решения врача в хирургии. На основе концепции сформулированы варианты реализации способа предоперационного планирования «планирование-моделирование-прогноз» в виде перспективных систем поддержки принятия врачебных решений с биомеханической поддержкой в хирургии позвоночно-тазового комплекса и сердечно-сосудистой системы.

14. Платформа Аккорд может являться базой для разработки систем поддержки принятия врачебных решений в хирургии с биомеханической поддержкой. Эта возможность реализуется за счет разработанных и апробированных фундаментальных основ, касающихся автоматизации построения твердотельных моделей биологических объектов на основе данных компьютерной томографии, автоматизированного расчета механических свойств по данным КТ, разработки количественных критериев оценки успешности вариантов хирургического лечения, универсальной структуры баз данных, входящих в платформу.

15. Биомеханическое моделирование как этап предоперационного планирования, выполняемое с помощью разработанной платформы Аккорд, внедрено в работу регионального центра поддержки принятия врачебных решений на базе отдела инновационных технологий управления в лечении и реабилитации НИИТОН СГМУ.

Результаты работы внедрены в учебную деятельность механико-математического факультета и факультета фундаментальной медицины и медицинских технологий Саратовского университета, а также в практическую деятельность НИИ травматологии, ортопедии и нейрохирургии Саратовского государственного медицинского университета имени В.И. Разумовского и

## ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

### Статьи в рецензируемых журналах

1. Кудяшев А.Л., Хоминец В.В., Теремшенок 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.
2. Доль А.В., **Иванов Д.В.** Разработка программы полуавтоматической сегментации изображений для создания трехмерных моделей сосудов головного мозга // Российский журнал биомеханики. – 2017 – Т. 21, № 4. – С. 448-460.
3. **Иванов Д.В.**, Доль А.В. Факторы разрыва аневризм сосудов головного мозга: обзор литературы // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 473-484.
4. Доль А.В., Доль Е.С., **Иванов Д.В.** Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 31-44.
5. Dol A.V., Fomkina O.A., **Ivanov D.V.** Threshold values of morphological parameters associated with cerebral aneurysm rupture risk // Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Mathematics. Mechanics. Informatics. – 2019. – Т. 19, № 3. – С. 289-304.
6. Доль А.В., **Иванов Д.В.**, Кажанов И.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Микитюк С.И., Петров А.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения односторонних переломов крестца // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 4. – С. 537-548.
7. **Иванов Д.В.** Исследование артерий виллизиевого круга человека в норме и при патологии // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2010. – Т. 10, № 1. – С. 35-44.
8. **Иванов Д.В.**, Доль А.В., Павлова О.Е., Аристамбекова А.В. Моделирование виллизиевого круга человека в норме и при патологии // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 3. – С. 49-63.
9. **Иванов Д.В.**, Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Интрамедуллярный стержень нового типа для остеосинтеза диафизарных переломов бедра. Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 1. С. 52-64.
10. **Ivanov D.V.**, Kirillova I.V., Kossovich L.Yu., Bessonov L.V., Petraikin A.V., Dol A.V., Ahmad E.S., Morozov S.P., Vladzimirskiy A.V., Sergunova K.A., Kharlamov A.V. Influence of convolution kernel and beam-hardening effect on the assessment of trabecular bone mineral density using quantitative computed tomography // Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Mathematics. Mechanics. Informatics. – 2020. – Т. 20, № 2. – С. 205-219.
11. **Иванов Д.В.**, Доль А.В., Коссович Л.Ю. Aspect ratio как фактор, предсказывающий разрыв аневризм сосудов головного мозга // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 1. – С. 8-18.
12. Bessonov L.V., Golyadkina A.A., Dmitriev P.O., Dol A.V., Zolotov V.S., **Ivanov D.V.**, Kirillova I.V., Kossovich L.Y., Titova Yu.I., Ulyanov V.Yu., Kharlamov A.V. Constructing the dependence between the young's modulus value and the hounsfield units of spongy tissue of human femoral heads // Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Mathematics. Mechanics. Informatics. – 2021. – Т. 21, № 2. – С. 182-193.
13. Барабаш Ю.А., **Иванов Д.В.**, Богатов В.Б., Лычагин А.В. Биомеханический подход к выбору вида интрамедуллярного фиксатора при смоделированном переломе бедренной кости // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 2. – С. 209-217.
14. Бескровный А.С., Бессонов Л.В., Голядкина А.А., Доль А.В., **Иванов Д.В.**, Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Сидоренко Д.А. Разработка системы поддержки принятия врачебных решений в травматологии и ортопедии. Биомеханика как инструмент предоперационного планирования // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 2. – С. 118-133.
15. Бескровный А.С., Бессонов Л.В., **Иванов Д.В.**, Золотов В.С., Сидоренко Д.А., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Построение трехмерных твердотельных моделей позвонков с использованием сверточных нейронных сетей // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2021. – Т. 21, № 3. – С. 368-378.
16. **Иванов Д.В.** Биомеханическая поддержка решения врача при выборе варианта лечения на основе количественных критериев оценки успешности // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2022. – Т. 22, вып. 1. – С. 62-89.
17. **Иванов Д.В.**, Фалькович А.С., Донник А.М., Полиенко А.В., Оленко Е.С., Крутько А.В. Обобщение зависимостей между геометрическими параметрами сагиттального баланса // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 8-24.
18. **Иванов Д.В.**, Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Лихачев С.В., Полиенко А.В., Хармалов А.В., Шульга А.Е. Сравнительный анализ мобильного приложения для измерения параметров сагиттального баланса

- «СпиноМетр» с системой Surgimar: апробация межэкспертной надежности // Гений ортопедии. – 2021. – Т. 27, № 1. – С. 74-79.
19. **Ivanov D.**, Dol A., Polienko A. Patient-specific hemodynamics and stress-strain state of cerebral aneurysms // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2016. – Т. 18, № 2. – С. 10-17.
20. **Ivanov D.**, Barabash Y., Barabash A. A numerical comparative analysis of ChM and Fixion nails for diaphyseal femur fractures // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2016. – Т. 18, № 3. – С. 73-81.
21. **Ivanov D.**, Dol A., Pavlova O., Aristambekova A. Modeling of human circle of Willis with and without aneurysms // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2014. – Т. 16, № 2. – С. 121-129.
22. Кудяшев А.Л., Хомянец 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.
23. Петряйкин А.В., **Иванов Д.В.**, Ахмад Е.С., Сергунова К.А., Низовцова Л.А., Петряйкин Ф.А., Рыжов С.А., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Бессонов Л.В., Доль А.В., Владимирский А.В., Харламов А.В. Фантомное моделирование для выбора оптимальных фильтров реконструкции в количественной компьютерной томографии // Медицинская физика. – 2020. – Т. 2, № 86. – С. 33-43.
24. Кажанов И.В., Микитюк С.И., Доль А.В., **Иванов Д.В.**, Харламов А.В., Петров А.В., Коссович Л.Ю., Мануковский В.А. Биомеханическое моделирование вариантов внутренней фиксации односторонних переломов крестца // Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, №2. – С. 79-90.
25. **Ivanov D.**, Barabash A., Barabash Yu. Expandable intramedullary nail: review of biomechanical studies // Russian Open Medical Journal. – 2016. – Т. 5, № 2. – С. 206.
26. **Ivanov D.**, Barabash A., Barabash Yu. Preclinical biomechanics of a new intramedullary nail for femoral diaphyseal fractures // Russian Open Medical Journal. – 2015. – Vol. 4, № 2. – 0205.
27. **Ivanov D.V.**, Dol A.V. Morphological and numerical assessment of intracranial aneurysms ruptures risk // Russian Open Medical Journal. – 2018. – Vol. 7. – e0304.

#### Монография

Иванов Д. В. Биомеханическое моделирование / **Д. В. Иванов**, А. В. Доль. – Издание второе, переработанное и дополненное. – Саратов : Общество с ограниченной ответственностью "Амирит", 2021. – 250 с. – ISBN 978-5-00140-752-2.

#### Свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ

1. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021621532 Российская Федерация. База данных "Биомеханическое моделирование" для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021621412 : заявл. 09.07.2021 : опубл. 15.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.А. Голядкина, А.А. Курчаткин, И.В. Матершев, А.В. Полиенко, А.В. Маханьков, А.В. Доль, Д.В. Доль, А.С. Колесникова, А.С. Бескровный, Д.А. Сидоренко.
2. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021621544 Российская Федерация. База данных "Механическая версии 3.0" для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021621414 : заявл. 09.07.2021 : опубл. 19.07.2021 / Л.Ю. Коссович, И.В. Кириллова, А.С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.В. Харламов, И.В. Матершев, А.В. Полиенко, А.В. Маханьков, О.В. Сидоренко, А.А. Курчаткин, А.А. Голядкина, А.В. Воронцова.
3. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021621555 Российская Федерация. База данных "Модельная версии 2.0" для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021621417 : заявл. 09.07.2021 : опубл. 20.07.2021 / Л.Ю. Коссович, И.В. Кириллова, А.С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.В. Воронцова, И.Г. Матершев, С.Л. Коссович, А.В. Маханьков, А.В. Доль, А.А. Курчаткин, А.В. Полиенко, А.С. Бескровный, А.М. Донник, А.А. Варюхин, В.С. Золотов.
4. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021621564 Российская Федерация. База данных "Имплантаты версии 3.0" для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021621418 : заявл. 09.07.2021 : опубл. 20.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.А. Курчаткин, И.В. Матершев, А.В. Полиенко, А.В. Маханьков, О.В. Сидоренко, А.М. Донник, А.С. Федонников, В.Ю. Ульянов, К.К. Левченко.
5. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021661926 Российская Федерация. Модуль трёхмерного геометрического планирования для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021661058 : заявл. 13.07.2021 : опубл. 19.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.В. Хомянец, А.Л. Кудяшев, А.А. Курчаткин, В.М. Велиев, С.Л. Коссович, А.С. Колесникова, И.В. Матершев, А.С. Бескровный, В.С. Золотов, Д.А. Сидоренко, Е.Ю. Крылова, А.С. Федонников, В.Ю. Ульянов, К.К. Левченко, А.Е. Шульга, Ю.Ю. Рожкова, С.В. Лихачев, М.В. Горякин.

6. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021661891 Российская Федерация. Модуль трёхмерных твердотельных моделей для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021660997 : заявл. 12.07.2021 : опубл. 19.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, П.О. Дмитриев, А.А. Курчаткин, М.О. Лемешкин, А.В. Доль, А.С. Колесникова, А.М. Донник, А.С. Бескровный, В.С. Золотов, А.А. Варюхин, Р.В. Амелин.
7. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021661787 Российская Федерация. Трёхмерный модуль препроцессор для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021660938 : заявл. 09.07.2021 : опубл. 15.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, А.В. Доль, Д.В. Доль, А.А. Курчаткин, М.О. Лемешкин.
8. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021662039 Российская Федерация. Трёхмерный сеточный модуль для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021660978 : заявл. 12.07.2021 : опубл. 21.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.В. Доль, А.А. Курчаткин, И.В. Матершев, М.О. Лемешкин, Д.В. Доль, А.В. Маханьков, Д.А. Сидоренко, А.В. Воронцова, А.С. Бескровный.
9. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021662014 Российская Федерация. Трёхмерный расчётный модуль для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021661051 : заявл. 12.07.2021 : опубл. 20.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.В. Доль, А.А. Курчаткин, И.В. Матершев, М.О. Лемешкин, Д.В. Доль, А.В. Маханьков, Д.А. Сидоренко, А.В. Воронцова, А.С. Бескровный.
10. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021662132 Российская Федерация. Трёхмерный модуль постпроцессор для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021660984 : заявл. 12.07.2021 : опубл. 22.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.В. Доль, Д.В. Доль, А.А. Курчаткин, М.О. Лемешкин, Р.В. Амелин, О.В. Сидоренко.
11. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2020662251 Российская Федерация. Веб-сервис определения минеральной плотности тканей по данным компьютерной томографии для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной : № 2020661476 : заявл. 02.10.2020 : опубл. 09.10.2020 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, А.В. Харламов, В.М. Велиев, А.В. Доль, И.В. Матершев, А.А. Варюхин, А.С. Федонников, В.Ю. Ульянов, К.К. Левченко, Ю.Ю. Рожкова, А.Е. Шульга, М.В. Горякин.
12. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021661879 Российская Федерация. Управляющий модуль "Биомеханическое моделирование" для прототипа Системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной 3D : № 2021660955 : заявл. 12.07.2021 : опубл. 16.07.2021 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, С.Л. Коссович, А.В. Доль, А.С. Бескровный, М.О. Лемешкин, Д.А. Сидоренко, Е.Ю. Крылова.
13. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2019665169 Российская Федерация. Мобильное приложение для измерения и расчета параметров сагиттального баланса позвоночно-тазового комплекса "СпиноМетр" : № 2019664415 : заявл. 13.11.2019 : опубл. 20.11.2019 / А. С. Бескровный, Л. В. Бессонов, А. В. Доль, **Д.В. Иванов**, И.В. Кириллова, Л.Ю. Коссович, А.С. Фалькович.
14. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2020662810 Российская Федерация. Мобильное приложение "Опросник Освестри с визуально-аналоговой шкалой оценки боли" : № 2020661376 : заявл. 01.10.2020 : опубл. 19.10.2020 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович, С.Л. Коссович, Л.В. Бессонов, **Д.В. Иванов**, В.М. Велиев, А.В. Доль, А.С. Бескровный.
15. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021668341 Российская Федерация. Программа для распознавания контуров на срезах компьютерной томограммы «Контур КТ 2D» : № 2021668481 : заявл. 18.11.2021 : опубл. 26.11.2021 / А.В. Доль, **Д.В. Иванов**.

#### **Материалы конференций**

1. Доль А.В., **Иванов Д.В.**, Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Ковтун А.Л. Биомеханическое моделирование как этап предоперационного планирования. В сборнике: Травматология, ортопедия и нейрохирургия: междисциплинарные аспекты. сборник научных трудов. Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России Ассоциация травматологов-ортопедов России Ассоциация хирургов-вертебрологов России. Саратов, 2019. С. 132-133.
2. Колесникова А.С., Федонников А.С., Ульянов В.Ю., Голядкина А.А., Кириллова И.В., Ковтун А.Л., Бессонов Л.В., **Иванов Д.В.**, Коссович Л.Ю. Проектирование системы поддержки принятия врачебных решений на основе функционала геометрического планирования и биомеханического моделирования. В

сборнике: Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики. 2019. С. 144-146.

3. Бескровный А.С., Доль А.В., Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Разработка мобильного приложения для оценки параметров сагиттального баланса позвоночника. В сборнике: Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики. 2019. С. 16-18.

4. Голядкина А.А., **Иванов Д.В.**, Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Персонализированные механические свойства костных тканей. В сборнике: Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики. 2019. С. 40-42.

5. Dol A.V., **Ivanov D.V.**, Levchenko K.K., Kireev S.I., Kazhanov I.V., Mikityuk S.I., Manukovsky V.A. Biomechanical modeling of surgical treatment of unilateral sacral fractures. В сборнике: Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic and Surgical Guidance Systems XVIII. 2019. С. 112291G.

6. Kossovich L.Y., Kirillova I.V., Golyadkina A.A., **Ivanov D.V.** Analysis of success criteria for surgical treatment of spino-pelvic complex. В сборнике: Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic and Surgical Guidance Systems XVIII. 2019. С. 112291Z.

7. Бессонов Л.В., Велиев В.М., **Иванов Д.В.**, Золотов В.С., Дмитриев П.О., Кириллова И.В., Колесникова А.С., Кудяшев А.Л., Фалькович А.С., Федонников А.С. Концепция разработки системы поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса. В сборнике: Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2018. Сборник статей Всероссийской школы-семинара. Под редакцией Д.А. Усанова. 2018. С. 126-128.

8. **Иванов Д.В.**, Доль А.В., Киреев С.И., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Трехмерная модель комплекса "ребра-позвоночник-таз". В сборнике: Практическая биомеханика. материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием, посвященной 100-летию физико-математического образования в Саратовском государственном университете. 2017. С. 18-19.

9. **Ivanov D.V.**, Kirillova I.V., Kossovich L.Y., Hominets V.V., Kudyashev A.L., Teremshonok A.V. Biomechanics of compensatory mechanisms in spinal-pelvic complex. В сборнике: Journal of Physics: Conference Series. 5th International Conference on Topical Problems of Continuum Mechanics with a Special Session in Honor of Alexander Manzhairov's 60th Birthday. 2018. С. 012036.

10. **Иванов Д.В.**, Доль А.В. Биомеханические факторы возникновения, роста и разрыва аневризм. В сборнике: Практическая биомеханика. материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием, посвященной 100-летию физико-математического образования в Саратовском государственном университете. 2017. С. 33-35.

11. Барабаш Ю.А., Барабаш А.П., Норкин И.А., **Иванов Д.В.**, Зуев П.П. Биомеханические особенности интрамедуллярных блокированных фиксаторов для остеосинтеза диафизарных переломов бедренной кости. В сборнике: Классика и инновации в травматологии и ортопедии. сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 75-летию профессора А.П. Барабаша. 2016. С. 39-42.

12. **Иванов Д.В.** Биомеханика расширяющегося стержня Fixion. В сборнике: Практическая биомеханика. Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. Под редакцией Л.Ю. Коссовича. 2016. С. 9-12.

13. Барабаш Ю.А., Барабаш А.П., Норкин И.А., **Иванов Д.В.**, Зуев П.П. Эффективные напряжения в системах "кость-интрамедуллярный фиксатор" при компьютерном моделировании остеосинтеза переломов диафиза бедра. В сборнике: Классика и инновации в травматологии и ортопедии. сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 75-летию профессора А.П. Барабаша. 2016. С. 42-44.

14. **Иванов Д.В.**, Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Биомеханическое сравнение стандартного и расширяющегося интрамедуллярных стержней при остеосинтезе переломов диафиза бедра. В сборнике: XI Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики. сборник докладов. Составители: Д.Ю. Ахметов, А.Н. Герасимов, Ш.М. Хайдаров; ответственные редакторы: Д.А. Губайдуллин, А.И. Елизаров, Е.К. Липачев. 2015. С. 1551-1554.

15. **Иванов Д.В.**, Доль А.В., Полюенко А.В. Пациенто-ориентированная гемодинамика и напряженно-деформированное состояние аневризм сосудов головного мозга. В сборнике: Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2015. материалы Всероссийской молодежной конференции. Под редакцией Д.А. Усанова. 2015. С. 19-22.

16. **Иванов Д.В.**, Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Интрамедуллярный стержень нового типа для лечения переломов бедренной кости. В сборнике: Новые материалы и технологии: состояние вопроса и перспективы развития. сборник материалов Всероссийской молодежной научной конференции. 2014. С. 173-176.

---

Подписано в печать \_\_ 06. 2022. Тираж 100 экз.

Усл. печ. л. 2.0. Формат 60x84/16. Заказ № \_\_\_\_\_

---

Отпечатано с готового оригинал-макета в типографии «Амирит».