

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
АМУРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
(ФГБОУ ВО «АмГУ»)

Институт компьютерных и инженерных наук
Кафедра информационных и управляющих систем
Направление подготовки /специальность 09.04.04 - Программная инженерия
Направленность (профиль) образовательной программы Управление разработкой программного обеспечения

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ
Зав. кафедрой
_____ А.В. Бушманов
« _____ » _____ 2024 г.

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

на тему: Компьютерное моделирование тазового кольца и конструкции фиксирующего устройства незамкнутого типа

Исполнитель
студент группы 2105-ом

(подпись, дата)

Хэ Лян

Руководитель
доцент, канд. техн. наук

(подпись, дата)

А.В. Бушманов

Руководитель научного
содержания программы
магистратуры
профессор, док. техн. наук

(подпись, дата)

И.Е. Еремин

Нормоконтроль
доцент, канд. техн. наук

(подпись, дата)

Т.А.Галаган

Рецензент
доцент, канд. техн. наук

(подпись, дата)

Т.В. Труфанова

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
АМУРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
(ФГБОУ ВО «АмГУ»)

Институт компьютерных и инженерных наук
Кафедра информационных и управляющих систем

УТВЕРЖДАЮ
Зав. кафедрой
_____ А.В. Бушманов
« _____ » _____ 2024 г.

З А Д А Н И Е

К выпускной квалификационной работе студента Хэ Лян

1. Тема выпускной квалификационной работы: Компьютерное моделирование тазового кольца и конструкции фиксирующего устройства незамкнутого типа.

(Утверждено приказом от 06.03.2024 № 632-уч)

2. Срок сдачи студентом законченной работы (проекта): 10.06.2024 г.

3. Исходные данные к выпускной квалификационной работе: предметная область, отчеты по практической подготовке, макет тазового кольца

4. Содержание выпускной квалификационной работы (перечень подлежащих разработке вопросов): анализ предметной области проводимого исследования, алгоритмическое и программное обеспечение решения поставленной задачи, разработка и реализация программного продукта

5. Дата выдачи задания: 30.01.2024 г.

6. Руководитель выпускной квалификационной работы: Бушманов Александр Вениаминович, доцент, канд. техн. наук

(фамилия, имя, отчество, должность, уч. степень, уч. звание)

Задание принял к исполнению (дата): _____

(Подпись студента)

РЕФЕРАТ

Магистерская диссертация содержит 73 с., 28 рисунков, 48 источников

ТАЗОВОЕ КОЛЬЦО ЧЕЛОВЕКА, ТРЕХМЕРНАЯ МОДЕЛЬ, SOLIDWORKS, MATLAB, BLENDER, PYTHON, VTK, КИНЕМАТИКА И ДИНАМИКА ДВИЖЕНИЯ, ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ, ПОЛЬЗОВАТЕЛЬСКИЙ ИНТЕРФЕЙС

Целью работы является создание разработка и исследование модели макета тазового кольца человека, с имитацией различных повреждений. Разработанная компьютерная модель тазового кольца может использоваться в различных ситуациях для исследования прочности и возможности использования при лечении переломов.

В данной работе описывается технология разработки трехмерной модели с помощью пакета прикладных программ Matlab, системы автоматизированного проектирования SolidWorks и программного обеспечения Blender.

Моделирование тазового кольца основано на решении задач кинематики и динамики, с помощью которых на выходе модели будут получены необходимые координаты по заданным оператором угловым конфигурациям и угловые конфигурации для достижения этих координат. Также разработано пользовательское приложение для взаимодействия с моделью тазового кольца. Полученные результаты могут быть использованы на реальном устройстве.

Таким образом, разработка трехмерной модели тазового кольца и анализ его биомеханики могут помочь в создании более точных и эффективных методов диагностики и лечения травм и заболеваний тазового кольца.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	7
1 Основы предметной области объекта исследования	8
1.1 Структура тазового кольца	8
1.2 Травмы тазового кольца	9
1.2.1 Патофизиология переломов костей таза	10
1.2.2 Классификация травм	11
1.3 Механические свойства тазового кольца	12
1.4 Анализ влияния параметров фиксации на стабильность тазового кольца	14
1.5 Виды фиксирующих устройств тазового кольца	16
1.6 Обзор существующих программных продуктов, предназначенных для решения подобных задач	18
2 Предлагаемый алгоритм компьютеризированного решения задачи	24
2.1 Описание задачи и ее математической модели	24
2.2 Описание предлагаемого алгоритма решения, включая его шаги и методы	27
2.2.1 Сбор и анализ анатомических данных	34
2.2.2 Создание трехмерной модели тазового кольца	34
2.2.3 Разработка математической модели	36
2.2.4 Анализ нагрузок на тазовое кольцо	39
2.2.5 Моделирование деформаций и перемещений	40
2.2.6 Моделирование переломов тазового кольца	42
2.2.7 Разработка устройства фиксации открытого типа	44
2.3 Обоснование эффективности предлагаемого алгоритма на основе теоретических выкладок или расчетов	46
3 Предлагаемый алгоритм компьютеризированного решения задачи	48
3.1 Основные этапы практической разработки программного продукта	48

3.1.1 Проектирование программного продукта	49
3.1.2 Разработка программного продукта на основе выбранного продукта	52
3.2 Результаты фактического тестирования программного продукта	58
3.2.1 План тестирования программного продукта	58
3.2.2 Проведение тестирования на тестовых данных	61
3.2.3 Проведение модульного и интеграционного тестирования	60
3.2.4 Проверка работоспособности и стабильности программного продукта	64
3.3 Оценка достоверности результатов на основе сравнения с известными данными или моделями	64
3.3.1 Оценка практической значимости результатов для решения конкретной задачи или проблемы	66
3.3.2 Выводы о результатах и их влиянии на практику исследования	66
Заключение	67
Библиографический список	68

ОПРЕДЕЛЕНИЯ, ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

КТ – Компьютерная томография;

ПО – программное обеспечение;

Ply – формат файла для хранения 3D-данных, особенно используемый для хранения информации о полигонах в компьютерной графике;

SST – Сакроилиакальное сочленение: сустав, соединяющий крестец (нижняя часть позвоночника) с подвздошной костью таза;

S.O.L.I.D – Пять принципов объектно-ориентированного программирования;

Tkinter – Стандартный интерфейс библиотеки графического интерфейса для Python;

Vtk – программная библиотека для 3D-компьютерной графики, обработки изображений и визуализации.

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования обусловлена высокой частотой травм тазового кольца и необходимостью разработки эффективных методов фиксации для обеспечения стабильности и быстрого восстановления пациентов. Основные проблемы, требующие решения:

- недостаточная стабильность существующих фиксирующих устройств для тазового кольца;

- необходимость создания точной математической модели для анализа нагрузок и деформаций.

Цель данной работы – математическое моделирование тазового кольца и разработка устройства фиксации открытого типа для медицинских целей;

Главная цель – улучшение методов фиксации и стабилизации тазового кольца при хирургических вмешательствах и медицинских процедурах;

Задачи магистерской диссертации:

- обзор литературы и анализ существующих методов фиксации тазового кольца;

- математическое моделирование тазового кольца;

- разработка устройства фиксации открытого типа;

- анализ результатов и сравнение с существующими методами.

Будет проведено исследование с помощью компьютерного моделирования тазового кольца и создана модель устройства для защиты от нагрузок в области тазового кольца. Модель устройства будет соответствовать поставленным критериям и иметь минимум противопоказаний, и обладать полезностью для пользователя.

1 ОСНОВЫ ПРЕДМЕТНОЙ ОБЛАСТИ ОБЪЕКТА ИССЛЕДОВАНИЯ

1.1 Структура тазового кольца

Тазовое кольцо – это часть скелета в области таза человека, которая является частью опорно-двигательного аппарата.

На изображении костей таза рисунок 1, где мы видим на одном из ракурсов под цифрами от 1 до 10 подсвеченные области, ниже мы укажем обозначения каждой цифры:

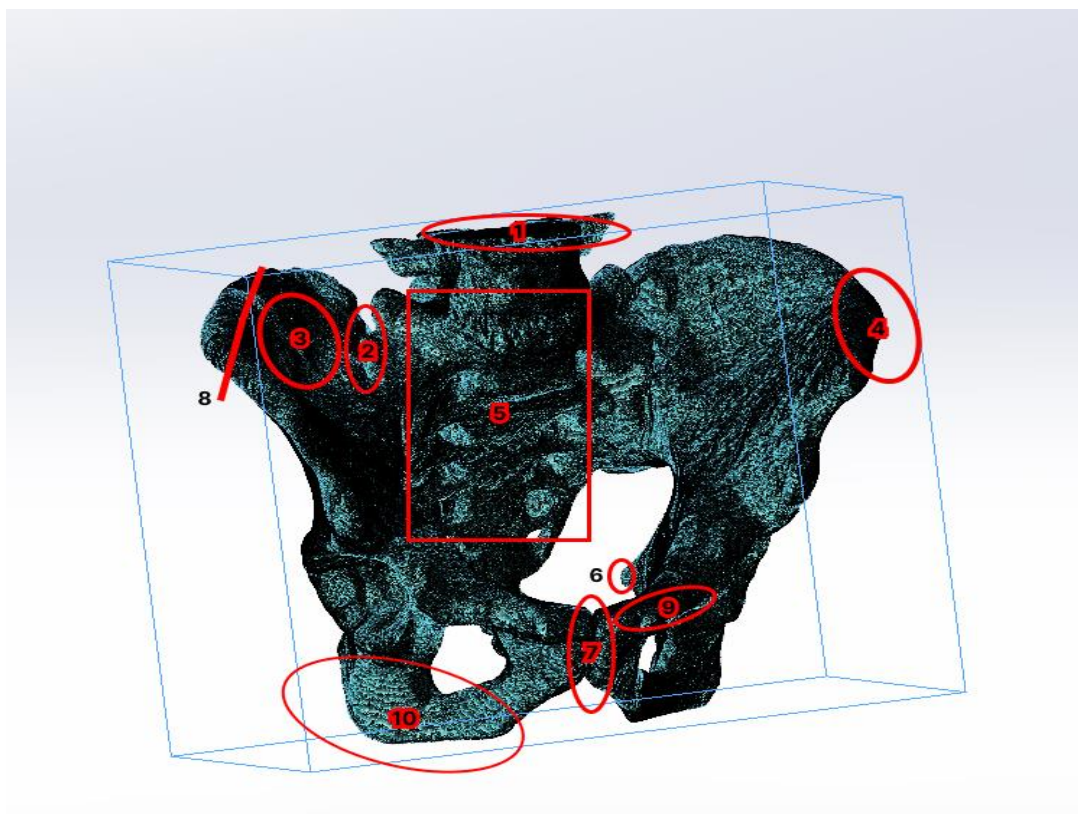


Рисунок 1 – Кости таза

– пояснично-крестцовая суставная поверхность – это место соединения между нижним поясничным позвонком и крестцом. Оно помогает передавать вес тела на таз, под номером 1;

– подвздошно-крестцовое сочленение – это сустав, который соединяет подвздошные кости с крестцом. Обеспечивает стабильность и небольшую подвижность таза, под номером 2;

– подвздошная кость – одна из основных костей таза, которая образует верхнюю часть тазового кольца. Служит опорой для мышц и органов, под номером 3;

– передняя верхняя кость – выступ на подвздошной кости. К нему прикрепляются важные связки и мышцы, под номером 4;

– крестец – кость в форме треугольника, находящаяся в нижней части позвоночника. Соединяет позвоночник с тазом, под номером 5;

– седалищная кость – нижняя и задняя часть тазового кольца. Образует основу для сидения, под номером 6;

– лонное сращение – это место соединения двух лобковых костей спереди таза. Состоит из хрящевой ткани, которая позволяет небольшой подвижности, под номером 7;

– подвздошный гребень – верхний край подвздошной кости. К нему крепятся мышцы живота и спины, под номером 8;

– лонная кость – кость, образующая переднюю часть тазового кольца. Важна для поддержки внутренних органов, под номером 9;

– седалищный бугор – выступ на седалищной кости. На него мы садимся, и к нему прикрепляются мышцы бедра, под номером 10.

Поскольку тазовое кольцо является основой для множества мышц, связок и органов, его здоровье и функционирование имеют важное значение для общего здоровья человека. Травмы, деформации или заболевания, связанные с этой областью тела, могут оказать серьезное воздействие на качество жизни и способность человека к движению.

1.2 Травмы тазового кольца

К переломам костей таза (рисунок 2) относятся переломы лобкового симфиза, безымянных костей, вертлужной впадины, крестцово-подвздошного сочленения, крестца. Переломы происходят в диапазоне от минимально смещенных стабильных повреждений, вызванных падениями с низкой энергией, до значительно смещенных и нестабильных травм, которые могут сопровождаться обширным кровоизлиянием.

Не исключены также травмы и мочеполовой системы, кишечная и нервной системы. Диагноз устанавливают врачи, когда смотрят обзорную рентгенографию и обычную КТ. При легких стабильных переломах требуется только симптоматическое лечение. Нестабильные переломы и переломы со значительным кровотечением, необходимо лечить внешней фиксацией или открытой репозицией с внутренней фиксацией (ОРВФ).

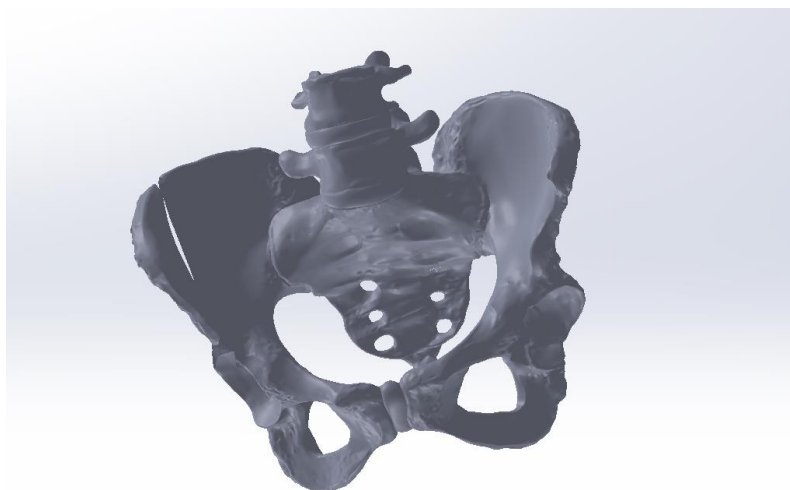


Рисунок 2 – Перелом тазового кольца

1.2.1 Патофизиология переломов костей таза

Патофизиология – это область медицины, которая изучает, как болезни и травмы нарушают работу организма. Она исследует, как именно заболевания и повреждения влияют на органы и системы тела, и какие изменения при этом происходят. Патология помогает понять, как развиваются и прогрессируют болезни, и как их можно лечить и предупреждать.

Тазовые кости образуют кольцо с передней и задней крестцово-подвздошными связками и фиброзными суставами между костями (синдесмозы).

Само по себе тазовое кольцо является прочной костью, и не так часто случается его перелом. Повреждение кольца происходит при двух и более переломах, и проявляется их нестабильностью. Переломы костей таза возникают из-за несоответствия между нагрузкой и прочностью тазового кольца. Эти переломы могут затронуть мочеполовую систему, вызвать повреждения кишеч-

ника и прямой кишки, а также привести к неврологическим травмам. Серьезные переломы, особенно в задней части таза, часто сопровождаются высокой смертностью и могут вызвать геморрагический шок. Для окончательной диагностики используют рентген и компьютерную томографию.

1.2.2 Классификация травм

В данном разделе мы будем рассматривать травмы категории, которых дает организация WSES. Классификации могут строиться по различным критериям, среди которых:

- травмы, отличающиеся механизмом повреждения;
- травмы, отличающиеся морфологией повреждения;
- травмы, отличающиеся повреждением механической стабильности;
- травмы, отличающиеся тяжестью состояния пациента.

Механизм повреждений костей таза связан с высокоэнергетическими травмами, которые и являются частой причиной возникновения травм тазового кольца. Около 30 % пациентов, поступающих в приемное отделение с данными травмами, умирают в состоянии шока.

Рассмотрим травмы, которые нарушают механическую стабильность таза. Эти травмы особенно опасны, так как могут привести к внутренним кровотечениям, повреждениям органов малого таза, нервов и сосудов, а также к длительным проблемам с ходьбой и передвижением.

Лечение таких травм требует комплексного подхода. Оно включает хирургическое вмешательство для восстановления целостности таза с помощью фиксирующих устройств и реабилитацию для восстановления двигательных функций.

В этой работе будут рассмотрены травмы и методы восстановления стабильности тазового кольца. Без правильного лечения такие травмы могут вызывать хронические боли, проблемы с движением и инвалидность. Поэтому важно как можно скорее обратиться за медицинской помощью при подозрении на повреждение тазового кольца, чтобы провести диагностику и начать лечение.

В настоящее время принята концепция механогенеза травм таза, предложенная G. Pennal и G. Sutherland в 1961 году. Они выделили три группы повреждающих механических сил: наружная ротация, боковая компрессия (внутренняя ротация) и вертикальный сдвиг.

Для определения степени повреждения вертлужной впадины И.П. Складов предложил классификацию переломов дна на три степени:

- перелом впадины 1 степени – трещина;
- перелом 2 степени – вдавление головки;
- перелом 3 степени – внедрение головки.

Следует учитывать, что эти классификации не охватывают все возможные травмы вертлужной впадины.

1.3 Механические свойства тазового кольца

Когда говорим о травмах тазового кольца и устройствах для его фиксации, сперва нужно изучить механические свойства тазового кольца. Костная ткань – это живая и динамичная ткань, которая не только крепкая, но и способна расти, восстанавливаться и регулировать минеральный обмен в организме. Костная ткань состоит из клеток, матрикса и минеральных солей.

Тазовое кольцо связывает нижние конечности с туловищем и поддерживает внутренние органы. Оно состоит из нескольких костей: крестца, костей таза (подвздошных костей, тазового крыла и лобковой кости) и копчика. Основная функция тазового кольца – это функция поддержки верхней части тела и передача веса на ноги. Также оно создает опору для внутренних органов малого таза, таких как мочевого пузыря, прямая кишка и органы репродуктивной системы.

Тазовое кольцо обеспечивает стабильности, функциональность и защиту тела, а также поддержании его здоровья и мобильности.

Основные свойства тазового кольца:

- передача веса тела. Происходит через бедренно-крестцовую дугу, когда человек стоит, и через седалищно-крестцовую дугу, когда человек сидит;

– прочное лонное сочленение. Для разрыва сочленения требуется усилие в 197 кг;

– прочное крестцово-подвздошное сочленение. Для его разрыва необходимо усилие в 213 кг;

– высокая прочность самого таза. Статические нагрузки на таз при положении стоя и сидя показывают, что силы растяжения и сжатия в области тазового кольца могут достигать 570 кгс/см². Эти нагрузки максимальны в области терминальной линии таза и крестцово-подвздошных сочленений;

– прочность задних отделов таза значительно выше, чем передних. Поэтому, если механическое воздействие способно нарушить целостность заднего полукольца, оно обязательно приведет к разрыву и переднего полукольца.

Также важно учитывать распределение силы между передними и задними отделами тазового кольца (рисунок 3).

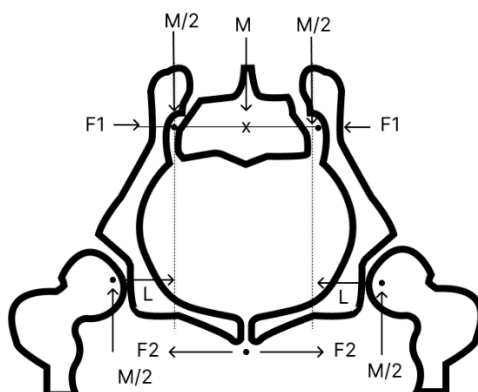


Рисунок 3 – Распределение нагрузок тазового кольца

За массу тела принимается символ M – это вертикальная статическая нагрузка. Поскольку нагрузка на каждую сторону тазового кольца действует симметрично то сила распределяется как $M/2$.

Когда на тазовое кольцо оказывается сила величиной $M/2$ и располагается на расстоянии L от крестцово-подвздошного сустава, это вызывает вращающий момент, который можно интерпретировать как склонность к вращению. Этот момент, равный произведению $M/2$ на длину L , создаёт растягивающие напряжения в тканях. Этим напряжениям в противовес выступают силы $F1$, которые действуют в районе крестцово-подвздошных суставов, и силы $F2$,

приложенные к лобковому симфизу. Если лобковый симфиз поврежден, баланс сил нарушается, и растягивающие усилия начинают проявляться. Направление этих усилий не является прямым, а следует по касательной линии контура тазового кольца.

1.4 Анализ влияния параметров фиксации на стабильность тазового кольца

Фиксирующие устройства как надежные помощники в восстановлении после травмы. Когда кости или суставы получают повреждения, одной из важнейших задач становится восстановление их стабильности. Но как это сделать – зависит от типа и тяжести травмы.

Когда врачи решают, какое устройство выбрать, они обращают внимание на тип повреждения и особенности тела пациента. Например, если пострадало тазовое кольцо, могут использоваться разные виды имплантов, такие как винты, пластины, болты и проволока. Какой именно имплант выбрать будет решаться, исходя из его конструкции, а также местоположения и количества, чтобы обеспечить нужную стабильность.

Выбор фиксирующего устройства только начало, также важно учитывать и индивидуальные особенности пациента, такие как состояние его костной ткани. Если у пациента слабые кости или остеопороз, может потребоваться особенно надежная фиксация, чтобы все зажило как надо.

А после операции также нужно уделить внимание правильному заживлению костей. Для этого применяются разные методы реабилитации, такие как физическая терапия, специальные устройства. Важно следить за тем, чтобы не возникли осложнения, такие как инфекции или отторжение имплантов. Ведь это может серьезно затруднить процесс восстановления.

Помимо выбора какого именно устройства использовать, важно понимать, как место и количество имплантатов влияют на стабильность тазового кольца. Исследования показывают, что правильное местоположение и количество имплантатов могут сильно повлиять на то, насколько крепко будет кольцо

после операции. Например, куда ставить импланты, как их углы, и сколько точек фиксации использовать – все это важно для успешного восстановления и предотвращения повторных травм.

Еще один важный момент – это тип и форма имплантатов, которые используются. Разные виды этих устройств могут по-разному влиять на стабильность кольца, в зависимости от их размеров, формы и места, куда они вставляются. Например, винтовые системы обеспечивают очень точную фиксацию и могут быть полезны, если есть повреждения костей.

Необходимо и учитывать качество костной ткани. Если она слабая или есть остеопороз, то восстановление кольца может быть сложнее, и может потребоваться более крепкая или специальная фиксация, чтобы все зажило правильно.

Помимо выбора конкретного типа фиксирующего устройства учтём, как различные параметры фиксации влияют на стабильность тазового кольца.

В зависимости от их формы, размера и местоположения внедрения, различные виды имплантов могут оказывать разное воздействие на стабильность тазового кольца. Например, винтовые системы предоставляют точную фиксацию и могут быть полезны при повреждениях костей.

Также необходимо учитывать качество костной ткани. Если она слабая или есть остеопороз, это может создавать дополнительные сложности при восстановлении тазового кольца, требуя более надежной фиксации.

Все эти параметры требуется тщательно анализировать и учитывать при планировании и проведении операции по восстановлению тазового кольца. Понимание влияния этих факторов на стабильность костей и суставов является ключевым моментом в успешном хирургическом лечении повреждений в этой области.

Фиксирующие устройства помогают делать кости и суставы устойчивыми после травмы. Какие устройства выбрать, зависит от того, что случилось с костями или суставами. Важно изучить, какие вещи влияют на то, чтобы ко-

сти в тазовом кольце остались на месте после операции. Например, какие импланты выбрать, куда их поставить и сколько нужно. Также важно учитывать, какая у пациента костная ткань, и чтобы после операции кости хорошо зажили, можно применить физическую терапию или использовать специальные устройства. Важно также следить за тем, чтобы после операции не возникли проблемы, такие как инфекции или отторжение имплантов.

1.5 Виды фиксирующих устройств тазового кольца

Методика открытой репозиции при разрывах крестцово-подвздошного сочленения со смещением (SST) – это операция для восстановления крестцово-подвздошного сочленения после травмы. Этот вид повреждения часто происходит из-за серьезных травм, таких как аварии или падения с высоты, и требует хирургического вмешательства для восстановления стабильности таза и предотвращения дальнейших проблем.

Процедура начинается с доступа к поврежденному сочленению через разрез на коже и подкожной ткани. Хирург оценивает степень повреждения и возможные сопутствующие травмы, такие как повреждения мочеполовой системы или соседних органов.

Затем происходит восстановление костных фрагментов. Это включает удаление обломков костей, очистку места перелома от мягких тканей и крови, а также внимательное выправление смещенных фрагментов в правильное положение.

После того как хирург вернул кости в правильное положение, следующим шагом становится фиксация. Это может быть сделано разными способами, такими как использование винтовых систем, пластин и болтов, или модульных аппаратов наружной фиксации. Какой метод выбрать зависит от характеристик травмы, особенностей пациента и предпочтений врача.

После завершения процедуры врачом проводится тщательное обследование, чтобы убедиться, что кости находятся в правильном положении и нет повреждений окружающих тканей.

Стратегия открытой репозиции при разрывах крестцово-подвздошного

сочленения со смещением требует опытного хирурга и может быть связана с рисками, такими как инфекции, кровотечения или повреждения нервов. Поэтому решение о ее проведении всегда принимается индивидуально с учетом всех обстоятельств.

Модульные аппараты наружной фиксации – это системы, используемые в хирургии для стабилизации костей и суставов. Они состоят из нескольких частей, которые могут быть настроены под каждого пациента и конкретный случай лечения.

Основные компоненты модульных аппаратов включают в себя раму, кольца или фиксаторы, рычаги и болты, а также суставы и соединения. Они обеспечивают индивидуальную настройку, возможность корректировки в процессе лечения и учет анатомических особенностей каждого пациента.

Улучшенная гигиена и обслуживание благодаря модульной конструкции, которая делает очистку аппарата проще.

Снижение риска инфекций благодаря открытой конструкции, которая обеспечивает хорошую вентиляцию и доступ к ране.

Модульные аппараты наружной фиксации широко применяются для лечения различных травм, в числе которых переломы, деформации костей и суставов, а также для коррекции длины конечностей.

Тазовые пластины – это такие металлические пластины, которые используются в хирургии для фиксации костей таза. Они крепятся на поврежденные кости с помощью винтов или болтов для обеспечения стабильности и их восстановления.

Основные характеристики тазовых пластин включают:

- материал – обычно используются металлы, такие как нержавеющая сталь или титан, для прочности и долговечности;

- дизайн – форма и размер могут различаться в зависимости от пациента и типа операции;

- фиксация – пластины крепятся на кости с помощью винтов или болтов для надежной фиксации;

– применение – используются для восстановления после переломов и в различных операциях на тазовых суставах;

– стерильность – перед использованием пластины должны быть стерильными, чтобы предотвратить инфекции.

Тазовые пластины играют важную роль в хирургии таза, помогая восстановить его стабильность и функциональность.

1.6 Обзор существующих программных продуктов, предназначенных для решения подобных задач

В этой части будут изучены программы для работы с медицинскими изображениями и моделирования тазового кольца и фиксирующих устройств.

В этом разделе будут рассмотрены основные характеристики нескольких программ, их преимущества и возможности.

Существует несколько программ, которые помогают в моделировании тазового кольца и создании устройств фиксации:

– инструмент ANSYS Mechanical – это программа для анализа механических систем. Она может создавать модели и анализировать напряжения и деформации в костях и устройствах фиксации. Функциональность ANSYS Mechanical помогает моделировать различные механические системы и анализировать напряжения, деформации, жесткость и теплоперенос. Он также поддерживает разные материалы и граничные условия. Производительность ANSYS Mechanical работает быстро и позволяет обрабатывать крупные и сложные модели. Однако для эффективной работы требуется мощный компьютер. Удобство использования. Интерфейс ANSYS Mechanical требует профессиональных навыков у пользователя;

– инструмент Abaqus – эта программа для анализа механических систем. Она может моделировать сложные материалы и деформации, включая тазовое кольцо. Функциональность Abaqus предоставляет множество возможностей для моделирования механических систем и анализа физических процессов. Он известен своей высокой точностью и результативностью. Производитель-

ность, Abaqus хорошо работает с большими моделями и обеспечивает высокую производительность, особенно при использовании распределенных вычислений. Удобство использования. Интерфейс Abaqus понятен, но может потребовать некоторого времени для изучения всех возможностей программы;

– инструмент SIMULIA Living Heart – это специализированная программа для моделирования сердечно-сосудистой системы, но ее также можно использовать для моделирования тазового кольца и анализа его механических свойств. Функциональность SIMULIA предоставляет обширные возможности для моделирования механических систем и проведения анализа различных физических процессов. Она известна своей высокой точностью и качеством результатов. Производительность SIMULIA хорошо оптимизирована для работы с крупными моделями и обеспечивает высокую производительность, особенно при использовании распределенных вычислений. Удобство использования. Интерфейс SIMULIA интуитивно понятен, хотя может потребовать времени для овладения всеми функциями программы;

– инструмент 3D Slicer – это бесплатное программное обеспечение для обработки медицинских изображений. Оно создает трехмерные модели анатомических структур на основе снимков и позволяет визуализировать результаты анализа. Функциональность 3D Slicer имеет много возможностей для работы с медицинскими изображениями. Она помогает создавать трехмерные модели частей тела и анализировать результаты моделирования. Производительность. 3D Slicer хорошо справляется с обработкой как маленьких, так и больших медицинских данных. Она работает быстро и показывает изображения и анализы быстро. Удобство использования. Программа проста и понятна в использовании. Интерфейс простой и понятный, даже для тех, кто не знаком с медицинским моделированием;

– инструмент MATLAB – это мощный инструмент для численного моделирования и анализа данных. Он помогает разрабатывать алгоритмы для задач биомеханики и создавать приложения для работы с моделями тазового кольца. Функциональность MATLAB. Предоставляет много инструментов для

численного моделирования и анализа данных. Его можно использовать для создания и исследования моделей тазового кольца и фиксирующих устройств. Производительность и эффективность MATLAB зависит от сложности задачи и мощности компьютера. Для сложных расчетов и больших объемов данных может понадобиться мощное оборудование. Удобство использования. Интерфейс MATLAB достаточно понятный, но освоение всех функций программы займет некоторое время;

– инструмент Blender – это программное обеспечение для трехмерного моделирования и визуализации. Хотя оно не специализируется на биомеханике, Blender может создавать реалистичные модели тазового кольца и устройств фиксации. Функциональность Blender предлагает много инструментов для 3D-моделирования, анимации и визуализации. Его можно использовать для создания реалистичных 3D-моделей тазового кольца и фиксирующих устройств. Производительность. Как хорошо работает Blender, зависит от сложности проекта и мощности компьютера. Для больших проектов нужно мощное оборудование. Удобство использования. Интерфейс Blender достаточно простой и понятный, но, чтобы освоить все возможности программы, нужно некоторое время;

– инструмент COMSOL Multiphysics – это средство для моделирования многих физических процессов. Оно может создавать многодисциплинарные модели, включая модели тазового кольца и устройств фиксации. Функциональность COMSOL Multiphysics предоставляет инструменты для моделирования разных физических процессов, что делает его универсальным для многодисциплинарных исследований. Производительность. Эффективность работы COMSOL Multiphysics зависит от сложности модели и физических процессов. В целом, программа справляется с различными задачами. Удобство использования. Интерфейс COMSOL Multiphysics интуитивно понятный и имеет много инструментов для настройки моделей и анализа результатов;

– инструмент SolidWorks – это инструмент для трехмерного проектиро-

вания механических систем. Он помогает создавать сложные модели и проводить инженерный анализ, включая анализ напряжений и деформаций. Функциональность SolidWorks делает этот инструмент мощным для 3D-проектирования механических систем. Он позволяет создавать детализированные модели и проводить инженерный анализ. Производительность SolidWorks зависит от сложности проекта и мощности компьютера. В большинстве случаев он работает быстро и эффективно. Удобство использования. Интерфейс SolidWorks понятен и легко осваивается даже для начинающих пользователей.

Данные программы имеют свои достоинства и недостатки и могут использоваться в данных исследованиях, но все перечисленные выше программы не решают полного спектра задач, а могут использоваться только для определённой задачи.

Далее необходимо создать график (рисунок 4), чтобы сравнить производительность разных программ для моделирования и анализа биомеханических систем, таких как тазовое кольцо и фиксирующие устройства. Этот график поможет понять, какие программы лучше всего подходят для разных задач в биомедицинском инжиниринге и биомеханике.

Цели графика:

- сравнение производительности – график покажет, как разные программы справляются с моделированием и анализом. Это поможет выбрать наилучшее программное обеспечение для конкретных задач;

- помощь в выборе инструментов – знание производительности различных программ поможет нам выбрать подходящий;

- оценка эффективности – график покажет, насколько эффективно каждая программа использует вычислительные ресурсы при работе с моделями разной сложности. Это важно для планирования проектов и управления ресурсами;

- информирование пользователей – график делает информацию более понятной и доступной для широкого круга пользователей, в том числе и для тех, кто не имеет глубоких знаний в биомедицинском инжиниринге.

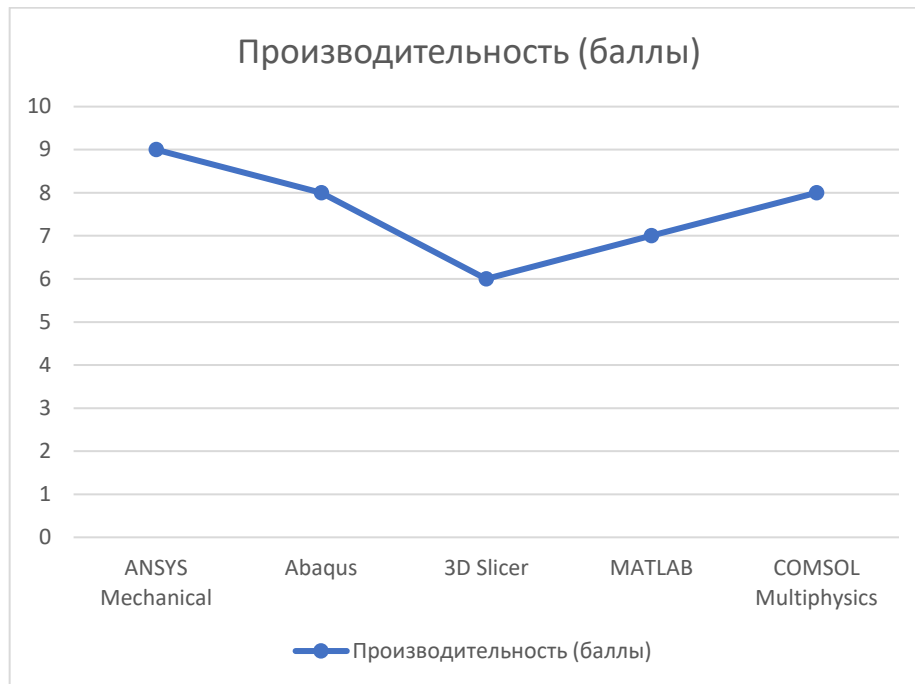


Рисунок 4 – График производительности стороннего программного обеспечения

Разработать программу для моделирования тазового кольца и фиксирующих устройств необходимо по следующим причинам:

- адаптация под задачи – собственная программа позволяет настроить инструменты и функции под наши специфические исследования и медицинские нужды. Это трудно сделать с готовыми программами;

- контроль и гибкость – программа позволяет получить полный контроль над процессом моделирования и анализа, что позволяет вносить изменения и улучшения по мере необходимости;

- оптимизация производительности – программа позволяет оптимизировать программу для конкретных задач, что улучшает производительность и снижает требования к оборудованию;

- экономическая эффективность – в долгосрочной перспективе своя программа может быть выгоднее, так как не нужно платить за лицензии и подписки на коммерческие программы;

– уникальные функции – в программу можно добавить функции, которые лучше соответствуют нашим исследованиям и клиническим потребностям.

Таким образом, создание собственной программы и моделей тазового кольца и фиксирующих устройств позволит добиться более точных и эффективных результатов.

2 ПРЕДЛАГАЕМЫЙ АЛГОРИТМ КОМПЬЮТЕРИЗИРОВАННОГО РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ

В этой работе будет рассмотрено, как можно сделать специальное устройство для поддержания правильной позиции костей таза. Работа будет состоять из следующих этапов:

– сначала необходимо изучить, как выглядит тазовое кольцо с помощью медицинских данных и книг о теле. Эта информация будет использована, чтобы создать математическую модель, которая покажет, как выглядит и как работает тазовое кольцо;

– затем будет изучено, какие силы воздействуют на тазовое кольцо, когда человек двигается или на него, действуют силы извне. Будет проанализировано, как эти силы влияют на форму тазового кольца;

– после этого нужно придумать специальное устройство, которое поможет держать тазовое кольцо в правильном положении. Оно должно быть таким, чтобы оно надежно удерживало кости таза;

– наконец, эта идея будет проверена, используя настоящие данные или модельные ситуации. Если нужно, будут внесены изменения, чтобы все работало как надо.

2.1 Описание задачи и ее математической модели

Это исследование касается того, как поведение тазового кольца меняется, когда на него действуют разные силы, и как можно создать специальное устройство, чтобы удерживать его в нужном положении.

Тазовое кольцо – это сложная часть тела, включающая кости, связки и мышцы, которые поддерживают верхнюю часть тела и передают силы между верхними и нижними конечностями.

В математической модели этой задачи есть уравнения, которые описывают, как ткани и кости реагируют на разные нагрузки и как они взаимодействуют между собой. Эти уравнения будут использованы, чтобы понять, как тело работает в разных ситуациях.

Рассмотрим формулу для расчета момента силы, как показано на рисунке 3:

$$M_{\text{момент}} = \frac{M}{2} \times L, \quad (1)$$

где M – это масса тела;

L – это расстояние от точки компрессии крестцово-подвздошного сустава.

Чтобы понять, как тазовое кольцо деформируется и двигается, используются численные методы, чтобы приблизить сложные формы и свойства материалов. Важно также учитывать, какие формы и размеры у костей в тазовом кольце. Это помогает адаптировать устройство фиксации под каждого пациента.

Составим математическую матрицу, которая будет иметь следующие строки:

– первая строка матрицы будет содержать коэффициенты $M/2$ для распределения нагрузок на тазовое кольцо по осям x, y, z ;

– вторая строка матрицы будет содержать коэффициенты $M/2$ для распределения нагрузок на устройство фиксации по осям x, y, z ;

– третья строка матрицы будет содержать коэффициенты для распределения силы фиксации по компонентам $F1, \dots, Fn$:

$$M = \begin{bmatrix} M/2 & M/2 & M/2 \\ M/2 & M/2 & M/2 \\ F1 & \dots & Fn \end{bmatrix}, \quad (2)$$

где M – масса тела.

Эта матрица позволяет хранить и управлять значениями коэффициентов распределения нагрузок на тазовое кольцо и устройство фиксации.

Для описания поведения модели тазового кольца. Рассмотрим уравнение упругости:

$$\sigma = E * \varepsilon, \quad (3)$$

где σ – напряжение;

E - модуль упругости;

ε - деформация.

Для вычисления деформации плоских костей таза актуальна следующая формула:

$$\frac{\sigma_x}{\varepsilon_x} = E / (1 - 2 * \nu), \quad (4)$$

где E – модуль упругости. $E = 10000\text{MPa}$;

ν – коэффициент Пуассона. $\nu = 0.25$.

Данные значения были взяты из программного обеспечения COMSOL Multiphysics «Материалы модели» (рисунок 5).



Рисунок 5 – Материал модели.

Эта формула отражает связь между напряжением, деформацией и модулем упругости, учитывая при этом влияние коэффициента Пуассона.

Далее будет рассмотрена математическая формула для оценки устойчивости устройства фиксации.

Сила фиксации представляет собой меру усилия, которое устройство фиксации оказывает для удержания и стабилизации суставов или костных фрагментов. Эта сила измеряется в напряжении, применяемом к костным структурам или фрагментам под действием устройства фиксации.

Оценка устойчивости:

$$F_{\text{фиксации}} = \sqrt{F_1^2 + \dots + F_n^2}, \quad (5)$$

где F_1, \dots, F_n - индивидуальные силы, действующие отдельно от каждой точки фиксации или компонента устройства фиксации.

$$F_n = \sqrt{F_{nx}^2 + F_{ny}^2 + F_{nz}^2}, \quad (6)$$

где каждая компонента F_{nx}, F_{ny}, F_{nz} соответствует действию силы вдоль соответствующей оси.

Сила воздействия представляет собой внешнюю силу, прикладываемую к точке с координатами x, y, z устройства открытого типа.

Таким образом, математическая модель задачи представляет собой инструмент для анализа и оптимизации дизайна устройства фиксации тазового кольца, а также для планирования и прогнозирования результатов хирургических вмешательств в данной области.

2.2 Описание предлагаемого алгоритма решения, включая его шаги и методы

Предполагаемый алгоритм решения предусматривает следующие этапы:

– создание 3D-модели тазового кольца. Сбор данных (элементы тазового кольца). На первом этапе необходимо собрать все необходимые данные о тазовом кольце. Это включает изучение литературы так, были использованы следующие размеры. Высота подвздошного гребня (Crest of ilium) – средняя высота подвздошного гребня составляет примерно 22 см. Длина подвздошного гребня – в среднем около 28 см. Толщина подвздошного гребня колеблется от 1.5 до 2.5 см. Высота крыла подвздошной кости (Ala of ilium): примерно 14 см. Ширина крыла подвздошной кости примерно 12 см. Длина седалищной кости примерно 12 см. Толщина седалищной кости в среднем составляет около 2 см. Высота седалищного бугра (Ischial tuberosity) примерно 4 см. Ширина седалищного бугра примерно 6 см. Длина верхней ветви лобковой кости (Superior

pubic ramus) примерно 7 см. Толщина верхней ветви лобковой кости около 1.5 см. Длина нижней ветви лобковой кости (Inferior pubic ramus) примерно 8 см. Толщина нижней ветви лобковой кости: около 1 см;

– сбор данных (Общие размеры тазового кольца). Ширина тазового кольца (расстояние между двумя подвздошными гребнями): В среднем около 28-30 см. Высота тазового кольца (от крестца до лобкового симфиза): примерно 20-22 см. Диаметр входа в малый таз (от передневерхнего подвздошного гребня до крестца): В среднем около 23-25 см. Поперечный диаметр (расстояние между двумя самыми дальними точками подвздошных гребней): примерно 25-27 см. Данные значения были взяты из медицинских источников, таких как рентгеновские снимки, МРТ и анатомические справочники. Собранные данные тщательно анализируются и систематизируются;

– обработка изображений. На основе собранных данных, с помощью специального программного обеспечения, создается трехмерная модель тазового кольца. Размеры тазового кольца мы берем усредненные опираясь на общедоступные данные;

– построение 3D-модели. Используя данные и программное обеспечение, строится 3D-модель тазового кольца. Модель отображает все ключевые кости. Эта модель позволяет визуализировать анатомию таза и понять, как различные части взаимодействуют друг с другом;

– математическое моделирование свойств тканей и костей. Разработка математической модели. На основе созданной 3D-модели разрабатывается математическая модель тазового кольца. В этой модели учитываются механические свойства костей, такие как прочность, упругость и способность к деформации. Далее мы будем использовать полученные параметры в нашей программе при вычислении прочности и устойчивости конструкции устройства фиксации и тазового кольца;

– применение численных методов. Чтобы точно описать сложную геометрию тазового кольца и поведение материалов под нагрузкой, используются

численные методы, такие как метод конечных элементов. Эти методы позволяют решать уравнения, описывающие, как ткани и кости реагируют на различные силы;

– аппроксимация геометрии. Аппроксимация геометрии – это процесс создания упрощенной, но достаточно точной модели сложной формы объекта. В нашем случае, это сложная форма тазового кольца. Тазовое кольцо имеет сложную анатомическую структуру с множеством мелких деталей, таких как изгибы костей, места соединений с мышцами и связками. Чтобы математическая модель была точной и полезной, она должна учитывать все эти особенности. Если не учитывать эти мелкие детали, то расчеты были бы неточными и, следовательно, бесполезными для практических применений. Для аппроксимации сложной геометрии тазового кольца мы используем численные методы, такие как метод конечных элементов (МКЭ). Вот как это работает. Разделение на элементы – сложная форма тазового кольца разбивается на множество маленьких, простых элементов. Это похоже на то, как мозаика состоит из множества маленьких кусочков. Создание сетки – эти элементы объединяются в сетку, которая покрывает всю поверхность тазового кольца. Сетка позволяет анализировать поведение каждого маленького участка.

Анализ свойств – для каждого элемента сетки мы определяем его свойства, такие как прочность и упругость. Эти свойства помогают понять, как каждый участок тазового кольца будет реагировать на нагрузки. Решение уравнений – мы применяем математические уравнения, которые описывают поведение материала под нагрузкой, к каждому элементу. Это позволяет нам рассчитать, как тазовое кольцо будет деформироваться и перемещаться при различных условиях;

– анализ нагрузок и деформаций. Оценка нагрузок. На этом этапе оцениваются типы и интенсивность нагрузок, которые действуют на тазовое кольцо в разных условиях. Так мы проведем оценку вертикальных нагрузок – это проверка прочности устройства при давлении массы тела (рисунок б).

Вертикальные нагрузки
(Статические и динамические)



Рисунок 6 – Диаграмма вертикальных нагрузок на тазовое кольцо и устройство фиксации

Проверку горизонтальных нагрузок – это тестирование устойчивости к силам, действующим сбоку, а также спереди и сзади (рисунок 7).

Горизонтальные нагрузки
(Латеральные и передне-задние)

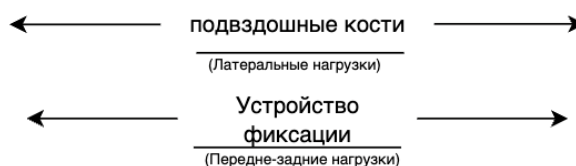


Рисунок 7 – Диаграмма горизонтальных нагрузок на тазовое кольцо и устройство фиксации

Проверку асимметричных нагрузок – это анализ эффективности при неравномерном распределении нагрузки (рисунок 8).

Диаграмма асимметричных нагрузок



Рисунок 8 – Диаграмма асимметричных нагрузок на тазовое кольцо и устройство фиксации

Проверку комбинированных нагрузок – это комплексное тестирование фиксации при различных комбинированных нагрузках (рисунок 9).

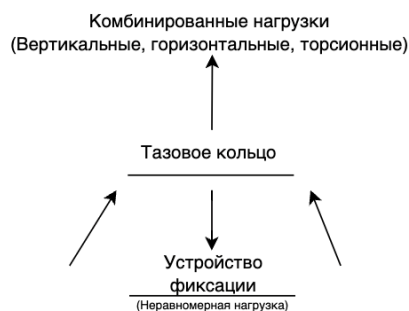


Рисунок 9 – Диаграмма асимметричных нагрузок на тазовое кольцо и устройство фиксации

– моделирование переломов. Для оценки устойчивости тазового кольца моделируются возможные переломы. Это помогает понять, в каких условиях и при каких нагрузках могут возникать повреждения. Моделирование переломов также полезно для разработки эффективных методов фиксации и лечения. Для моделирования переломов тазового кольца используем уравнения, описывающие механические свойства материалов и нагрузки. Рассмотрим основные формулы для расчетов по осям x , y , z ;

Уравнение напряжений. Напряжение σ в кости определяется по формуле:

$$\sigma = F/a, \quad (7)$$

где F – сила, действующая на кость;

a – площадь поперечного сечения кости.

Уравнение деформаций. Деформация ε определяется по формуле:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}, \quad (8)$$

где ΔL – изменение длины кости;

L_0 – первоначальная длина кости.

Уравнение для расчетов по осям x , y , z .

Нагрузка по оси x считается по формуле:

$$\sigma_x = \frac{F_x}{A_x}, \varepsilon_x = \frac{\Delta L_x}{L_{0x}}, \quad (9)$$

где σ_x – напряжение по оси x;

F_x – действующая сила по оси x;

A_x – площадь поперечного сечения по оси x;

ε_x – деформация по оси x;

ΔL_x – изменение длины кости по оси x;

L_{0x} – первоначальная длина кости по оси x.

Нагрузка по оси y считается по формуле:

$$\sigma_y = \frac{F_y}{A_y}, \varepsilon_y = \frac{\Delta L_y}{L_{0y}}, \quad (10)$$

где σ_y – напряжение по оси y;

F_y – действующая сила по оси y;

A_y – площадь поперечного сечения по оси y;

ε_y – деформация по оси y;

ΔL_y – изменение длины кости по оси y;

L_{0y} – первоначальная длина кости по оси y.

Нагрузка по оси z считается по формуле:

$$\sigma_z = \frac{F_z}{A_z}, \varepsilon_z = \frac{\Delta L_z}{L_{0z}}, \quad (11)$$

где σ_z – напряжение по оси z;

F_z – действующая сила по оси z;

A_z – площадь поперечного сечения по оси z;

ε_z – деформация по оси z;

ΔL_z – изменение длины кости по оси z;

L_{0z} – первоначальная длина кости по оси z.

Моделирование крутящих нагрузок считается по следующим формулам.

Момент силы M :

$$M = F * L, \quad (12)$$

где F – действующая сила;

L – длина кости.

Торсионные напряжения:

$$\tau = \frac{M * r}{J}, \quad (13)$$

где r – радиус;

M – момент силы;

J – момент инерции.

Уравнение для ударных нагрузок:

$$F_{\text{удар}} = m * a, \quad (14)$$

где m – масса;

a – ускорение.

Уравнение для асимметричных нагрузок:

$$\sigma_{\text{ассим}} = \sigma_{\text{лев}} - \sigma_{\text{прав}}, \quad (15)$$

где $\sigma_{\text{лев}}$ и $\sigma_{\text{прав}}$ – напряжения в левой и правой частях тазового кольца соответственно.

Применение математических формул в модели.

Используя вышеуказанные уравнения, можно смоделировать различные типы нагрузок и их влияние на тазовое кольцо. Перечислим следующие:

– Вертикальная нагрузка:

$$\sigma_{z, \text{вертик}} = \frac{F_{z, \text{вертик}}}{A_z}, \quad (16)$$

где $F_{z, \text{вертик}}$ – сила, действующая по оси z;

A_z – площадь поперечного сечения по оси z.

– Горизонтальная нагрузка:

$$\sigma_{y, \text{гориз}} = \frac{F_{y, \text{гориз}}}{A_y}, \quad (17)$$

где $F_{y, \text{гориз}}$ – сила, действующая по оси y;

A_y – площадь поперечного сечения по оси y.

Основываясь на приведенных выше диаграммах и формулах, мы можем понять, разобрать и смоделировать различные типы нагрузок в нашей будущей программе.

2.2.1 Сбор и анализ анатомических данных

В этом разделе будет подробно рассмотрен процесс сбора анатомических данных, необходимых для создания модели тазового кольца. Здесь описываются источники данных, методы их получения и предварительная обработка.

В данной части работы был проведен сбором и анализом анатомических данных о тазовом кольце. Это важно для создания точной математической модели и разработки устройства фиксации. Были использованы открытые источники и научные работы, такие как статья «Radiological measurement of pelvic fractures using a pelvic deformity measurement software program» из библиотеки «National Library of Medicine». На основе этих исследований были сделаны необходимые вычисления и была построена модель тазового кольца.

2.2.2 Создание трехмерной модели тазового кольца

Этот раздел посвящен использованию программного обеспечения для построения трехмерной модели тазового кольца на основе собранных анатомических данных.

– сбор данных. Сначала были собраны все доступные данные о тазовом кольце. Тазовое кольцо состоит из нескольких костей: подвздошные, седалищ-

ные и лобковые кости. Эти кости соединены между собой суставами и связками. Были изучены размеры и форма этих костей, а также их расположение. Эти данные были получены из различных источников, включая радиологические исследования и анатомические атласы. Основные параметры, которые мы учли. Размеры костей: длина, ширина и толщина каждой кости. Форма костей: геометрические характеристики, такие как кривизна и углы. Расположение суставов и связок: места соединения костей между собой и их ориентация в пространстве;

– анализ данных. После сбора данных был проведен их анализу. Основной целью было понять, как эти параметры влияют на механические свойства тазового кольца. Были использованы данные из статьи «Radiological measurement of pelvic fractures using a pelvic deformity measurement software program», чтобы провести необходимые вычисления. В этом тексте описан метод измерения деформаций тазового кольца с помощью специализированного программного обеспечения. Этот метод был использован для оценки устойчивости тазового кольца при различных нагрузках. На основании этих данных были определены критические точки, где чаще всего происходят переломы;

– вычисления. Для вычислений были использованы несколько методов. Во-первых, был использован метод конечных элементов для аппроксимации сложной геометрии тазового кольца. Этот метод позволяет учитывать мелкие детали и особенности строения тазового кольца, что важно для точности расчетов.

Основные этапы вычислений включали. Построение сеточной модели тазового кольца. Тазовое кольцо было разбито на множество маленьких элементов, для которых можно провести точные вычисления. Определение механических свойств материалов. Были учтаны различные свойства костей и тканей, такие как упругость и прочность на разрыв. Моделирование нагрузок. Были смоделированы различные типы нагрузок, включая вертикальные, горизонтальные, крутящие и ударные нагрузки. Это позволило понять, как тазовое кольцо ведет себя в разных ситуациях.

На основании этих данных был проведен анализ деформаций и перемещений тазового кольца. Также были оценены его стабильность и устойчивость при различных нагрузках. Это позволило определить наиболее уязвимые места, где происходят переломы.

В результате проведенного анализа были собраны и проанализированы важные анатомические данные о тазовом кольце. Эти данные являются основой для создания математической модели и разработки устройства фиксации. Использование открытых источников и научных работ, таких как статья из «National Library of Medicine», позволило получить точные и надежные данные для наших вычислений. Анализ показал, что точный сбор и анализ анатомических данных являются ключевыми шагами в создании эффективного устройства фиксации для тазового кольца.

2.2.3 Разработка математической модели

В этом разделе описывается процесс разработки математической модели тазового кольца. Была поставлена цель создать точную и детализированную модель, которая учитывала бы все важные анатомические и механические характеристики тазового кольца. Для этого были использованы различные методы и подходы, включая численные методы и метод конечных элементов.

Основные шаги разработки математической модели:

– построение геометрической модели. Первый шаг в разработке математической модели – это построение точной геометрической модели тазового кольца. Для этого были использованы данные, собранные и проанализированные на предыдущем этапе. Были учтены размеры, форма и расположение костей, суставов и связок.

Геометрическая модель была создана с использованием специализированного программного обеспечения Blender сама модель экспортирована в формате «рlу» данный формат дает возможность работать с данной моделью задавать материал модели и проводить с ней математические операции, которое позволило нам визуализировать и обработать сложную анатомическую

структуру тазового кольца. На этом этапе важно было учесть все мелкие детали, чтобы модель была максимально точной и реалистичной (рисунок 10);



Рисунок 10 – Геометрическая модель тазового кольца

– определение механических свойств. Следующий этап – это изучение механических характеристик костей и тканей тазового кольца. Для этого были использованы данные из различных научных исследований и источников литературы. Плотность модели: это мера того, сколько масса распределена в объеме модели. Плотность помогает понять, насколько тяжелая или легкая модель. Материал модели: материал, из которого сделана модель, в нашем случае костная ткань. От материала зависят многие механические свойства, такие как прочность и упругость. Объем модели: это количество пространства, которое занимает модель. В данном случае единица объема кубические метры;

– масса модели – это мера количества вещества в модели. Масса измеряется килограммах. Для вычисления массы умножим плотность модели на её объём;

– упругость модели – упругость показывает, как сильно материал может растягиваться или сжиматься и затем возвращаться в первоначальную форму. В данном случае воспользуемся общепринятыми значениями упругости кости;

– размеры модели и каждой конкретной кости (размеры задавались вручную при создании модели, так как мы не можем работать с проприетарными форматами, такими как `.sldprt`, что не позволяет динамически изменять размеры модели). Это длина, ширина и высота модели. Размеры каждой конкретной кости также учитываются и задаются вручную;

– коэффициент Пуассона – этот коэффициент показывает, как материал изменяется в одном направлении, когда на него воздействует сила в другом направлении;

– положение модели относительно координат x , y , z – это местоположение модели в пространстве. Координаты x , y и z указывают, где именно находится модель;

– способность к деформации – способность материала изменять свою форму под действием сил;

– радиус – расстояние от центра модели до ее края;

– ускорение – это изменение скорости модели с течением времени. Ускорение измеряется в метрах на секунду в квадрате (m/s^2). Так математически будет моделироваться стабильность модели тазового кольца и устройства фиксации.

– напряжение костей – это сила, действующая на кости, вызывающая их растяжение или сжатие. Напряжение измеряется в паскалях (Па).

Эти параметры были включены в математическую модель для более точного описания поведения тазового кольца под различными нагрузками.

Метод конечных элементов. Для решения уравнений, описывающих поведение тазового кольца под нагрузками, были использованы методы конечных элементов (МКЭ). Этот метод позволяет разбить сложную геометрическую форму на множество небольших элементов, для которых можно провести точные вычисления.

Основные этапы применения МКЭ:

– создание сеточной модели – тазовое кольцо было разбито на множество мелких элементов, называемых конечными элементами. Это позволило

детально рассмотреть каждую часть тазового кольца;

- определение граничных условий. Были заданы условия, при которых будут проводиться вычисления, включая фиксацию и типы нагрузок;

- решение уравнений. Были использованы численные методы для решения уравнений, описывающих деформации и напряжения в каждом элементе;

- валидация модели. После создания математической модели важно было проверить её точность и надежность. Была проведена серия тестов и сравнений с данными из реальных медицинских исследований. Это позволило убедиться, что данная модель корректно описывает поведение тазового кольца под различными нагрузками;

- моделирование различных сценариев.

2.2.4 Анализ нагрузок на тазовое кольцо

Анализ нагрузок на тазовое кольцо важен для понимания, как эта часть скелета реагирует на различные силы и давления. Тазовое кольцо поддерживает вес верхней части тела и передает его на нижние конечности, поэтому оно испытывает значительные нагрузки во время повседневных действий.

Идентификация видов нагрузок:

- статические нагрузки – силы, действующие на тазовое кольцо, когда тело находится в покое, например, стоя или сидя;

- динамические нагрузки – силы, возникающие при движении, например, при ходьбе, беге или прыжках.

Определение точек приложения сил. Выяснение, где именно на тазовом кольце воздействуют силы. Это задаётся по координатам x , y , z .

Построение модели нагрузок. Создание математической или компьютерной модели, представляющей тазовое кольцо, фиксирующего устройства и действующие на него силы. Это помогает визуализировать, как распределяются нагрузки по всей структуре.

Расчет напряжений и деформаций. Использование моделей для расчета, как нагрузки влияют на тазовое кольцо. Напряжения показывают, какие части структуры испытывают наибольшие силы, а деформации - насколько и в каких

направлениях изменяются размеры и форма тазового кольца.

Нагрузки и их влияние:

– стояние. Основная нагрузка идет от верхней части тела через позвоночник на тазовое кольцо. Напряжение сосредоточено в местах соединения позвоночника и бедренных костей;

– ходьба. Данная нагрузка вызывает переменные напряжения и деформации в тазовом кольце и устройстве фиксации;

– прыжки. При приземлении тазовое кольцо и устройство фиксации испытывает кратковременные, но значительные нагрузки, что может привести к временным деформациям.

2.2.5 Моделирование деформаций и перемещений

Здесь будет рассмотрено моделирование деформаций и перемещений тазового кольца под действием различных нагрузок. Будут использованы математические формулы для анализа статических и динамических нагрузок, возникающих при стоянии, ходьбе и прыжках, с учетом координат точек приложения сил и фиксирующих устройств.

– определение точек приложения сил. Были определены точки приложения сил по координатам x , y , z . Это позволяет точно задать места приложения нагрузок на тазовое кольцо и фиксирующие устройства, представляющие собой металлические пластины и штыри, закрепленные на тазовом кольце;

– построение модели нагрузок. Создание математической или компьютерной модели, представляющей тазовое кольцо и фиксирующие устройства, позволяет визуализировать распределение нагрузок по всей структуре. Эта модель учитывает геометрию, механические свойства структуры и координаты точек приложения сил;

– расчет напряжений и деформаций. Для расчета напряжений и деформаций используем формулы 7-16.

Нагрузки и их влияние.

Стояние:

$$\sigma_{\text{стояние}}(x,y,z) = \frac{F_{\text{стояние}}(x,y,z)}{A(x,y,z)}, \quad (18)$$

где $F_{\text{стояние}}(x,y,z)$ – сила, действующая в точке (x,y,z) .

Ходьба. При ходьбе нагрузка переменная и действует в разных направлениях. Мы учитываем силы в горизонтальной и вертикальной плоскостях:

– вертикальная составляющая:

$$\sigma_{\text{ходьба,z}}(x,y,z) = \frac{F_{\text{ходьба,z}}(x,y,z)}{A(x,y,z)}, \quad (19)$$

где $F_{\text{ходьба,z}}(x,y,z)$ – вертикальная сила в точке (x,y,z) .

– горизонтальная составляющая:

$$\sigma_{\text{ходьба,xу}}(x,y,z) = \frac{F_{\text{ходьба,xу}}(x,y,z)}{A(x,y,z)}, \quad (20)$$

где $F_{\text{ходьба,xу}}(x,y,z)$ – горизонтальная сила в точке (x,y,z) .

– прыжки, при приземлении тазовое кольцо и фиксирующие устройства испытывают кратковременные, но значительные вертикальные нагрузки:

$$\sigma_{\text{прыжок,}}(x,y,z) = \frac{F_{\text{прыжок,}}(x,y,z)}{A(x,y,z)}, \quad (21)$$

где $F_{\text{прыжок,}}(x,y,z)$ – сила воздействия в точке (x,y,z) , которая значительно превышает вес тела из-за ускорения.

Моделирование деформаций и перемещений тазового кольца под действием различных нагрузок позволяет точно предсказать, как оно будет реагировать на статические и динамические нагрузки. Были использованы математические формулы и определение точек приложения сил по координатам x , y , z , что нам помогло создать точную модель для анализа и разработки методов защиты и укрепления тазового кольца и фиксирующих устройств.

2.2.6 Моделирование переломов тазового кольца

Моделирование переломов тазового кольца необходимо для понимания того, как различные нагрузки могут привести к повреждению костной структуры. В этом разделе будет рассмотрено, как математически определить нагрузки, которые могут вызвать переломы, а также будут изучены методы фиксации для стабилизации повреждений.

Совместимость нагрузок и предельные значения

Совместимые нагрузки – это те нагрузки, которые тазовое кольцо выдерживает без повреждений. Определение предельных значений напряжений и сил поможет выявить критические нагрузки, которые могут привести к переломам.

Предел текучести (σ_y) и предел прочности (σ_u) являются ключевыми параметрами для оценки прочности костей и фиксирующих устройств.

– допустимое напряжение:

$$\sigma_{\text{доп}} = \frac{\sigma_y}{k}, \quad (22)$$

где $\sigma_{\text{доп}}$ – допустимое напряжение;

σ_y – предел текучести;

k – коэффициент запаса прочности.

– критическое напряжение:

$$\sigma_{\text{крит}} = \sigma_u, \quad (23)$$

где $\sigma_{\text{крит}}$ – критическое напряжение;

σ_u – предел прочности.

– математическое моделирование переломов. Для моделирования переломов используется понятие напряжений и деформаций. Рассмотрим основные формулы и шаги для предсказания и анализа переломов.

Определение силы, вызывающей перелом:

$$F_{\text{крит}} = \sigma_u * A, \quad (24)$$

где σ_u – предел прочности;

A – площадь поперечного сечения.

Напряжение в кости и фиксирующем устройстве. Сила F распределяется между костью и фиксирующим устройством:

$$F = F_{\text{кость}} + F_{\text{фиксация}}, \quad (25)$$

где $F_{\text{кость}}$ – сила кости;

$F_{\text{фиксация}}$ – сила фиксации.

Напряжение в кости:

$$\sigma_{\text{кость}} = \frac{F_{\text{кость}}}{A_{\text{кость}}}, \quad (26)$$

где $F_{\text{кость}}$ – сила кости;

$A_{\text{кость}}$ – площадь поперечного сечения кости.

Напряжение в фиксирующем устройстве:

$$\sigma_{\text{фиксация}} = \frac{F_{\text{фиксация}}}{A_{\text{фиксация}}}, \quad (27)$$

где $F_{\text{фиксация}}$ – сила фиксации;

$A_{\text{фиксация}}$ – площадь поперечного сечения фиксации.

Фиксация переломов. При переломах используются фиксирующие устройства, чтобы стабилизировать костную структуру и распределить нагрузки.

Учет деформаций в расчетах:

$$\epsilon_{\text{общая}} = \frac{F_{\text{кость}} * L_{\text{кость}} + F_{\text{фиксация}} * L_{\text{фиксация}}}{E_{\text{кость}} * A_{\text{кость}} + E_{\text{фиксация}} * A_{\text{фиксация}}}, \quad (28)$$

где $E_{\text{кость}}$ и $E_{\text{фиксация}}$ – модули упругости кости и фиксирующего устройства соответственно;

$F_{\text{фиксация}}$ – сила фиксации;

$A_{\text{фиксация}}$ – площадь поперечного сечения фиксации;

$F_{\text{кость}}$ – сила кости;

$A_{\text{кость}}$ – площадь поперечного сечения кости;

$L_{\text{кость}}$ – длина кости.

В данном разделе было выяснено, что с помощью математических формул можно предсказать критические нагрузки и принять меры для их предотвращения. Использование фиксирующих устройств помогает стабилизировать поврежденные участки и распределить нагрузки, что значительно снижает риск повторных переломов. Таким образом, анализ нагрузок и моделирование деформаций являются ключевыми элементами в обеспечении безопасности и устойчивости тазового кольца.

2.2.7 Разработка устройства фиксации открытого типа

Разработка устройства фиксации открытого типа является важным шагом для обеспечения стабильности тазового кольца после перелома. В этом разделе расскажем, как мы создали такое устройство в программе SolidWorks:

- подготовка к работе. Перед началом проектирования мы собрали все необходимые данные о размерах и форме тазового кольца. Это включало измерение ключевых параметров и определение точек, где будет установлено устройство фиксации;

- создание основной модели. Для этого нужно запустим программу SolidWorks и создать новый проект;

- создание эскиза. Первым этапом является создание 2D-эскиза устройства фиксации. Для этого, используя функцию "Скетч" (Sketch), нужно выбрать плоскость и нарисовать основные контуры устройства. Эскиз включает прямоугольные и круглые элементы, которые будут использоваться для крепления устройства к кости;

– экструзия эскиза. Используя команду "Вытянуть" (Extrude), нужно превратить 2D-эскиз в 3D-модель. Нужно установить нужную толщину и размеры для каждой части устройства;

– добавление отверстий. На поверхности устройства нужно создать отверстия для болтов и штифтов, которые будут использоваться для крепления. Для точного размещения отверстий нужно использовать функцию "Отверстие" (Hole Wizard);

– сборка устройства. Импортное моделирование. В проект нужно добавить модели болтов, штифтов и пластин, которые будут использоваться для сборки устройства фиксации. Эти компоненты импортируются из библиотеки стандартных деталей SolidWorks;

– сборка компонентов. Используя функцию "Сборка" (Assembly), нужно соединить все компоненты устройства фиксации в одну целую модель. Для правильного расположения и закрепления деталей относительно друг друга нужно применить команду "Соединить" (Mate);

– проверка и анализ;

– анализ прочности модели, используя инструмент "Simulation". Необходимо проверить, как устройство будет вести себя под различными нагрузками, чтобы убедиться в его надежности;

– корректировка модели. На основе результатов анализа нужно внести необходимые изменения в конструкцию устройства, чтобы улучшить его прочность и устойчивость.

Создание устройства фиксации открытого типа в SolidWorks включало несколько этапов: от подготовки данных и создания эскиза до сборки и анализа прочности. Используя мощные инструменты SolidWorks, удалось создать надежное и эргономичное устройство, которое будет эффективно стабилизировать тазовое кольцо после перелома.

2.3 Обоснование эффективности предлагаемого алгоритма на основе теоретических выкладок или расчетов

Обоснование эффективности предлагаемого алгоритма важно для подтверждения его работоспособности и преимуществ перед существующими методами. В этом разделе будут рассмотрены теоретические выкладки и расчеты, которые подтверждают, что выбранный алгоритм является надежным и эффективным.

Теоретические выкладки:

– компьютерная модель. Алгоритм основан на компьютерной модели, которая учитывает основные параметры тазового кольца и устройства фиксации: размеры, плотность, упругость и другие физические характеристики. Модель описывает поведение системы под различными нагрузками, используя уравнения механики.

Расчет допустимых нагрузок.

Предел текучести кости:

$$F_{\text{доп}} = \sigma_{\text{доп}} * A = 75 \text{ МПа} * 0.02 \text{ м}^2 = 1500 \text{ Н}, \quad (29)$$

где $\sigma_y = 150 \text{ МПа}$;

$$\sigma_{\text{доп}} = \frac{150 \text{ МПа}}{2} = 75 \text{ МПа};$$

коэффициент запаса прочности $k = 2$;

площадь сечения $A = 0.02 \text{ м}^2$.

Расчет критических нагрузок:

$$F_{\text{крит}} = \sigma_u * A = 200 \text{ МПа} * 0.02 \text{ м}^2 = 4000 \text{ Н}, \quad (30)$$

где $\sigma_u = 200 \text{ МПа}$ – предел прочности кости;

A – площадь поперечного сечения.

– анализ распределения нагрузок. Используя метод конечных элементов (Finite Element Method, FEM), можно представить распределение нагрузок по

всей модели. FEM позволяет разбить сложную структуру на малые элементы и вычислить напряжения и деформации для каждого из них.

Преимущества предлагаемого алгоритма:

– точность и надежность. Математическая модель и использованные методы расчетов обеспечивают высокую точность и надежность прогнозов. Выбранный алгоритм учитывает все важные физические параметры, что позволило предсказать поведение системы под разными нагрузками;

– адаптивность. Данный алгоритм можно адаптировать под различные условия и типы нагрузок. Это позволяет использовать его для разных сценариев, включая стояние, ходьбу и прыжки;

– эффективность фиксации. Алгоритм помогает оптимизировать конструкцию устройства фиксации, обеспечивая равномерное распределение нагрузок и минимизацию риска переломов. Это способствует быстрой реабилитации и снижению осложнений.

Обоснование эффективности предлагаемого алгоритма базируется на теоретических выкладках и расчетах, которые подтверждают его надежность и точность.

3 ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ПРЕДЛАГАЕМОГО АЛГОРИТМА РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ

В предыдущих разделах была рассмотрена теоретическую часть работы над проектом математического моделирования тазового кольца и разработки устройства фиксации открытого типа. В данном разделе будет рассмотрена практическая реализация.

3.1 Основные этапы практической разработки программного продукта

Этапы разработки программного обеспечения:

- использовать в качестве библиотек по работе с 3D-моделями ruwavefront и другие;
- далее необходимо написать код для отображения созданных моделей в интерфейсе программы;
- создать главное меню программы и расположить элементы управления;
- спроектировать устройство фиксации;
- соединить необходимый участок скелета и фиксирующее устройство открытого типа.
- провести математические расчеты с моделью и внешним фиксирующим устройством.

Разрабатываемое программное решение началось с реализации начальных пунктов алгоритма, в котором мы учли принципы: S.O.L.I.D.

S.O.L.I.D включает в себя такие принципы, как принцип единственной ответственности, принцип открытости/закрытости, принцип подстановки Барбары Лисков, принцип инверсии зависимостей.

Для обеспечения точной структуры и удобного расширения функциональности программы, были применены эти принципы.

Принцип единственной ответственности помог разделить функционал

программы на независимые компоненты, каждый из которых отвечает за выполнение конкретной задачи.

Принцип открытости/закрытости обеспечил возможность расширения программы без модификации её основного кода.

Принцип подстановки Барбары Лисков позволил использовать полиморфизм для замены объектов в программе и обеспечения их совместимости.

Принцип инверсии зависимостей помог структурировать программу таким образом, чтобы зависимости между компонентами были ослабленными и гибкими, что даёт возможность для упрощения тестирования и дальнейшую возможность оптимизации.

Эти принципы стали основой для разработки программы и позволили эффективно писать код. Дальнейшие шаги в разработке программы включают в себя практическую реализацию алгоритма, тестирование, оптимизацию и документирование кода.

3.1.1 Проектирование программного продукта

В процессе разработки программного кода были созданы несколько диаграмм для визуализации архитектуры программного решения и взаимодействия его компонентов.

Диаграмма последовательностей (рисунок 11):

Эта диаграмма показывает последовательность взаимодействия различных объектов в системе. Она была использована для наглядного представления процесса работы алгоритма математического моделирования тазового кольца и фиксации устройства. На диаграмме отражены шаги, которые выполняются при взаимодействии пользователя с программой и обработке данных.

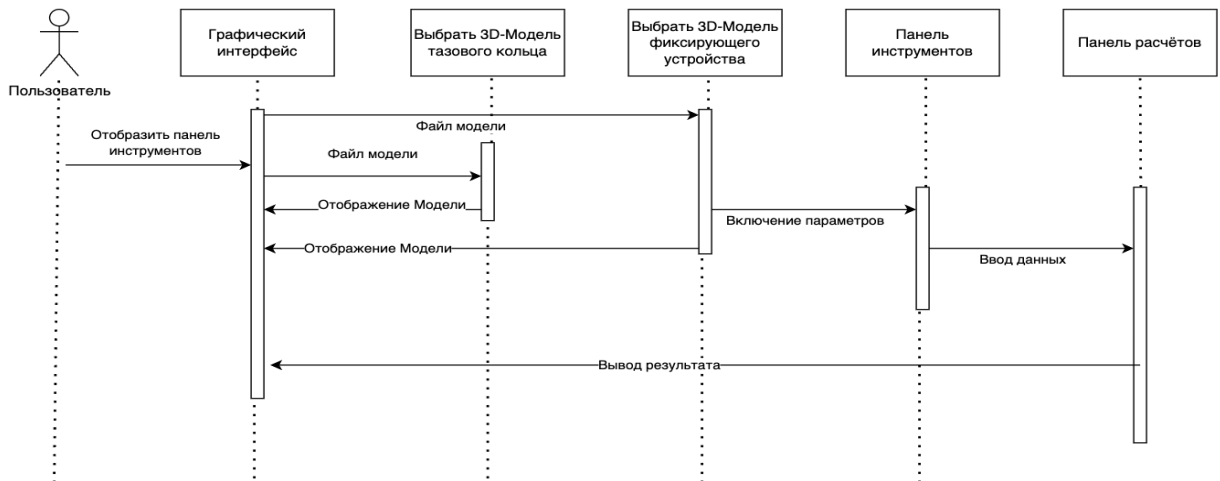


Рисунок 11 – Диаграмма последовательностей

Диаграмма состояний:

Для моделирования различных состояний, в которых может находиться система в процессе её работы, мы использовали диаграмму состояний. Это позволило четко определить поведение системы в ответ на различные входные данные и события. Так, было рассмотрено состояние системы в момент открытия файла с расширением «.ply», обработки файла (рисунок 12), набора параметров (рисунок 13) и обработки вводимых данных (рисунок 14).

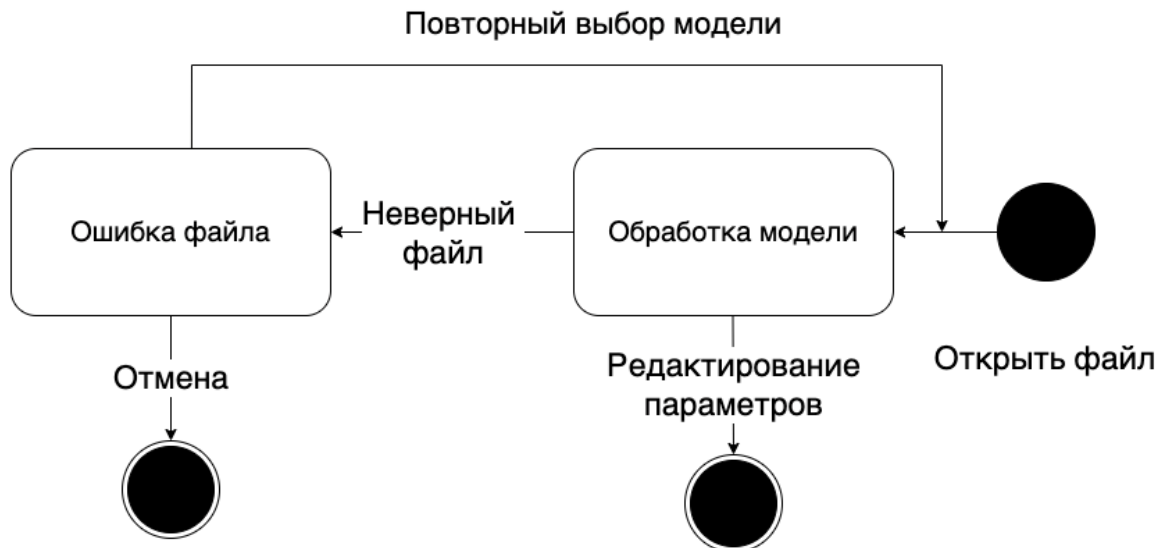


Рисунок 12 – Диаграмма состояний «Выбор файла модели»

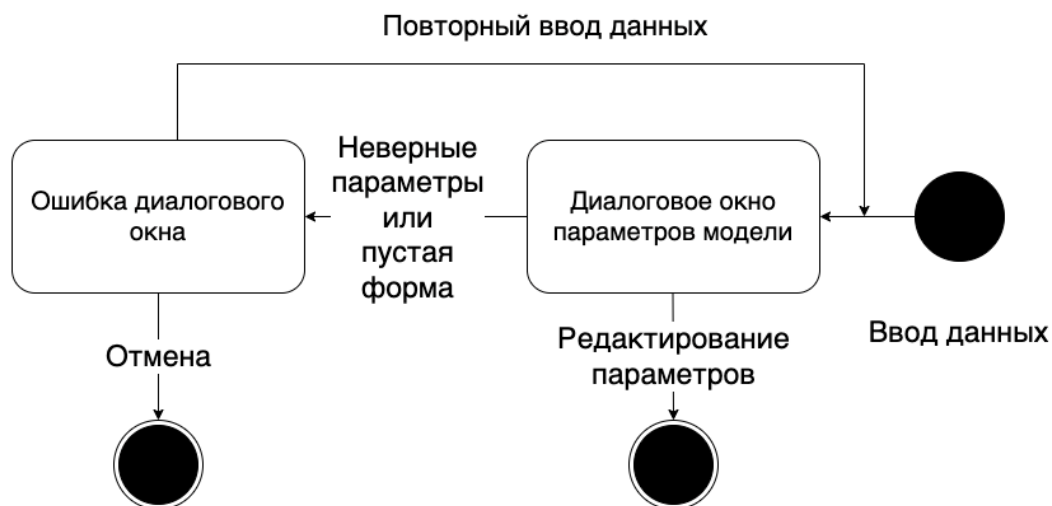


Рисунок 13 – Диаграмма состояний «Параметры модели»

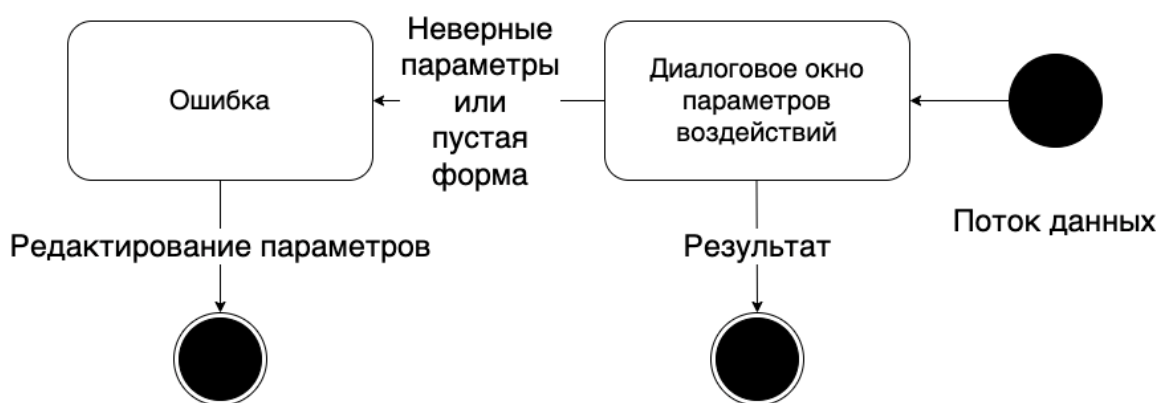


Рисунок 14 – Диаграмма состояний «Параметры воздействия»

Диаграмма компонентов:

Для визуализации архитектуры программного решения и его основных компонентов была разработана диаграмма компонентов. На этой диаграмме (рисунок 15) отображены различные модули программы, их взаимосвязи и зависимости друг от друга.

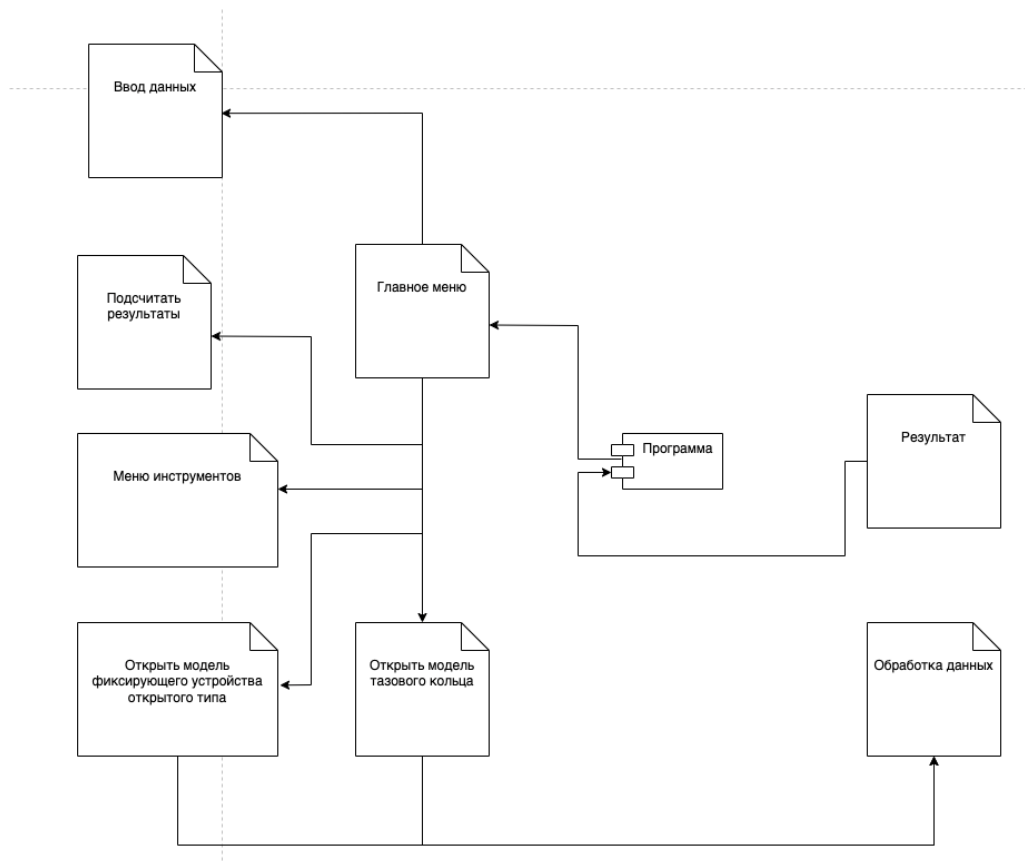


Рисунок 15 – Диаграмма компонентов

Эти диаграммы были разработаны в процессе проектирования программного решения и являются важным инструментом для понимания его структуры и функциональности. Они также помогли в коммуникации между членами команды и обеспечили единое понимание архитектуры разрабатываемой системы.

3.1.2 Разработка программного кода на основе выбранного алгоритма

Для реализации выбранного алгоритма математического моделирования тазового кольца и разработки устройства фиксации открытого типа был разработан программный код на языке Python. В данном разделе были представлены основные этапы разработки кода и описание ключевых функций, реализованных в рамках программного решения.

Для представления структуры классов и объектов в программе мы использовали диаграмму классов (рисунок 11). Это позволило визуализировать классы, их атрибуты и методы, а также взаимосвязи между ними.

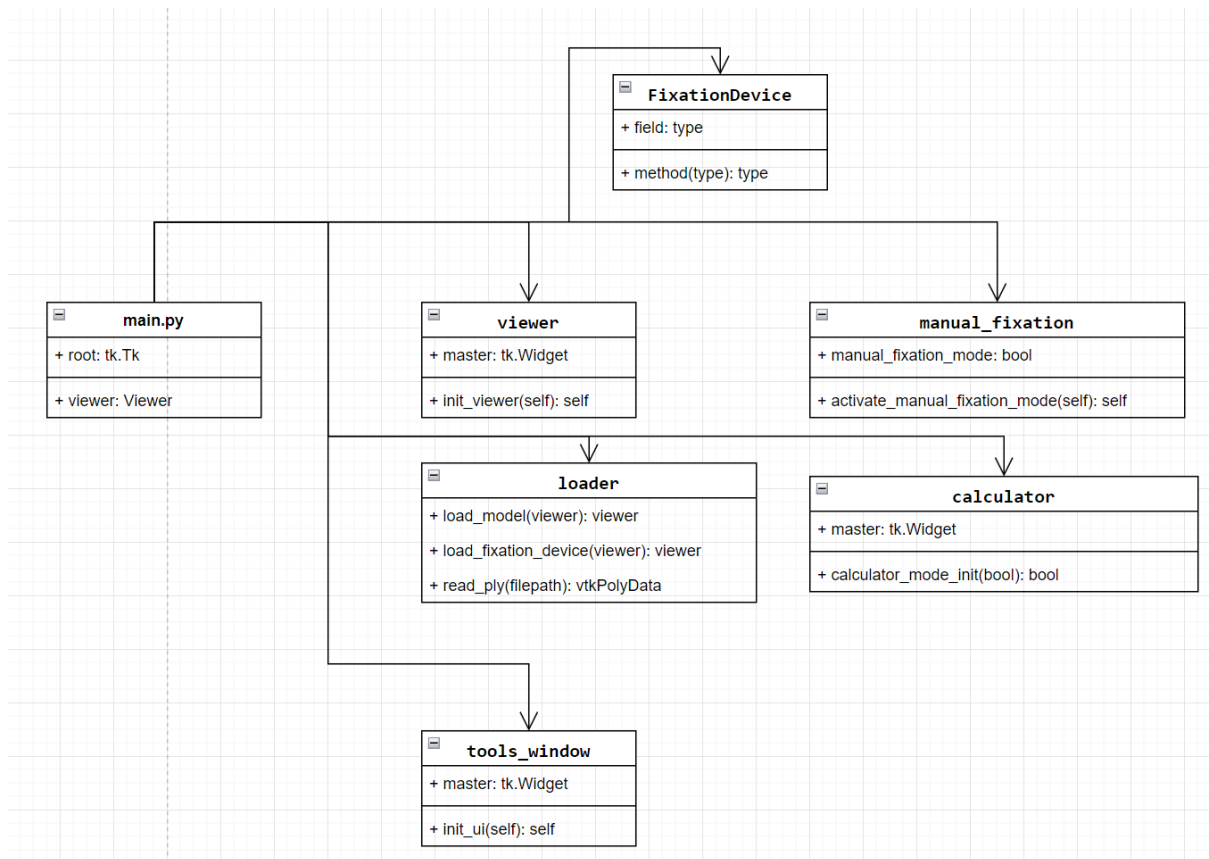


Рисунок 16 – Диаграмма классов

Необходимо рассмотреть необходимые функциональные модули, входящие в данное программное обеспечение.

Загрузка и обработка 3D-моделей. Для эффективной работы с трехмерными моделями в программе, было решено использовать различные инструменты и библиотеки. В качестве основных инструментов мы выбрали библиотеку «vtk» для работы с моделями формата «.ply». Данное программное обеспечение даёт возможность пользователю самостоятельно загружать в программу совместимые виртуальные модели объектов, необходимые для проведения исследований. Благодаря поддержке формата «.ply» в данной программе, пользователи имеют возможность открывать свои собственные модели без необходимости конвертации и предварительной обработки.

ВТК предоставляет мощные инструменты для визуализации и обработки трехмерных данных, что было полезно для ряда задач, связанных с анализом и модификацией моделей в нашей программе.

Также были использованы сторонние библиотеки в данном программном модуле, так комбинация библиотеки `pywavefront` и инструмента `vtk` обеспечила все необходимые возможности для работы с трехмерными моделями в данной программе, а поддержка формата «.ply» дала пользователям гибкость и удобство при работе с их собственными моделями.

Создание интерфейса пользователя. Было разработано главное меню программы (рисунок 17) с использованием графической библиотеки, такой как `PyQt` или `Tkinter`, где разместили элементы управления, обеспечивающие удобный доступ к функциям программы.

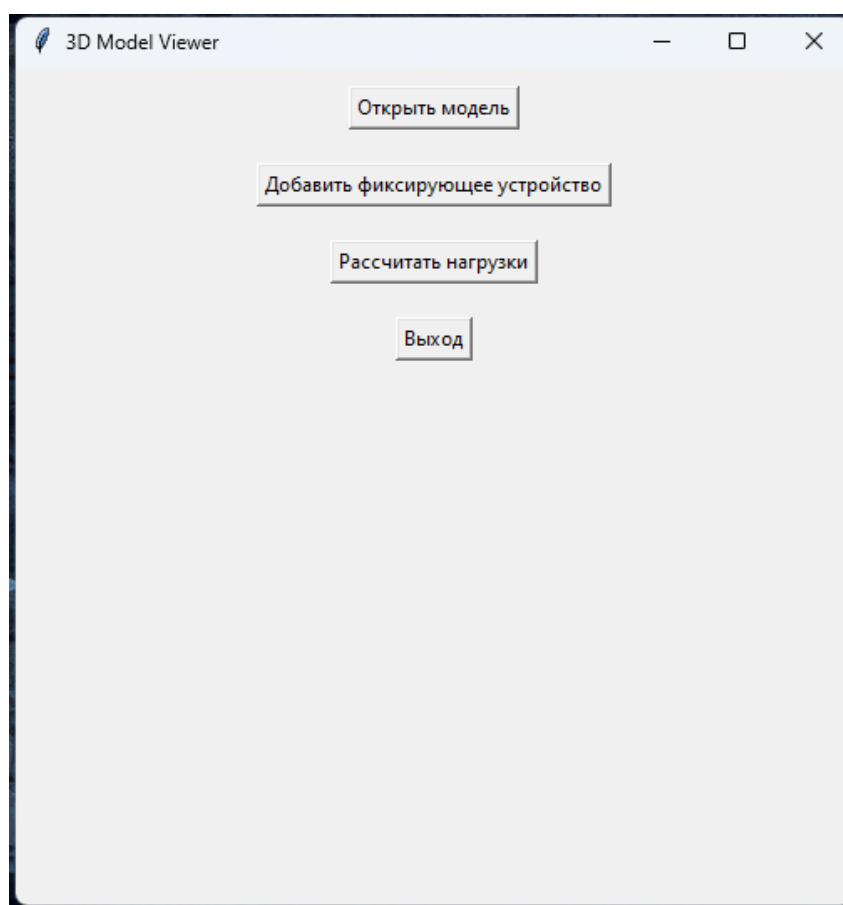


Рисунок 17 – Главное меню программы

Программа предоставляет простую пользовательскую оболочку и состоит из простых и понятных пунктов меню на русском языке.

Реализация модели тазового кольца. Для предоставления функционала программы была создана виртуальная 3D-модель тазового кольца человека

(рисунок 18). Данная модель была создана в программе Blender и экспортирована в необходимом формате.



Рисунок 18 – Модель тазового кольца

Далее модель была экспортирована в формат .ply и была загружена в программу. Результат на рисунке 19.

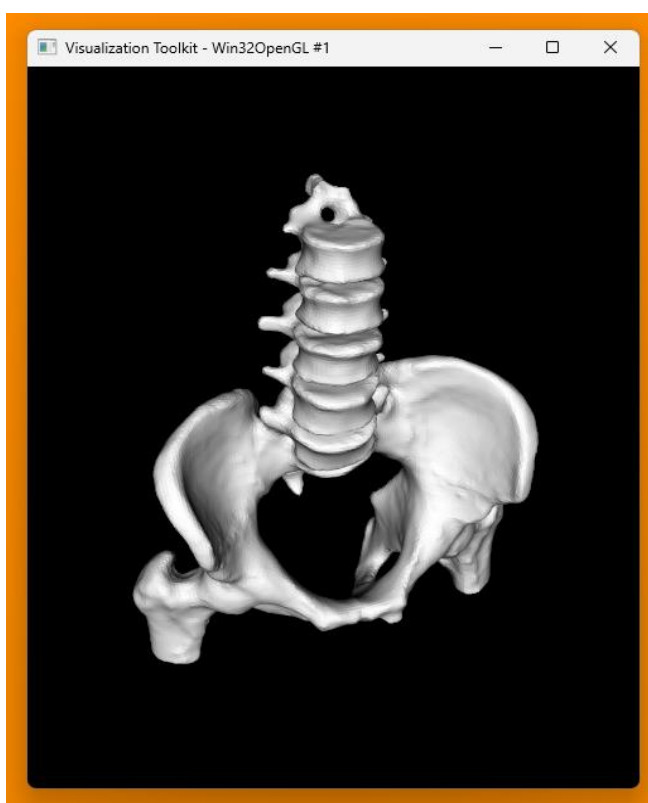


Рисунок 19 – Модель тазового кольца в vtk

Реализация фиксирующего устройства. В рамках программы было создано фиксирующее устройство, представленное в виде модели, которая была разработана на основе математических расчетов и требований к функциональности. Сама модель фиксирующего устройства была разработана с помощью пакета SolidWorks и экспортирована как полигональная модель (рисунок 20).

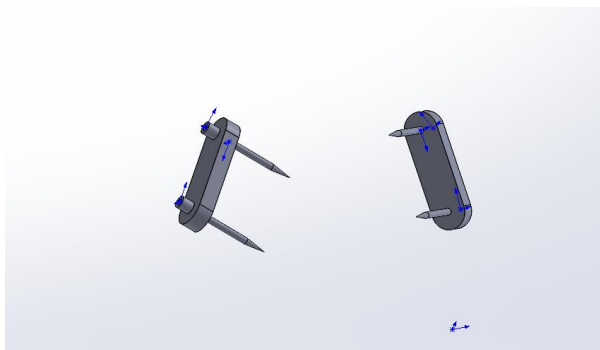


Рисунок 20 – Модель устройства фиксации открытого типа

Интеграция устройства с моделью тазового кольца. Были реализованы функции, позволяющие прикрепить фиксирующее устройство к модели тазового кольца, учитывая их геометрические параметры и взаимодействие для этого запустим программу откроем модель, а затем были добавлены устройства фиксации (рисунок 21).

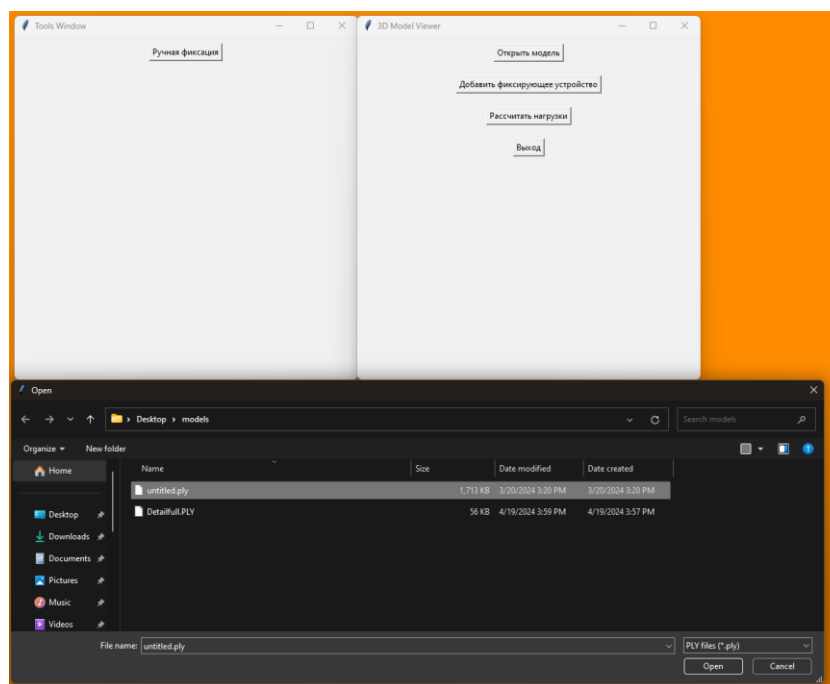


Рисунок 21 – Открытие модели фиксирующего устройства

После нажатия кнопки «Добавить устройство фиксации» фиксирующее устройство было автоматически прикреплено к модели (рисунок 22).

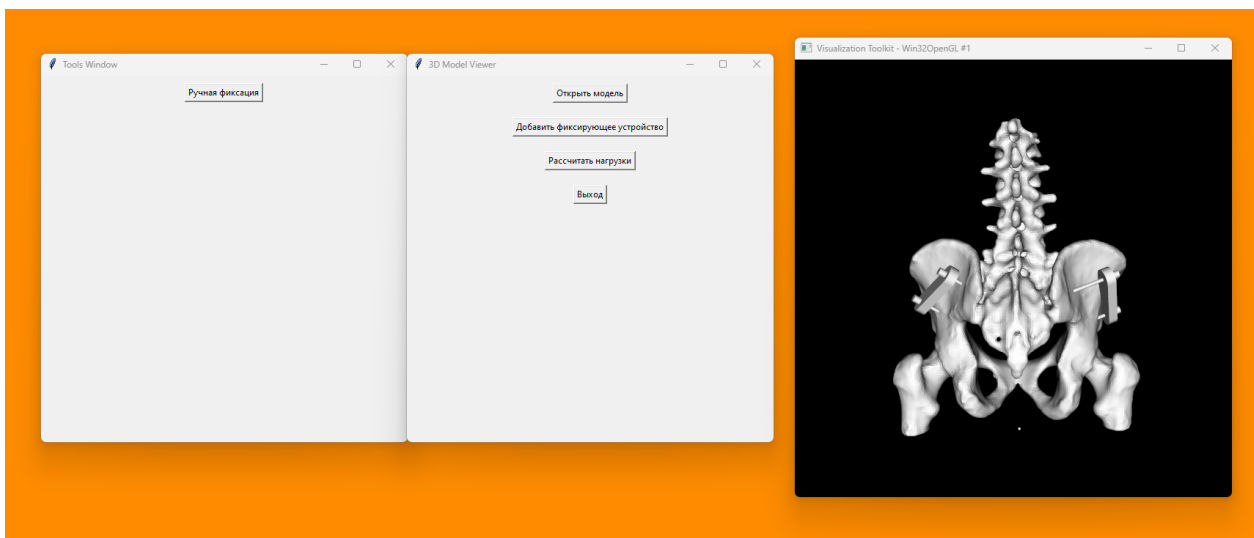


Рисунок 22 – Модель устройства фиксации открытого типа

Математические расчеты. В программном коде были реализованы необходимые математические формулы для проведения расчетов с моделью тазового кольца и внешним фиксирующим устройством, включая анализ механических нагрузок.

Вот, например, как это выглядит в нашей программе (рисунок 23).

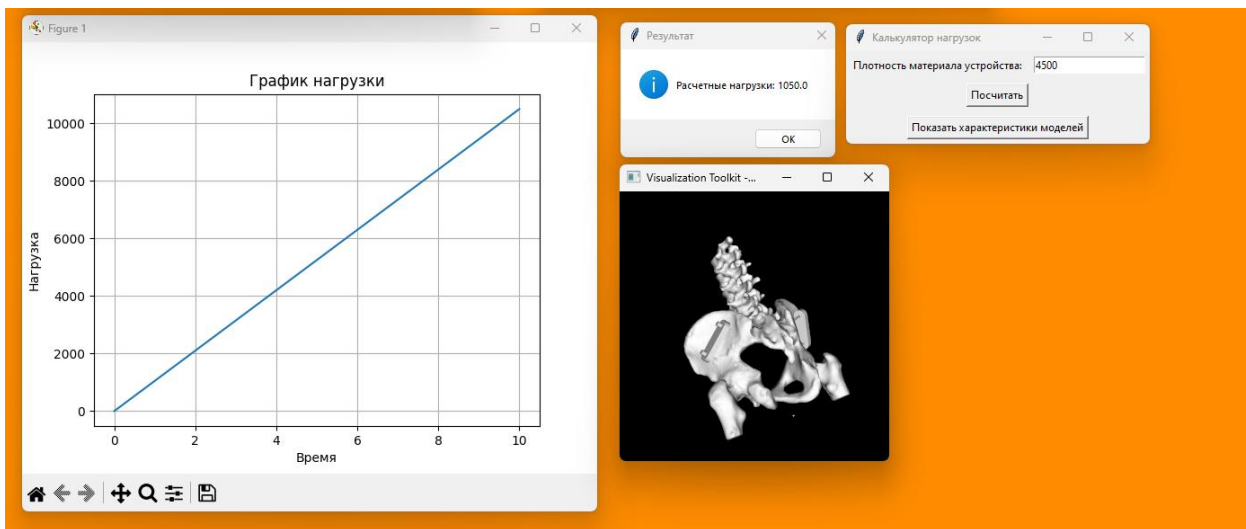


Рисунок 23 – Математические расчеты

В качестве материала был выбран титан, т.к. он имеет такие преимущества, как: высокая прочность, биосовместимость и легкость.

Плотность металла: 4,33 г на куб. см. Далее рассмотрим математические расчеты мы отобразили график нагрузки в зависимости от времени.

В ходе разработки кода были применены принципы модульности, читаемости и эффективности, что обеспечило высокую надежность и гибкость программного решения. В дальнейшем планируется дополнительное тестирование и оптимизация кода.

3.2 Результаты фактического тестирования программного продукта

Тестирование программного продукта является важнейшим этапом разработки, обеспечивающим его надежность, стабильность и соответствие заданным требованиям. В этом разделе рассмотрены результаты фактического тестирования нашего программного продукта, включая этапы планирования, выполнения тестирования на тестовых данных, модульного и интеграционного тестирования, а также проверку общей работоспособности и стабильности.

3.2.1 План тестирования программного продукта

Для обеспечения качества и надежности программного продукта был разработан подробный план тестирования, включающий в себя следующие этапы:

- подготовка тестовых данных и сценариев;
- оценка функциональных возможностей программы;
- проведение модульного и интеграционного тестирования;
- проверка работоспособности и стабильности программного продукта.

3.2.2 Проведение тестирования на тестовых данных

В соответствии с разработанным планом тестирования были подготовлены тестовые данные и сценарии для проверки всех функциональных возможностей программы. Тестирование включало в себя как ручное, так и автоматизированное тестирование на различных этапах разработки.

Загрузка модели тазового кольца:

- открыть приложение.
- нажать кнопку «Открыть модель».
- выбрать файл модели тазового кольца в формате PLY.

– убедиться, что модель успешно загружена и отображается в окне приложения.

Итоги тестирования. Проведено тестирование функционала загрузки модели тазового кольца. В результате тестирования были получены следующие результаты:

- все шаги сценария выполнены успешно без возникновения ошибок;
- модель тазового кольца была успешно загружена из файла в формате PLY;
- загруженная модель корректно отображается в окне приложения;
- загрузка модели устройства открытой фиксации;
- открыть приложение;
- нажать кнопку «Добавить фиксирующее устройство»;
- выбрать файл модели устройства открытой фиксации в формате PLY;
- убедиться, что модель успешно загружена и отображается в окне приложения.

Итоги тестирования. В результате проведения второго теста, направленного на загрузку модели устройства фиксации, были получены следующие результаты:

- все этапы сценария тестирования были успешно выполнены без возникновения ошибок;
- модель устройства фиксации была корректно загружена из файла в формате PLY;
- загруженная модель отображается в приложении и корректно добавляется к сцене.

Расчет нагрузок на устройство:

- загрузить модели тазового кольца и устройства открытой фиксации;
- нажать кнопку «Рассчитать нагрузки»;
- ввести плотность материала устройства;

– проверить, что программа корректно рассчитывает и отображает общую нагрузку на устройство.

Итоги тестирования. Рассмотрим несколько расчетов.

Пример 1:

Плотность материала устройства: 2000 кг/м³.

Объем кости таза: 0.001138 м³.

Объем устройства: 0.000016 м³

Результат расчета: Общая нагрузка = $(1500 * 0.001138) + (2000 * 0.000016) \approx 1.707 + 0.032 = 1.739$ кг.

Пример 2:

Плотность материала устройства: 1800 кг/м³.

Объем кости таза: 0.001138 м³.

Объем устройства: 0.000016 м³.

Результат расчета: Общая нагрузка = $(1500 * 0.001138) + (1800 * 0.000016) \approx 1.707 + 0.0288 = 1.7358$ кг.

Пример 3:

Плотность материала устройства: 2200 кг/м³.

Объем кости таза: 0.001138 м³.

Объем устройства: 0.000016 м³

Результат расчета: Общая нагрузка = $(1500 * 0.001138) + (2200 * 0.000016) \approx 1.707 + 0.0352 = 1.7422$ кг.

В ходе тестирования получены следующие результаты. Результаты расчета нагрузок:

– для каждого набора входных данных были получены значения нагрузок на устройство фиксации;

– результаты включали общую нагрузку, нагрузку от кости таза и нагрузку от устройства.

Ожидаемые результаты:

– ожидалось, что нагрузка на устройство будет зависеть от плотности материала устройства, объема кости таза и объема устройства;

– для модели тазового кольца ожидалось, что объем и плотность будут корректно считаны из метаданных файлов PLY;

– для модели устройства фиксации ожидалось аналогичное корректное считывание объема из метаданных файла PLY.

Сравнение результатов:

– полученные значения нагрузок были сопоставлены с ожидаемыми результатами, основанными на аналитических расчетах и предыдущих данных;

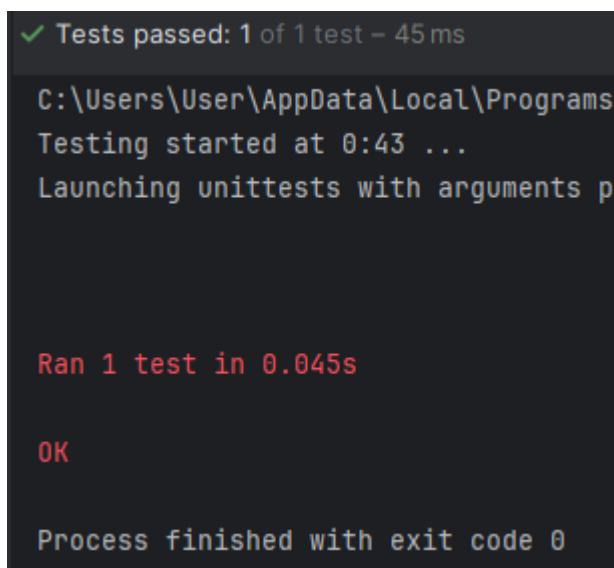
– результаты расчетов соответствовали ожиданиям, что подтверждает корректность работы формулы для расчета нагрузок.

3.2.3 Проведение модульного и интеграционного тестирования

Для тестирования программы было проведено модульное и интеграционное тестирование. Программа предназначена для загрузки и просмотра 3D моделей тазового кольца и фиксирующего устройства, а также для расчета нагрузок на устройство при фиксации. Ниже приведены результаты тестирования и алгоритмы проведения тестов.

Модульное тестирование loader.py:

Результат (рисунок 24):



```
✓ Tests passed: 1 of 1 test - 45 ms
C:\Users\User\AppData\Local\Programs
Testing started at 0:43 ...
Launching unittests with arguments p

Ran 1 test in 0.045s

OK

Process finished with exit code 0
```

Рисунок 24 – Результат тестирования «loader.py»

Модульное тестирование main.py:

Результат (рисунок 25):

```
✓ Tests passed: 1 of 1 test – 1 ms
C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\python.exe "C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\python.exe"
Testing started at 0:41 ...

Ran 1 test in 0.001s

OK
Launching unittests with arguments python -m unittest C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\python.exe
Тест пройден

Process finished with exit code 0
```

Рисунок 25 – Результат тестирования «main.py»

Модульное тестирование viewer.py:

Результат (рисунок26):

```
✓ Tests passed: 1 of 1 test – 41ms
C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\python.exe "C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\python.exe"
Testing started at 0:41 ...
Launching unittests with arguments python -m unittest C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\python.exe

Ran 1 test in 0.041s

OK

Process finished with exit code 0
```

Рисунок 26 – Результат тестирования «viewer.py»

Модульное тестирование calculator.py:

Результат (рисунок 27):

```
✓ Tests passed: 1 of 1 test – 43 ms
C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\p
Testing started at 0:40 ...
Launching unittests with arguments python -m unittest 0

Ran 1 test in 0.044s

OK

Process finished with exit code 0
```

Рисунок 27 – Результат тестирования «calculator.py»

Вывод: в ходе модульного тестирования были написаны и успешно выполнены тесты для различных компонентов программы, включая загрузчик, визуализатор, калькулятор и другие. Это означает, что каждый модуль ведет себя в соответствии с ожиданиями, определенными в тестах. Модульные тесты проверили основные функции каждого компонента программы, такие как загрузка данных, отображение моделей, расчет нагрузок и другие. Это позволяет быть уверенным в работоспособности ключевых частей приложения. При написании и выполнении тестов могли быть обнаружены ошибки в коде, которые затем были исправлены. Тесты помогли выявить проблемы на ранних этапах разработки, что позволило предотвратить их возникновение в более поздние моменты. Успешное прохождение всех модульных тестов дает уверенность в том, что каждая часть программы работает корректно в изоляции. Это позволяет повысить уровень надежности и качества программного обеспечения в целом.

Интеграционное тестирование. Данное тестирование направлено на проверку взаимодействия различных компонентов программы как единого целого (рисунок 28).

```
✓ Tests passed: 1 of 1 test - 89 ms
C:\Users\User\AppData\Local\Programs\Python\Python312\p
Testing started at 0:39 ...
Launching unittests with arguments python -m unittest C
Ran 1 test in 0.090s
OK
Process finished with exit code 0
```

Рисунок 28 – Результат интеграционного тестирования

Вывод: после проведения интеграционного тестирования мы убедились, что взаимосвязь между компонентами программы работает корректно.

3.2.4 Проверка работоспособности и стабильности программного продукта

Процесс проверки работоспособности и стабильности программного продукта является важным этапом разработки, направленным на обеспечение качества и надежности программы. В этом разделе рассматриваются методы и инструменты, используемые для проверки правильной работы программы и ее устойчивости к различным условиям эксплуатации.

Проверка работоспособности. Данная программа запускается и работает корректно.

Тестирование функциональности. Данная программа выполняет все заявленные функции.

Тестирование пользовательского интерфейса. В данном случае программу следует доработать т.к. пользовательский интерфейс недостаточно эффективно отражает последовательность действий пользователя при работе с данной программой.

Тестирование производительности. В случае данного тестирования были проведены замеры работы отдельных модулей, так и самой программы в целом, так, например, время запуска программы не превышает 3 секунд.

Проверка стабильности. Данная проверка вычисляет ошибки, происходящие во время работы программы. На данном этапе не имеется проблем в

работе программы.

Тестирование на нагрузку: проверка работоспособности программы при максимальной нагрузке или при изменяющихся условиях работы.

Эффективная проверка работоспособности и стабильности программного продукта играет ключевую роль в обеспечении его качества и надежности. Использование различных методов тестирования позволяет выявить и исправить ошибки на ранних этапах разработки, что способствует созданию более надежного и стабильного программного продукта.

3.3 Оценка достоверности результатов на основе сравнения с известными данными или моделями

Для оценки достоверности полученных результатов важно провести сравнение с известными данными или существующими моделями. Это позволяет проверить соответствие полученных результатов уже установленным фактам. Если результаты согласуются с известными данными или предсказаниями моделей, это повышает уверенность в достоверности результатов и подтверждает их правильность.

Необходимо провести анализ и получить сравнительную оценку достоверности результатов. Так как мы уже проводили тестирование математической формулы будем ссылаться на результаты того тестирования.

Оценка достоверности результатов:

– сравнение с известными данными. Нужно провести сравнение разработанных для данной работы 3D-моделей с другими 3D-моделями, а также сравним их с возможными размерами частей человеческого скелета;

– проверка методологии и экспериментальных процедур. В данном способе оценки необходимо ссылаться на результаты тестирования компонентов по отдельности, а также тестировании их совместно. Также необходимо разработать и дополнительные методы тестирования. Нужно обратиться к экспериментальным данным и сравнить полученные значения со значениями реальными;

– воспроизводимость. Данный код и методология могут быть легко воспроизведены другими исследователями или разработчиками.

Вывод: в данном исследовании стоит выделить достоинства и недостатки, среди достоинств возможность простого взаимодействия и наличие точных 3D-моделей, а среди недостатков: неточность вычисления нагрузок на тазовое кольцо и внешнее фиксирующее устройство открытого типа.

3.3.1 Оценка практической значимости результатов для решения конкретной задачи или проблемы

Для оценки практической значимости необходимо выделить сферу применения данного решения, его достоинства и недостатки и сравнить с аналогичными решениями. Практическая значимость полученных результатов определяется их способностью вносить вклад в решение конкретной задачи или проблемы. Важно оценить, каким образом результаты исследования могут быть использованы на практике и какие выгоды они могут принести.

Вывод: Данная программа предназначена для визуализации полигональных моделей, а также проводит необходимые вычисления. Это делает программу полезной как в сфере образования, медицины так и инженерии.

3.3.2 Выводы о результатах и их влиянии на практику исследования

Исследование расширяет знания в этой области, может быть полезным на практике и имеет перспективы для дальнейшего изучения. Это помогает понять, насколько ценным было исследование и как оно может способствовать развитию науки, технологий и практики.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе была проведена разработка трехмерной модели тазового кольца с использованием современных программных средств, таких как Matlab, SolidWorks и Blender. Основой для моделирования послужили задачи кинематики и динамики, что позволило получить точные координаты и угловые конфигурации для анализа движения и взаимодействия частей тазового кольца.

Работа также включает разработку пользовательского приложения, облегчающего взаимодействие с моделью тазового кольца.

Основные аспекты биомеханики человеческого движения, такие как анатомические структуры, кинематика, динамика и биомеханика травм, были рассмотрены для более глубокого понимания функционирования тазового кольца. Анализ этих аспектов позволил выявить важные механизмы и силы, влияющие на движение и устойчивость тазового кольца.

Таким образом, проведенное исследование демонстрирует важность интеграции современных технологий и биомеханических знаний для решения актуальных задач в медицине и биомеханике. Полученные результаты открывают новые возможности для дальнейших исследований и применения в клинической практике.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- 1 А.С. 1319840 СССР, А 61 В 17/58. Устройство для лечения переломов костей таза / В.П. Тищенко, О.В. Лосев (СССР). Оpubл. 30.06.87. Бюл. № 24.
- 2 Загородний, Н. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика: руководство / Н. В. Загородний. – М. – Медиа, 2011. – 704 с.
- 3 Кулиш, Н. И. Реконструктивно-восстановительная хирургия тазобедренного сустава / И. И. Кулиш, В. Т. Михайлив, В. А. Танькут/ – Л., 1990. – 136 с.
- 4 Кутепов, С.М. Лечение переломов таза с повреждением вертлужной впадины / С.М. Кутепов, А.В. Рунков // Травматология и ортопедия России. 1995. – № 3. – С. 13-17.
- 5 Кутепов, С.М. Экспериментально-клиническое обоснование лечения переломов вертлужной впадины аппаратом внешней фиксации / С.М. Кутепов, К.К. Стэльмах, К.П. Минеев, Г.А. Шевалаев // Травматология и ортопедия России. 1995. – №3. – С. 18-20.
- 6 Краснов, А.Ф. Травматология / А.Ф. Краснов, В.Ф. Мирошниченко, Г.П. Котельников. – М. : ООО «Медицинское информационное агентство» 1995. – 452 с.
- 7 Ленцнер, А.А. Биомеханические и конструктивные особенности компрессионно-дистракционного аппарата для лечения переломов костей таза / А.А. Ленцнер // Травматология и ортопедия России. 1995. – № 3. – С. 39-42.
- 8 Ленцнер, А.А. Внешняя фиксация переломов костей таза / А.А. Ленцнер // Травматология и ортопедия России. 1995. – № 3. – С. 3-5.
- 9 Лобанов, Г.В. Экспериментальное обоснование выбора вида резьбы для стержневого фиксатора при внеочаговом остеосинтезе повреждений таза / Г.В. Лобанов // Мат. VI съезда травматологов и ортопедов России. Нижний Новгород., 1997. – С. 420.

10 Малоинвазивный остеосинтез повреждений задних отделов таза: мед. технология / сост. А. В. Рунков, И. Л. Шлыков, Д. Г. Близнец, А. А. Богаткин. – Екатеринбург, 2011. – 19 с.

11 Полипроекционная рентгенография при повреждениях таза : мед. технология / сост. : А. В. Рунков, И. Л. Шлыков. – Екатеринбург, 2009. – 40 с.

12 Рунков, А.В. Чрескостный остеосинтез при лечении переломов вертлужной впадины при множественной и сочетанной травме / А.В. Рунков // Гений ортопедии: Специальный выпуск, посвященный 25-летию РНЦ "ВТО". 1996. – №2-3. – С. 96-97.

13 Рунков, А.В. Лечение переломов вертлужной впадины в сочетании с полифокальными повреждениями костей таза / А.В. Рунков // Диагностика, лечение и реабилитация больных с повреждениями костей таза: Сборник статей. — Екатеринбург, УНИИТО. 1996. – С. 52-56.

14 Хэ, Л. Современные подходы построения математических моделей тазового кольца [Текст] // Синтез науки и образования как инструмент решения глобальных проблем современности: сборник статей Всероссийской научно-практической конференции с международным участием (г. Волгоград, РФ, 28 апреля 2024г.). – Уфа: Аэтерна, 2024. – 24-26 С.

15 Хэ, Л. Биомеханическое исследование тазового кольца при использовании устройства фиксации открытого типа [Текст] // Кооперация науки и общества как инструмент модернизации инновационного развития: сборник статей Всероссийской научно-практической конференции с международным участием (г. Волгоград, РФ, 28 апреля 2024г.). – Уфа: Аэтерна, 2024. – 18-19 С.

16 Шаповалов, В.М. Хирургическая стабилизация таза у раненых и пострадавших. / В.М. Шаповалов, Е.К. Гуманенко, А.К. Дулаев // - СПб.: МОР-САР АВ, 2000. – 240 с.

17 Шлыков, И. Л. Варианты хирургической техники в зависимости от вида деформации таза / И. Л. Шлыков // Перм. мед. журн. – 2009. – Т. 26, № 6. – С. 50-53.

18 Шлыков, И. Л. Обоснование выбора способов оперативного лечения

билатеральных повреждений таза / И. Л. Шлыков, Н. Л. Кузнецова // Гений ортопедии. – 2010. – № 2. – С. 66-69.

19 Шлыков, И. Л. Лечебно-диагностические алгоритмы у больных с нестабильными переломами таза / И. Л. Шлыков // Саратов. науч.-мед. журн. – 2010. – Т. 6, № 1. – С. 159-163.

20 Щеткин, В. А. Лечение повреждений костей и сочленений таза у пострадавших с политравмой : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / В. А. Щеткин. – М., 1998. – 42 с.

21 Щеткин, В. А. Особенности оперативного лечения разрывов лобкового симфиза и крестцово-подвздошного сочленения у пострадавших с политравмой / В. А. Щеткин // Оперативное лечение повреждений таза : материалы гор. семинара травматологов-ортопедов. – М., 1998. – С. 71.

22 Archdeacon, M.T. Effect of Deformity and Malunion of the Anterior Pelvic Ring. / C.A. Collinge, A.P. Schumaier, G. Glogovac // J Orthop Trauma. 2018. – P. 31-32.

23 Brown, C., Transverse Creep Response in Human Femoral Bone / T. L. Norman, V. L. Kish, J. D. Blaha // American Society of Biomechanics, 1999, P. 164-165, – Режим доступа http://works.bepress.com/timothy_norman/123/. – 18.09.2023.

24 Coccolini, F. Pelvic trauma: WSES classification and guidelines / F. Coccolini, P.F. Stahel, G. Montori, W. Biffl, T.M. Horer, F. Catena. // World Journal of Emergency Surgery. – 2017. – №12 – P. 5.

25 Leone, E. Imaging Review of Pelvic Ring Fractures and Its Complications in High-Energy Trauma / E. Leone, A. Garipoli, U. Ripani, R. M. Lanzetti, M. Spoliti, D. Creta, C. Giannace, A. Galluzzo, M. Trinci, M. Galluzzo // – Pubmed Central. – 2022. – P. 12-20.

26 Gardner, M. J. Stabilization of unstable pelvic fractures with supra acetabular compression external fixation / M. J. Gardner, S. Nork // J. Orthop. Trauma. – 2007. – Vol. 21, № 4. – P. 269-273.

27 Griffin, D. R. Vertically unstable pelvic; fractures : fixed with percutaneous iliosacral screws does posterior injury pattern predict fixation failure / D. R. Griffin // J. Orthop. Trauma. – 2006. – Vol. 20, № 1. – P. 30-36.

28 Grotz, M. R. Open-pelvic fractures: epidemiology, current concepts of management and : outcome / M. R. Grotz, M. K. Allami, P. Harwood // Injury. – 2005. – Vol. 36, № 1. – P. 1-13.

29 Gurevitz, S. The role of pelvic fractures in the course of treatment and outcome of trauma patients / S. Gurevitz, B. Bender, Y. Tytium // Isr. Med. Assoc. J. – 2005. – Vol. 7, № 10. – P. 623-626.

30 Hagiwara, A. Brain death due to abdominal compartment syndrome caused by massive venous bleeding in a patient with a stable pelvic fracture : report of a case / A. Hagiwara // Surg. Today. – 2004. – Vol. 34, № 1. – P. 82-85.

31 Huang, A. Reconstructions of the unstable pelvic fractures / A. Huang, Q.Pang, Q. Zhang // Zhongguoi Xiu Fu. – 2005. – Vol. 19, № 7. – P. 554-557.

32 Lee, C. The prehospital management of pelvic fractures / C. Lee, K. Porter // Emerg. Med. J. – 2007. – Vol. 24, № 2. – P. 130-133.

33 Makushin, V. M. The issue of the early diagnosis of the femoral head aseptic necrosis in adults / V. M. Makushin, V. A. Saphonov, I. M. Danilevich // Geniy ortopedii. – 2003. – № 1. – P. 125-129.

34 Minasov, B. Sh., The results of bone-implant bone bench tests in standard osteosynthesis during fractures of the proximal part of the thigh bone / B. Sh. Minasov, M. Yu. Khanin, R. R. Yakupov, T. B. Minasov // Kazanskii meditsinskii zhurnal [Kazan Medical Journal]. – 2010. – №1, P. 40-44.

35 Magnone, S. Management of hemodynamically unstable pelvic trauma: Results of the first Italian consensus conference (cooperative guidelines of the Italian Society of Surgery, the Italian Association of Hospital Surgeons, the Multi-specialist Italian Society of Young Surgeons, the Italian Society of Emergency Surgery and Trauma, the Italian Society of Anesthesia, Analgesia, Resuscitation and Intensive Care, the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology, the Italian Society of Emergency Medicine, the Italian Society of Medical Radiology -Section of Vascular

and Interventional Radiology- and the World Society of Emergency Surgery) / S. Magnone, F. Coccolini, R. Manfredi, D. Piazzalunga, R. Agazzi, C. Arici, M. Barozzi, G. Bellanova, A. Belluati, G. Berlot. // World. J. Emerg. Surg. – 2014; – №9 P. 9-18.

36 Meyhoff, C. S. High incidence of chronic pain following surgery for pelvic fracture / C. S. Meyhoff, C. H. Thomsen, L. S. Rasmussen // Clin. J. Pain. – 2006. – Vol. 22, N 21. – P. 167-172.

37 Miller, P. R. External fixation or arteriogram in bleeding pelvic fracture: initial therapy guided by markers of arterial hemorrhage / P. R. Miller, P. S. Moore, E. Mansellfet // Trauma. – 2003. – Vol. 54, № 3. – P. 437-443

38 Ponsen, K. J. External fixators for pelvic fractures : comparison of the stiffness; of current' systems / K. J. Ponsen, G. A. Hbek van Dijke // Acta Orthop. Scand. – 2003. – Vol. 74, № 2. – P. 165-171.

39 Ramzy, A. I. The pelvic sheet wrap. Initial management of unstable fractures / A. I. Ramzy, D. Murphy, W. Long // JEMS. – 2003. – Vol. 28, № 5. – P. 68-78.

40 Reilly, D. T. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, Journal of Biomechanics / D. T. Reilly, A. H. Burstein, 1975, vol. 8, № 6, P. 393-405.

41 Rommens, P.M. Minimal-invasive stabilization of anterior pelvic ring fractures with retrograde transpubic screws / P.M. Rommens, M. Graafen, C. Arand, I. Mehling, A. Hofmann, D. Wagner. // Injury. – 2020. – Vol. 51, №2 – P. 340-346.

42 Rowe, S. A. Pelvic ring fractures : implications of vehicle design, crash type, and occupant characteristics / S. A. Rowe, M. S. Sochor, K. S. Staples // Surgery. – 2004. – Vol. 136, № 4. – P. 842-847.

43 Rozeboom, A. L. Necrotising fasciitis of the leg following a simple pelvic fracture : case report and literature review / A. L. Rozeboom // J. Wound Care. – 2006. – Vol. 15, N 3. – P. 117-120.

44 Salzar, R. S. Development of injury criteria for pelvic fracture in frontal crashes / R. S. Salzar, C. R. Bass, R. Kent // Traffic. Inj. Prev. – 2006. – Vol. 7, N 3. – P. 299-305.

45 Samdani, S. Pelvic insufficiency fractures / S. Samdani // J. Am. Geriatr. Soc. – 2004. – Vol. 52, N 5. – P. 854-855.

46 Sanchez-Tocino, J. M. Severe pelvic fractures, associated injuries and hemodynamic instability: incidence, management and outcome in our center / J. M. Sanchez-Tocino, F. Turegano-Fuentes, D. Perez-Diaz // Cir. Esp. – 2007. – Vol. 8, N 6. – P. 316-323.

47 Segal, D. Advances in the treatment of pelvic fractures / D. Segal // Isr. Med. Assoc. J. – 2005. – Vol. 7, N 10. – P. 648-649.

48 Zhang, S. Radiological measurement of pelvic fractures using a pelvic deformity measurement software program / S. Zhang, G. Zhang, Y. Peng, X. Wang, P. Tang, // Pubmed Central, 2020. – P. 15-37.