


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

Факультет математики и информатики  
Кафедра информационных и управляющих систем  
Направление подготовки 09.04.04 – Программная инженерия  
Направленность (профиль) образовательной программы «Компьютерное моделирование»

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ

Зав. кафедрой

 А.В. Бушманов  
« 15 » 07 2020 г.

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

на тему: Разработка программного обеспечения для анализа фиксирующего устройства тазового кольца

Исполнитель

студент группы 857-ом

 10.07.20  
(подпись, дата)

А.О. Сазонов

Руководитель


профессор, доктор техн. наук

 13.07.20  
(подпись, дата)

А.Д. Плутенко

Руководитель магистерской программы


профессор, доктор техн. наук

 10.07.20  
(подпись, дата)

И.Е. Ерёмин

Нормоконтроль

доцент, канд. техн. наук

 10.07.20  
(подпись, дата)

В.В. Ерёмина

Рецензент

канд. техн. наук

 13.07.20  
(подпись, дата)

Д.С. Щербань

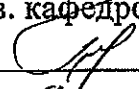
Благовещенск 2020

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

Факультет математики и информатики  
Кафедра информационных и управляющих систем

УТВЕРЖДАЮ

Зав. кафедрой

 А.В. Бушманов  
« 02/ » 09 2020 г.

**ЗАДАНИЕ**

К магистерской диссертации студента Сазонова Артема Олеговича.

1. Тема магистерской диссертации: Разработка программного обеспечения для анализа фиксирующего устройства тазового кольца

(утверждено приказом от 30.04.2020 № 810-уч.)

2. Срок сдачи студентом законченной работы: 20.06.2020 г.

3. Исходные данные к магистерской диссертации: отчет по преддипломной практике, ГОСТы, научные публикации, дополнительная литература.

4. Содержание магистерской диссертации: изучение предметной области проводимого исследования, разработка системы «стержневой аппарат-тазовое кольцо», разработка пользовательского приложения.

5. Перечень материалов приложения: А – руководство пользователя.

6. Дата выдачи задания: 02.09.2019 г.

Руководитель магистерской диссертации, Плутенко Андрей Долиевич,  
доктор техн. наук, профессор.

Задание принял к исполнению (02.09.2019 г.):



(подпись студента)

## РЕФЕРАТ

Магистерская диссертация содержит 62 с., 30 рисунков, 9 таблиц, 49 источников, 1 приложения.

ТАЗОВОЕ КОЛЬЦО, НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ, ФИКСИРУЮЩЕЕ УСТРОЙСТВО, МЕТОД КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ, КРЕСТЦОВО-ПОДВЗДОШНОЕ СОЧЛЕНЕНИЕ, ЛОННОЕ СОЧЛЕНЕНИЕ, РЕПОЗИЦИЯ ОТЛОМКОВ, УПРУГАЯ ДЕФОРМАЦИЯ, МЕСТА ПРИЛОЖЕНИЯ МЫШЦ, СИСТЕМА «СТЕРЖНЕВОЙ АППАРАТ – ТАЗОВОЕ КОЛЬЦО», ANSYS, SOLIDWORKS.

Магистерская диссертация посвящена проблеме лечения сложных переломов тазового кольца. В настоящее время лечение переломов костей таза остается сложной и актуальной проблемой, в виду отсутствия конструкций, которые позволяют выполнять срочные внутрибрюшные хирургические вмешательства при травматическом переломе таза в состоянии шока у потерпевшего.

Целью данной работы является анализ напряженно-деформированного состояния (далее – НДС) элементов новой разработанной конструкции стержневого аппарата, а также написание программного обеспечения для пакета ANSYS, которое позволит сократить время на подбор аппаратов под различную массу пациентов, благодаря возможности изменять габариты аппарата и места приложения силы. Для достижения этой цели осуществляются в пакете ANSYS конечно-элементное моделирование системы «таз – стержневой аппарат» и расчет статического линейно упругого НДС этих элементов на всех восьми фазах двойного шага нормальной походки.

Оценка прочности элементов конструкции осуществляется по уровню интенсивности напряжений, ограничиваемому пределом упругости.

Новизна исследования заключается в учете нагрузок на аппарат от действия на тазовое кольцо мышечных сил, а также результатами численных экспериментов, показывающих, что при значительной массе пациентов медицинская сталь элементов стержневого аппарата подвержена пластическому деформированию и вследствие этого материалы элементов должны быть заменены, либо должны быть увеличены их габариты.

Перечень авторских работ, опубликованных по теме диссертации включает две публикации в журнальных статьях [4,13].

## СОДЕРЖАНИЕ

Введение	9
1 Предметная область проводимого исследования	11
1.1 Общие сведения	11
1.2 Назначение и цели создания программного обеспечения	13
1.3 Обзор численных методов решения дифференциальных уравнений. Анализ их достоинств и недостатков	13
1.3.1 Метод разделения переменных (метод Фурье)	13
1.3.2 Метод конечных разностей (метод сеток)	13
1.3.3 Метод граничных элементов	14
1.3.4 Обоснование выбора метода конечных элементов	15
2 Разработка системы «стержневой аппарат – тазовое кольцо»	19
2.1 Обзор существующих стержневых аппаратов для фиксации переломов тазового кольца	19
2.2 Разработка трехмерной модели тазового кольца	22
2.3 Разработка стержневого аппарата внешней фиксации тазового кольца	24
2.4 Оценка функциональных качеств аппарата наружной фиксации тазового кольца	26
2.4.1 Метод исследования фиксирующего устройства с нагрузкой со стороны веса человеческого тела	28
2.4.2 Метод исследования фиксирующего устройства с нагрузкой со стороны мышечной ткани	34
2.4.3 Выводы из исследования	45
3 Разработка пользовательского приложения	47
3.1 Обоснование выбора программных пакетов для разработки пользовательского приложения	47
3.1.1 Обоснование выбора программных пакетов для создания трехмерных моделей	47

3.1.2 Обоснование выбора среды и языка программирования	47
3.2 Разработка программного и алгоритмического обеспечения	49
3.3 Требования к программному и аппаратному обеспечению	53
3.4 Описание работы пользовательского приложения	53
Заключение	57
Библиографический список	58
Приложение А Руководство пользователя	63

## НОРМАТИВНЫЕ ССЫЛКИ

В настоящей магистерской диссертации использованы ссылки на следующие стандарты и нормативные документы:

ГОСТ 19.001-77 ЕСПД Общие положения

ГОСТ 19.002-80 ЕСПД Схемы алгоритмов и программ. Правила выполнения

ГОСТ 19.003-80 ЕСПД Схемы алгоритмов и программ. Обозначения условные графические

ГОСТ 19.004-80 ЕСПД Термины и определения

ГОСТ 19.101-77 ЕСПД Виды программ и программных документов

ГОСТ 19.102-77 ЕСПД Стадии разработки

ГОСТ 19.103-77 ЕСПД Обозначение программ и программных документов

ГОСТ 19.104-78 ЕСПД Основные надписи

ГОСТ 19.105-78 ЕСПД Общие требования к программным документам

ГОСТ 19.106-78 ЕСПД Требования к программным документам, выполненным печатным способом

ГОСТ 19.401-78 ЕСПД Текст программы. Требования к содержанию и оформлению

ГОСТ 19.505-79 ЕСПД Руководство оператора. Требования к содержанию и оформлению

ГОСТ 19.506-79 ЕСПД Описание языка. Требования к содержанию и оформлению

## ОПРЕДЕЛЕНИЯ, ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

АНФ – аппарат наружной фиксации;

НДС – напряженно-деформированное состояние;

МКР – метод конечных разностей;

МКЭ – метод конечных элементов;

МГЭ – метод граничных элементов;

ПЭВМ – персональная электронно-вычислительная машина.



## ВВЕДЕНИЕ

Современная модернизация техники различных видов остеосинтеза, инструментария, создания различных конструкций внешних и внутренних фиксаторов, несомненно обогатили возможность лечения переломов, в том числе и тазового кольца. На сегодняшний день из применяемых методов лечения переломов таза, остеосинтез аппаратами наружной фиксации представляется наиболее перспективным [16]. При проектировании новых аппаратов наружной фиксации, конструкционное решение должно быть таковым, чтобы новый аппарат наружной фиксации тазового кольца был совместим с наиболее широко распространенными комплектами, применяемыми для внеочагового остеосинтеза.

Новейшие принципы лечения переломов костей таза предусматривают точную репозицию отломков и их стабильную фиксацию во время всего процесса сращения для обеспечения возможности более ранней реабилитации. В медицинской практике широкое распространение для лечения переломов костей тазового кольца получили АНФ, которые жестко скрепляют костные отломки при помощи действия сил компрессии со стороны самого устройства, и образующие вместе с костью единую биомеханическую систему. Преимуществом данных аппаратов является принципиальная возможность изменять при необходимости их жесткость. АНФ дают возможность в той или иной степени регулировать величину нагрузки на зоны перелома.

В значительной степени механические свойства инженерной конструкции обуславливаются напряженно-деформированным состоянием каждого из её элементов. Они меняются при изменении нагрузки, таким образом, данная конструкция «адаптируется» к нагрузке [3].

Процесс наложения АНФ малотравматичен и не требует специального дорогостоящего оснащения и может выполняться как в операционной, так и в отделении интенсивной терапии [32].

Разработка аппаратов фиксирующих устройств, для лечения переломов тазового кольца, не приводящих при эксплуатации к негативным последствиям,

присущи современной практике, а в частности [12]:

- а) развитие инфекционно-воспалительных процессов
- б) нарушение чувствительности в результате сдавливания тканей и повреждения нервных стволов;
- в) повреждение жизненно важных органов малого таза;
- г) гипертрофия тканей;
- д) неправильное или замедленное сращение костей;
- е) развитие воспалительного остеомиелита;
- ж) травмы сухожилий, мышц или кровеносных сосудов.

Поэтому данная разработка является актуальной задачей биомеханики, решение которой будет способствовать повышению результатов лечения.

Целью работы является разработка нового решения конструкции стержневого аппарата для наружной фиксации переломов тазового кольца, исследование НДС элементов новой конструкции, а также написание программного модуля для пакета ANSYS, который позволит изменять характеристики системы «стержневой аппарат – тазовое кольцо», без затрат времени на моделирование, что позволит ускорить процесс подбора аппаратов под различную массу пациентов.

Для достижения этой цели используется полигональное моделирование тазового кольца, а также параметрическое моделирование стержневого аппарата, и их последующее исследование при помощи метода конечных элементов.

# 1 ПРЕДМЕТНАЯ ОБЛАСТЬ ПРОВОДИМОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

## 1.1 Общие сведения

Таз – это сложная биомеханическая и анатомическая структура, являющаяся опорой и костнымместилищем для ряда жизненно важных органов. Таз включает в себя: подвздошные кости, седалищные кости, лобковые кости, крестец и так далее в соответствии с рисунком 1, повреждения которых происходят от тяжелой высококинетической травмы: при автоавариях, обвалах, падении с высоты [32].

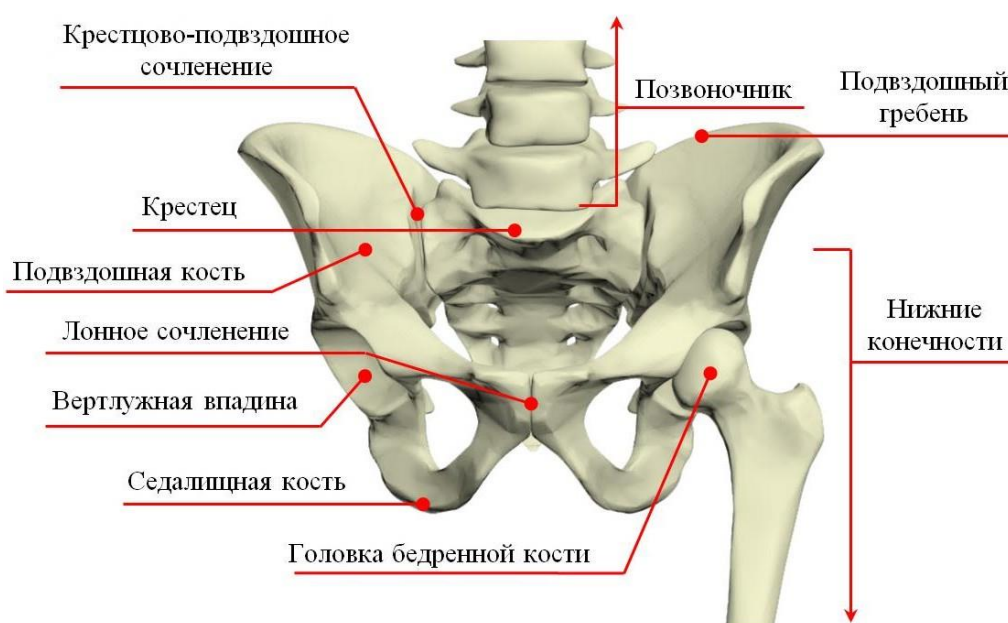


Рисунок 1 – Основные элементы тазового кольца

В анатомическом строении человеческого тела, таз выполняет важные для организма функции:

- а) опорные — к нему прикрепляется позвоночный столб и нижние конечности;
- б) кроветворные — за счет большого содержания красного костного мозга;
- в) таз осуществляет функцию центра масс человеческого скелета;

г) защитные — внутри полости тазового кольца находятся следующие внутренние органы:

- 1) мочевого пузыря;
- 2) толстый кишечник;
- 3) мужские и женские половые органы;

Лонное сочленение или лобковый симфиз представляет собой полуподвижное соединение верхних ветвей лонных костей. Ширина данного соединения составляет 3 – 5 мм, при этом впереди соединение шире, чем сзади. Расхождение лобковых костей более чем на 5 мм приводит к разрыву лонного сочленения, при этом если расхождение костей менее 20 мм, то пациент способен самостоятельно передвигаться, так как мышечный каркас таза сводит лобковые кости, испытывая выраженный болевой синдром. Расстояние расхождения лонных костей определяют с помощью ультразвукового исследования или рентгенографии костей таза, кроме того нестабильность лонных костей может быть определена при помощи пальпации. Разрывы лонного сочленения более 20 мм требуют оперативного лечения. Наиболее часто данная травма наблюдается у женщин во время родов, из-за несоответствия размеров плода и размеров таза. Вне родов данная травма наиболее часто возникает при автомобильных авариях, а так же при занятии активными видами спорта.

Крестцово-подвздошное сочленение представляет собой синдесмоз. Крестец и подвздошные кости соединяются между собой межкостными крестцово-подвздошными связками. Синдесмоз укреплен спереди передними крестцово-подвздошными связками и более мощными задними крестцово-подвздошными связками. Подвижность в этих суставах минимальная и не превышает 1 – 2 мм у мужчин и 3 – 4 мм у женщин.

Разрывы крестцово-подвздошного сочленения более 20 мм являются показанием к оперативному лечению. В настоящее время существует два способа остеосинтеза – внеочаговый различными АНФ и погружной – проволокой, винтами и пластинами. Разработанная конструкция относится к стержневым аппаратам, при использовании которых в гребни подвздошных костей ввинчивают

стержни типа Шанца с резьбой [46]. Процедура наложения АНФ малотравматична и проходит с минимальными кровопотерями, при этом практически любой перелом можно стабилизировать от 30 до 40 минут.

## **1.2 Анализ локальной вычислительной сети**

Разрабатываемое программное обеспечение позволяет подобрать фиксирующее устройство, для лечения переломов тазового кольца, под конкретного пациента. Перелом таза – распространенная травма, которая является очень опасной и тяжелой. Тяжесть травмы основана на большой потере крови, которая истекает из мягких тканей и отломков костей. При изучении ближайших и отдаленных последствий было доказано, что даже «относительно легкие» переломы грозят нарушением осанки, походки, а у девочек приводят к деформации тазового кольца и впоследствии – к нарушению родовой деятельности. Поэтому проблема точной подборки фиксирующего устройства крайне актуальна.

Программное обеспечение является модулем к универсальной программной системе для конечно-элементного анализа ANSYS (ANSYS, Inc.). Данный модуль позволяет изменять характеристики системы «стержневой аппарат – тазовое кольцо» такие как: габариты деталей, величины сил, приложенных к тазовому кольцу, свойства материалов, углы поворота стержней, тип конечно-элементной сетки, без затрат времени на моделирование, что позволит ускорить процесс подбора аппаратов под различную массу пациентов и упростить работу для неподготовленного персонала.

## **1.3 Обзор численных методов решения дифференциальных уравнений. Анализ их достоинств и недостатков**

### **1.3.1 Метод разделения переменных (метод Фурье)**

Одним из наиболее распространенных методов численного решения дифференциальных уравнений в частных производных является метод разделения переменных, называемый также методом Фурье [7].

Суть данного метода заключается в приведении к равенству выражений, зависящих от разных переменных. Для обыкновенных дифференциальных уравнений это равенство дифференциала выражения, зависящего только от искомой

функции, дифференциалу выражения, зависящего только от независимой переменной:

$$f(y)dy = g(x)dx, \quad (1)$$

для уравнений в частных производных это равенство между собой функций от разных независимых переменных [8].

Достоинство метода Фурье заключается в возможности разделить переменные и сводить граничные задачи для уравнений с частными производными к аналогичным задачам для обыкновенных дифференциальных уравнений и представлять решение в аналитическом виде.

Недостаток – в сложности и ограниченности множества задач, для которых удается эффективно выполнить разделение переменных. В основном такой метод применяется для простых уравнений, заданных на простых областях [9].

### 1.3.2 Метод конечных разностей (метод сеток)

Метод конечных разностей, предназначенный для решения краевых задач, так же называют методом сеток.

Суть МКР заключается в том, что твердое тело рассматривается в виде совокупности узлов. Все производные, входящие в дифференциальные уравнения и граничные условия, приближенно заменяются соответствующими конечными разностями, получая систему алгебраических линейных уравнений относительно значений функций в узлах сетки. Решение этой системы позволяет получить, при последующей интерполяции в промежутках между узлами, приближенное численное решение рассматриваемой задачи.

Достоинство МКР заключается в слабой зависимости от граничных условий задачи, характера исходного напряженного состояния и геометрии конструкций.

Недостаток – сложность решения задач с криволинейными границами, высокий порядок системы алгебраических уравнений, трудности, возникающие с аппроксимацией заданных на границе производных. Для МКР также характерны

затруднения при рассмотрении многосвязных областей и стыковок областей, описываемых различными дифференциальными уравнениями [10].

### 1.3.3 Метод граничных элементов

Метод решения краевой задачи, в котором она сводится к интегральному уравнению на границе расчетной области.

Достоинство МГЭ в точном удовлетворении исходному дифференциальному уравнению внутри расчетной области. В задачах с бесконечной границей метод граничных элементов имеет значительное преимущество по сравнению с МКЭ из-за легкого учета границы.

Недостаток МГЭ в том, что матрица результирующей системы линейных алгебраических уравнений должна быть полностью заполнена в отличие от метода конечных элементов.

### 1.3.4 Обоснование выбора метода конечных элементов

Методом решения физических задач в данной работе был выбран метод конечных элементов – это метод приближенного численного решения физических задач. В его основе лежат две главные идеи:

– дискретизация исследуемого объекта на конечное множество конечных элементов;

– кусочно-элементное представление исследуемых функций [11].

Расчет стержневой конструкции при помощи МКЭ сводится к решению краевых задач для систем уравнений, которые включают соотношения теории напряжений и деформаций, а также определяющие уравнения, то есть связь между напряжениями и деформациями.

Система искомых функций состоит из компонент вектора перемещений:

$$\{u\} = \{u(x, y, z), v(x, y, z), w(x, y, z)\}, \quad (2)$$

компонент векторов напряжений:

$$\{\sigma\} = \{\sigma_x(x, y, z), \sigma_y(x, y, z), \sigma_z(x, y, z), \tau_{xy}(x, y, z), \tau_{yz}(x, y, z), \tau_{zx}(x, y, z)\}, \quad (3)$$

компонент деформаций:

$$\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_x(x, y, z)\varepsilon_y(x, y, z)\varepsilon_z(x, y, z)\gamma_{xy}(x, y, z)\gamma_{yz}(x, y, z)\gamma_{zx}(x, y, z)\}, \quad (4)$$

Функции определяются из совместного решения систем уравнений, включающих уравнения равновесия:

$$[\Phi]^T \{\sigma\} = \{G_v\}, \quad (5)$$

где  $\{G_v\} = \{X(x, y, z), Y(x, y, z), Z(x, y, z)\}$  – вектор-функция объемных сил; геометрические уравнения (Коши):

$$\{\varepsilon\} = [\Phi]\{u\}, \quad (6)$$

где  $[\Phi]$  – матрица дифференциальных операторов; определяющие (физические) уравнения:

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}, \quad (7)$$

где  $[D]$  – матрица механических характеристик материала размером 6x6;

$$[\Phi] = \begin{bmatrix} \partial/\partial x & 0 & 0 \\ 0 & \partial/\partial y & 0 \\ 0 & 0 & \partial/\partial z \\ \partial/\partial y & \partial/\partial x & 0 \\ 0 & \partial/\partial z & \partial/\partial y \\ \partial/\partial z & 0 & \partial/\partial x \end{bmatrix}, \quad (8)$$

Матрица  $[D]$  – определяется выбором модели материала и для физически нелинейных материалов формулируются на базе физических уравнений, учитывающих его основные свойства. Предполагаем, что материал кости и элементов



конструкции фиксирующего аппарата имеет упругие изотропные свойства, тогда:

$$[D] = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & & 1 & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ & & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix}, \quad (9)$$

где  $E$  – модуль упругости материала;

$\nu$  – коэффициент Пуассона.

Уравнения (5) – (7) должны быть дополнены кинематическими и статическими граничными условиями на поверхности тела.

Решая совместно уравнения (5) – (7) относительно неизвестных перемещений, можно получить уравнения равновесия в перемещениях:

$$[\Phi]^T [D] [\Phi] \{u\} = \{G_v\}. \quad (10)$$

Решая эти уравнения, получим искомые перемещения.

Наиболее важными преимуществами МКЭ, благодаря которым он широко используется, являются:

а) свойства материалов смежных элементов могут быть разными. Это позволяет использовать МКЭ к телам, состоящим из нескольких материалов;

б) криволинейная область может быть представлена с помощью прямолинейных конечных элементов или описана точно с помощью криволинейных конечных элементов. Таким образом, методом можно пользоваться не только для областей с «хорошей» формой границы;

в) размеры конечных элементов могут изменяться. Это позволяет укруп-

нить или измельчить сеть разбиения области на элементы, если в этом есть необходимость;

г) с помощью МКЭ не представляет труда рассмотрение граничных условий с разрывной поверхностной нагрузкой, а также смешанных граничных условий.

Недостаток данного метода – это необходимость использования ПЭВМ с большими вычислительными ресурсами.

## 2 РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ «СТЕРЖНЕВОЙ АППАРАТ– ТАЗОВОЕ КОЛЬЦО»

### 2.1 Обзор существующих стержневых аппаратов для фиксации переломов тазового кольца

В результате проведенного патентного поиска были найдены несколько аналогов разработанного аппарата наружной фиксации:

а) аппарат внешней фиксации таза: патент № 2195896 [26]. Данное устройство внешней фиксации для лечения переломов тазовых костей позволяет осуществлять одномоментную и постепенную репозицию во всех плоскостях с развитием больших усилий с минимальной их потерей в системе устройство - кость, что значительно повышает эффективность репозиции и фиксации костных фрагментов при восстановлении целостности тазового кольца. В частности, делает возможным закрытое постепенное устранение застарелых деформаций таза.

Наложение устройства проводят под общей анестезией в положении больного на спине. Для этого в каждый из отломков тазовых костей (подвздошные или лонные) вкручиванием вводят резьбовые стержни. Резьбовые стержни, введенные в подвздошные кости посредством косоугольного и прямого кронштейнов, укрепляют на передних дугах тазовой опоры, а резьбовые стержни, введенные в лонные кости, монтируют на дополнительных репозиционных узлах. Ориентация дуг опор в горизонтальной плоскости зависит от вида повреждения таза и направления смещения фрагментов. Одномоментную раздельную репозицию отломков проводят путем перемещения передних дуг относительно друг друга (в различных плоскостях или наклоном) и при необходимости репозиционным узлом.

Устройство содержит тазовую опору, состоящую из четырех дуг 1 (возможен вариант из двух дуг), дополнительные репозиционные узлы 2 и резьбовые стержни 3, закрепленные на тазовой опоре. Дуги 1 тазовой опоры соединены между собой с возможностью перемещения в различных плоскостях и наклона относительно друг друга. Узел соединения дуг 1 состоит из элемента крепления,

выполненного в виде балки 4, кронштейнов 5 и резьбовых тяг 6. Резьбовые тяги 6 шарнирно закреплены на балке и в крайних отверстиях дуг 1 и имеют возможность свободного хода до 10-15 см. Кронштейны 5 шарнирно связаны с балкой 4 и дугами тазовой опоры. Резьбовые стержни 3 с переменным диаметром, вводимые в тазовые фрагменты, закреплены на дугах 1 с помощью косых 7 и прямых 8 кронштейнов.

Данный аппарат наружной фиксации тазового кольца изображен на рисунке 2.

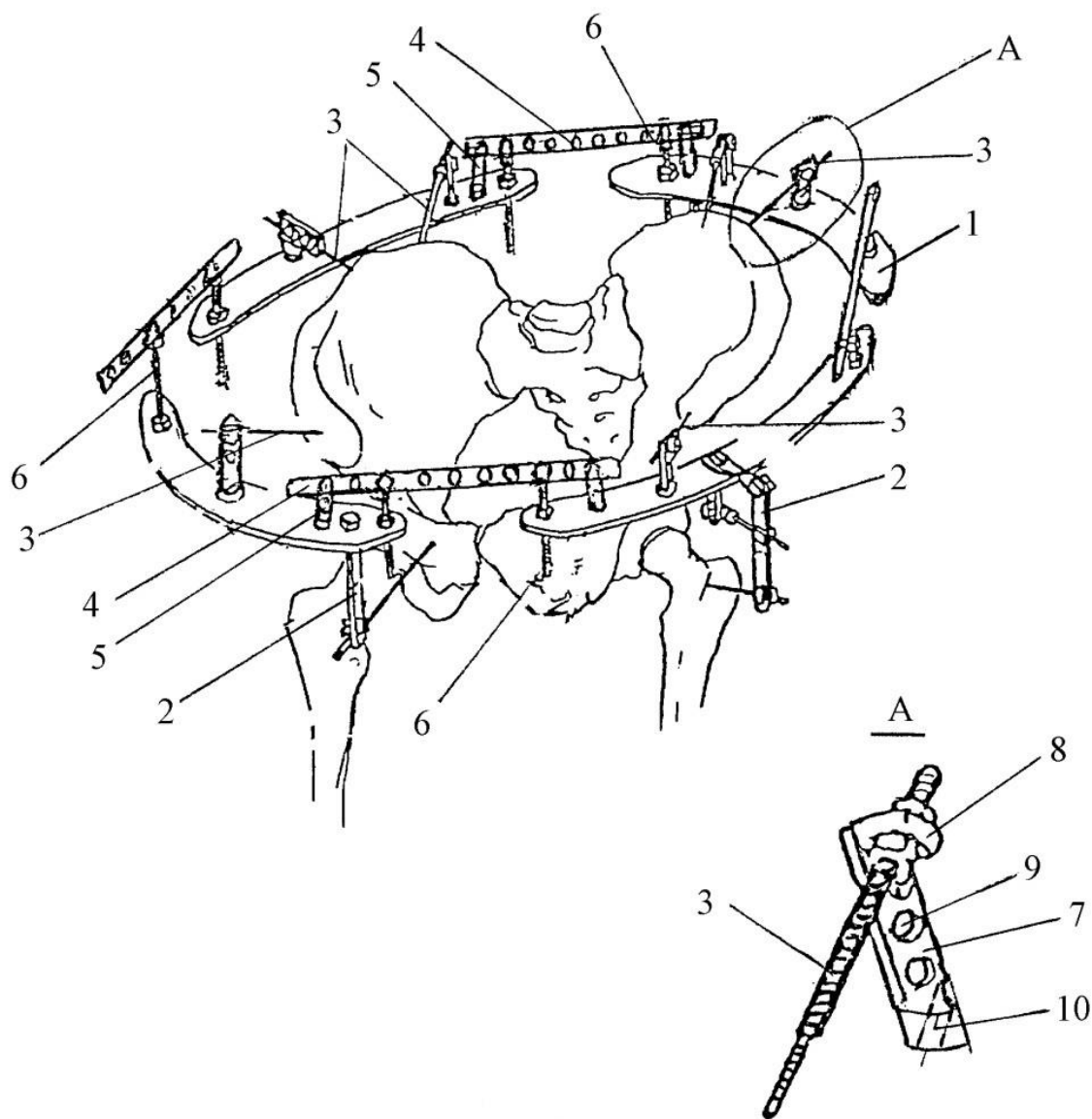


Рисунок 2 – Аппарат наружной фиксации №2195896

б) аппарат внешней фиксации таза: патент № 2653785 [27]. Данное изобретение предназначено для использования при лечении нестабильных поврежденных тазового кольца, сопровождающихся вертикальным смещением костей. Проводят поэтапную репозицию переднего и заднего отделов тазовых костей с использованием полуколец внешней фиксации таза. Для фиксации переднего отдела тазовых костей используют аппарат внешней фиксации костей, а для фиксации заднего отдела тазовых костей используют устройство для внутренней фиксации. После операции устройство для наружной репозиции заднего полукольца тазовых костей удаляют. Способ позволяет улучшить комфортные условия для пациента и снизить риск возникновения послеоперационных осложнений.

В передние и заднюю части крыльев подвздошных костей вводятся погружные стержни (1), к внешним концам которых монтируют полудуги с отверстиями для репозиции задних и передних отделов костей таза. Передние отделы костей таза фиксируют с помощью балки (3) и передних полудуг с отверстиями (2), а задние отделы костей таза фиксируют с помощью внутренней фиксации (5). Балка (3), соединена с передними полудугами (2) с отверстиями с помощью стержней (4). После завершения операции задние полудуги с отверстиями, используемые для репозиции задних отделов костей таза, удаляют. В результате проведенной операции задние полудуги с отверстиями не мешают пациенту и снижается риск возникновения осложнений за счет неиспользования в реабилитационном периоде погружных стержней в задней части фиксации костей таза. Предложенный способ позволяет обеспечить надежную фиксацию костей таза с помощью внутренней и наружной фиксации.

Данный аппарат наружной фиксации тазового кольца изображен на рисунке 3.

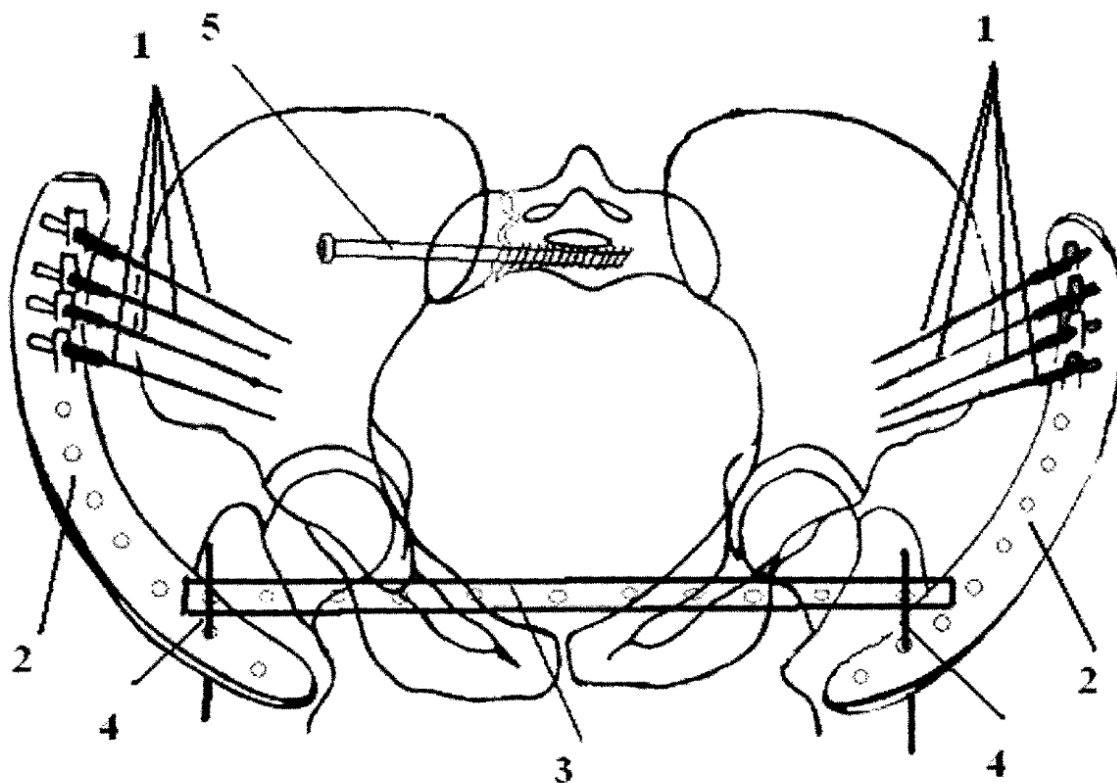


Рисунок 3 – Аппарат наружной фиксации №2653785

## 2.2 Разработка трехмерной модели тазового кольца

По томографическим срезам, была разработана объемная модель костей тазового кольца с использованием программной системы трехмерной графики – Autodesk 3ds Max.

Модель тазового кольца спроектирована при помощи полигонального моделирования. В 3ds Max полигон представляет собой многоугольник состоящий минимум из четырех ребер и вершин. Для редактирования полигональных моделей используется конвертация в Editable Poly (редактируемый многоугольник) – это позволяет уменьшить затраты оперативной памяти в отличие от использования модификатора Edit Poly, что положительно сказывается на производительности.

Разработанная модель показана на рисунке 2.1 и включает 15112 полигонов, данное количество полигонов не является большим, что повышает скорость дальнейших расчетов.

При моделировании использовался модификатор Symmetry, позволяющий

быстро моделировать симметричные объекты. К достоинствам данного метода построения симметричных моделей относится:

- а) половинки модели автоматически сшиваются воедино;
- б) ненужно готовить модель к отзеркаливанию в частности:
  - 1) правильно удалять другую половинку;
  - 2) формировать ровный стык половинок.

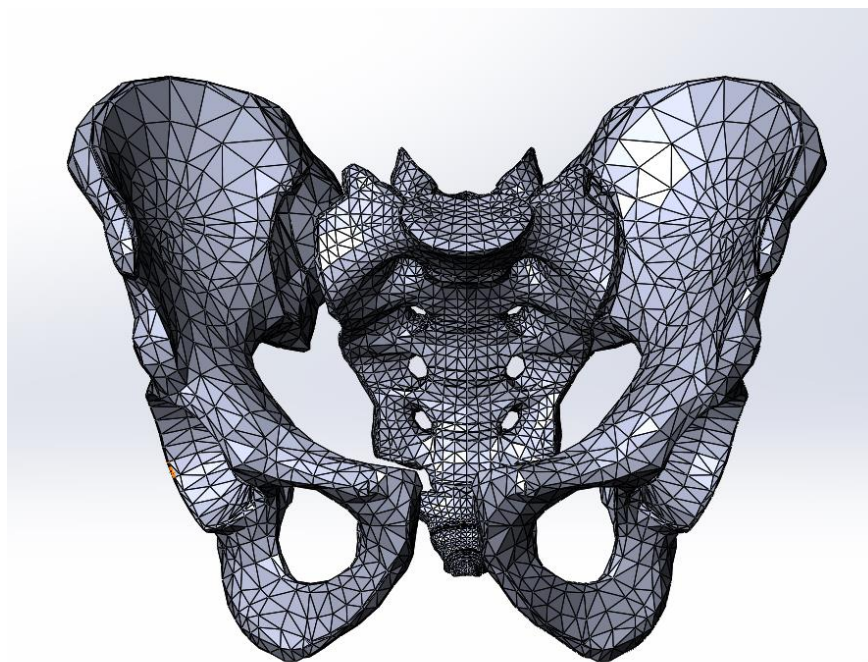


Рисунок 4 – Модель тазового кольца

Для сглаживания модели тазового кольца был использован модификатор TurboSmooth, являющийся аналогом модификатора MeshSmooth. TurboSmooth работает значительно быстрее, чем MeshSmooth, но при этом имеет меньшее количество настроек.

Уровень сглаживания задается параметром Iterations, при разработке модели было использовано 2 итерации сглаживания что является оптимальным с точки зрения, повышения производительности ПЭВМ и уменьшения затрат процессорного времени при дальнейшем исследовании тазового кольца.

Из-за использования низкополигональной модели был также использован параметр Explicit Normals, позволяющий произвести дополнительное сглаживание нормалей, образованных после основного сглаживания.

### **2.3 Разработка стержневого аппарата наружной фиксации тазового кольца**

Для разработки модели аппарата использовался программный комплекс SolidWorks, предназначенный для разработки твердотельных конструкций любой сложности.

В комплексе SolidWorks используется параметрическое моделирование, позволяющее за незначительный промежуток времени разработать различные конструктивные схемы аппаратов наружной фиксации, изменяя конфигурации деталей и их расположение.

Модель АНФ была разработана на основе противошокового аппарата внешней фиксации таза Рунков А.В., Шлыков И.Л. [27]. Данный аппарат представлен на рисунке 5.



Рисунок 5 – Аппарат внешней фиксации Рункова и Шлыкова

Разработанная модель отличается от модели Шлыкова и Рункова тем, что в ней присутствуют телескопические тяги, позволяющие производить более точную репозицию оторванной подвздошной кости, а также на протяжении времени лечения регулировать угол между стержнями.

Конструкция стержневого аппарата для наружной фиксации состоит из следующих основных деталей, показанных на рисунке 6:



- 1-плоская дуга с отверстиями;
- 2-крепежная гайка;
- 3-крепежный винт;
- 4-кронштейн;
- 5-стержень с резьбой;
- 6- телескопическая тяга.

Устройство работает следующим образом. После обработки операционного поля, резьбовые чрескостные стержни (7) для остеосинтеза типа шанца попарно вводятся в гребни костей на 2 см, с таким расчетом, чтобы расстояние между ними соответствовало расстоянию между поперечными отверстиями крестообразного крепежа (5).

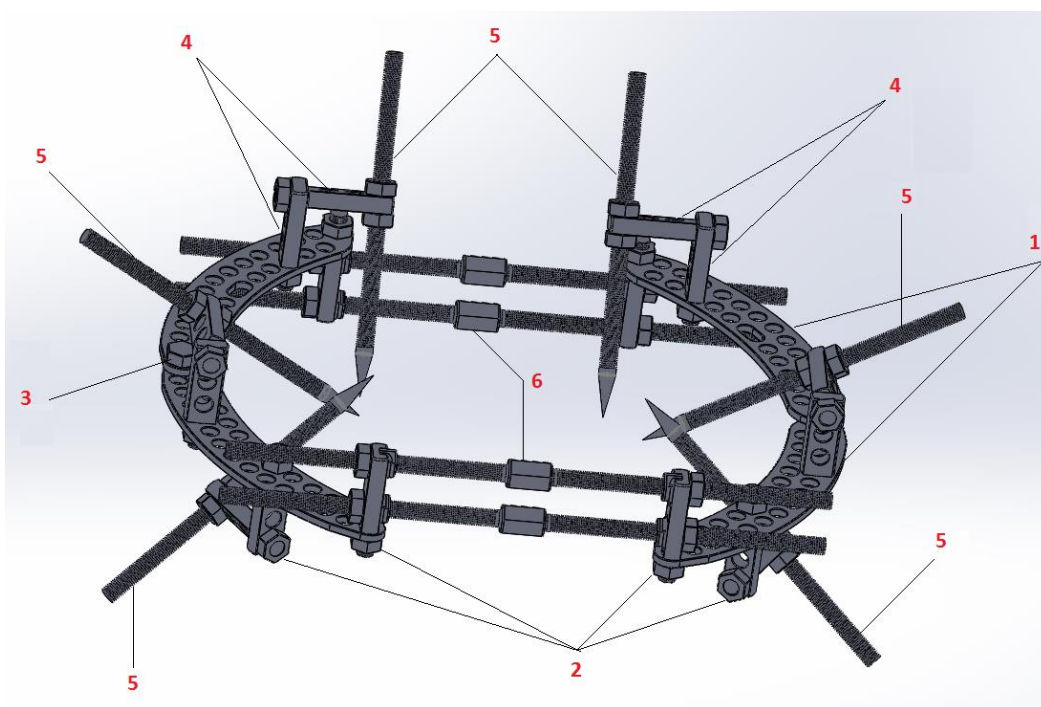


Рисунок 6 – Аппарат внешней фиксации Рункова и Шлыкова

Для придания жесткости конструкции с обеих сторон аппарата наружной фиксации устанавливают телескопические тяги с упором, которые фиксируются гайками на кронштейнах, затем телескопические тяги затягиваются с обеих сторон для обеспечения наилучшей репозиции отломков тазового кольца.

После монтажа устройства, для обеспечения лучшего сращивания и стабилизации кости, в резьбовые отверстия устанавливаются резьбовые стержни,

обеспечивая необходимую компрессию костных отломков путем их подкручивания.

На рисунке 7 показан стержень типа Шанца с резьбой.

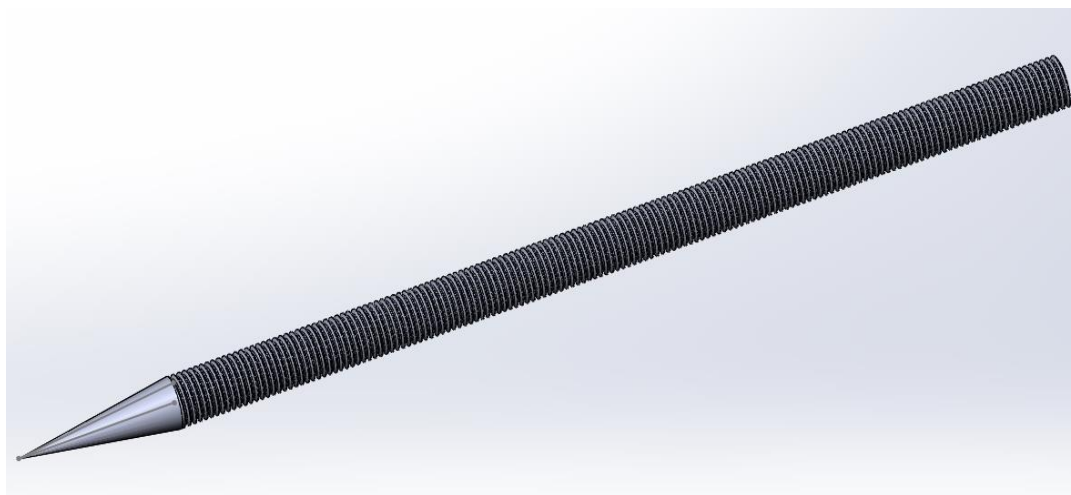


Рисунок 7– Стержень для чрескостного остеосинтеза

Достоинством разработанного АНФ является создание жесткой конструкции для фиксации как и переднего, так и заднего отдела таза и возможность регулирования компрессии в течение всего периода лечения путем простого подкручивания резьбовых стержней и телескопических тяг, что обеспечит надежную стабилизацию отломков таза и быстрое их сращивание.

#### **2.4 Оценка функциональных качеств аппарата наружной фиксации**

Для конечно-элементного анализа модель была импортирована в ANSYS (ANSYS, Inc.). Многоцелевая направленность программы, независимость от аппаратных средств, средства геометрического моделирования на базе В-сплайнов, полная совместимость с CAD/CAM/CAE системами ведущих производителей и «дружеский» интерфейс привели к тому, что именно ANSYS в настоящее время используется во многих университетах для обучения студентов и выполнения выпускных и научно-исследовательских работ.

В тазовых костях объем кортикальной костной ткани значительно меньше по сравнению с объемом спонгиозной костной ткани, поэтому им можно пренебречь и считать кость полностью состоящей из спонгиозной ткани.

В конструкции присутствуют элементы, находящиеся в контакте друг с

другом. Для моделирования контакта было создано несколько контактных пар: металл-кость, металл-металл, кость-кость. Значения коэффициентов трения для различных видов контактных пар представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Значения коэффициентов трения [12]

Контактная пара	Коэффициент трения
металл-металл	0,15
кость-металл	0,30
кость-кость	0,50

Тип контакта для подвижных частей аппарата наружной фиксации задавался как Friction – контакт с трением. Для неподвижных элементов задавался контакт типа Bonded – склеенная деталь. Во всех контактных парах использовался тип контакта поверхность – поверхность, при этом контактирующим телом являлась меньшая по площади поверхность.

Анализ проводился с учетом больших перемещений (Large Deflection – On). Данная настройка позволяет учитывать увеличение жесткости от напряженного состояния стержней и снижение жесткости при вращении. При использовании больших перемещений происходит пересчет жесткости при каждом изменении формы конструкции.

Материал элементов конструкции аппарата принимается изотропным. Характеристики материалов представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Характеристики материалов конструкции [17, 24, 49]

Наименование	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа	Предел текучести, МПа
1	2	3	4	5
Спонгиозная костная ткань	1,5	0,33	6	-
Нержавеющая сталь 03X16H15M3	200	0,33	520	220

Сплав титана BT6	118	0,34	1000	840
---------------------	-----	------	------	-----

#### 2.4.1 Метод исследования с нагрузкой со стороны веса тела

Данный метод исследования использовался для оценки качеств аппарата при разрывах лонного и крестцово-подвздошного сочленений. Разрывы сочленений и аппарат наружной фиксации показаны на рисунке 8.

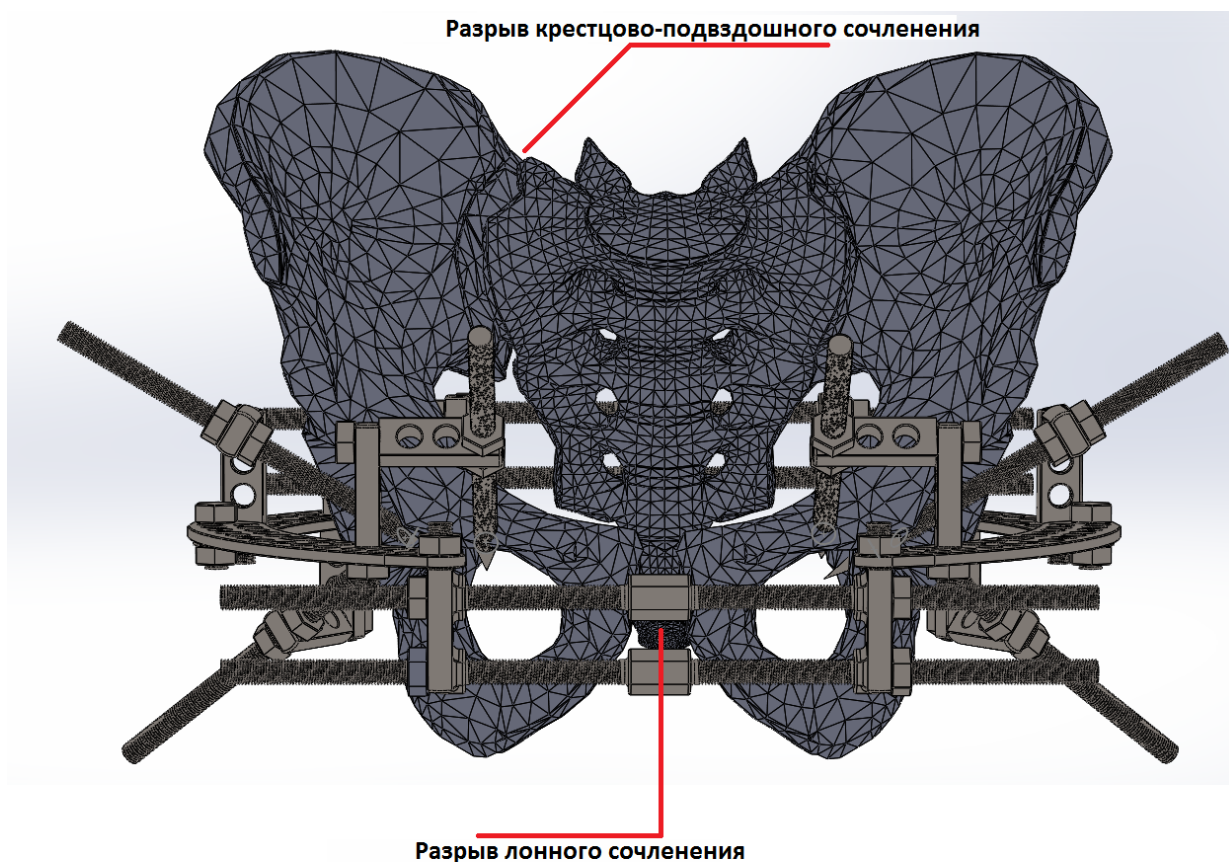


Рисунок 8– Стержень для чрескостного остеосинтеза

##### 2.4.1.1 Постановка задачи

Анализ напряженно-деформируемого состояния проводился для трех поз:

а) поза 1: человек стоит на двух ногах при разрыве правого крестцово-подвздошного сочленения, как показано на рисунке 2.6 (а);

б) поза 2: человек делает шаг с левой ноги при разрыве правого крестцово-подвздошного сочленения, как показано на рисунке 2.6 (б);

в) поза 3: человек делает шаг с правой ноги при разрыве правого крестцово-подвздошного сочленения, как показано на рисунке 2.6 (в);

При походке тазовое кольцо наклоняется в сторону оторванной от поверхности ноги на небольшой угол, величина которого зависит от особенностей походки конкретного человека. В исследовании примем этот наклон равным  $5^\circ$ .

Процентное соотношение массы частей тела человека выглядит следующим образом: голова – 7 %, туловище – 43 %, плечо – 3%, предплечье – 2 %, кисть – 1 %, бедро – 12 %, голень – 5 %, стопы – 2 % [6].

В соответствии с этим примем набедренную часть туловища равной двум третям от суммарной массы человека. Массу ног примем равной одной трети от суммарной массы человека. Сила притяжения, действующая на тело пропорциональна массе и ускорению свободного падения  $g$ :

$$\bar{P} = \overline{mg}$$

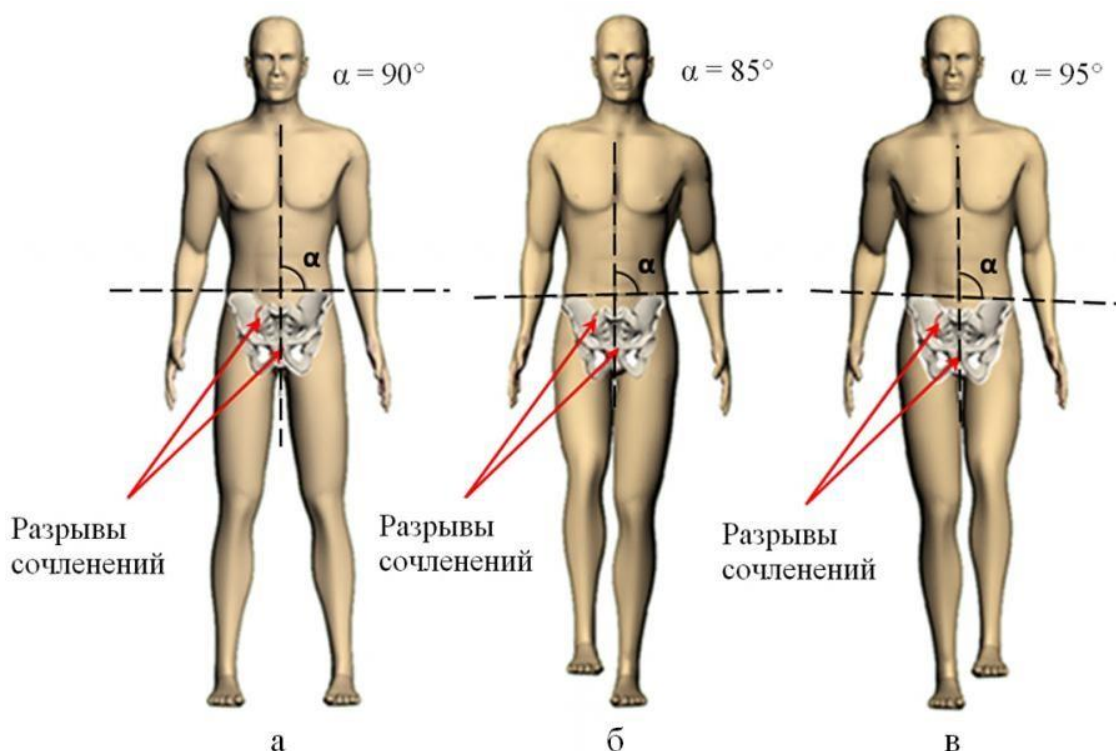


Рисунок 9 – Позы для исследования:

а – поза 1; б – поза 2; в – поза 3

Расчеты силы притяжения отдельных частей тела для людей массой 60 кг, 70 кг и 80 кг представлены в таблице 3.

Таблица 3 – Силы притяжения для разных частей тела

Масса человека, кг	Сила притяжения для туловища $F_{\text{тул}}$ , Н	Сила притяжения для ноги $F_{\text{ног}}$ , Н
60	392	98
70	457	114
80	522	130

В качестве материала внешнего фиксирующего устройства используется медицинская нержавеющая сталь 316L (аналог 03X16H15M3).

Рассмотрим трехмерную модель тазового кольца с АНФ для каждой из поз исследования. Модель показана на рисунках 10-12.

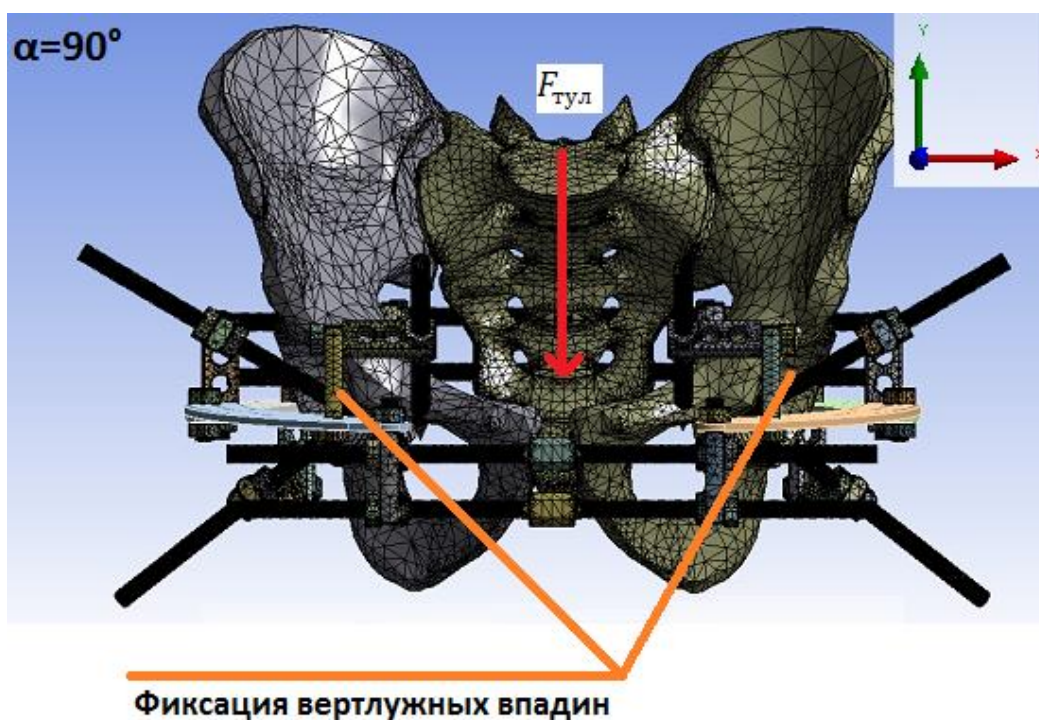


Рисунок 10 – Фиксации и нагрузки поза 1

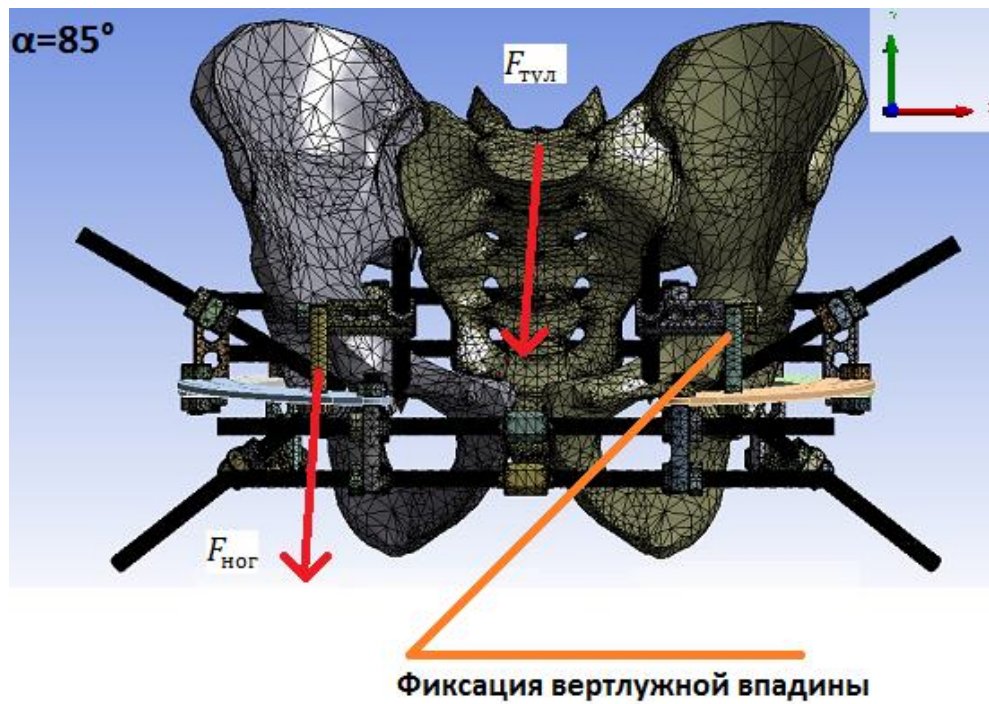


Рисунок 11 – Фиксации и нагрузки поза 2

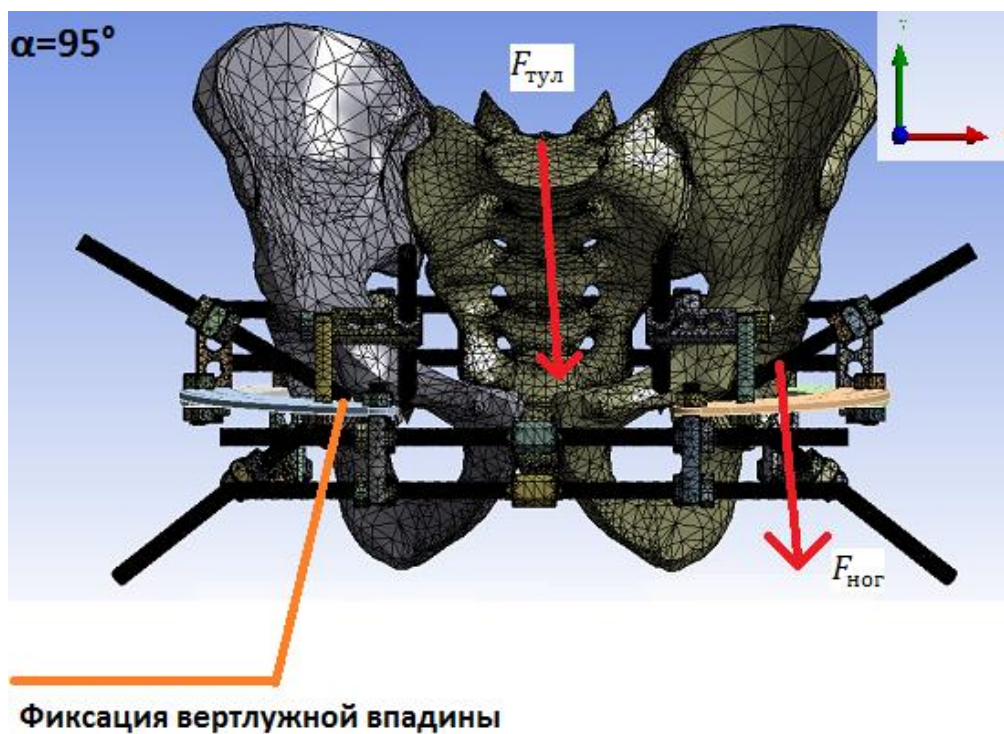


Рисунок 12 – Фиксации и нагрузки поза 3

Для позы 1 имитируя головку бедренной кости, шарнирно закрепим левую и правую вертлужные впадины, а на крестец, имитируя верхнюю часть туловища, вертикально подействуем силой  $\bar{F}_{тул}$  под прямым углом  $90^\circ$  к оси X,

как показано на рисунке 10.

Для позы 2 – шарнирно закрепим левую вертлужную впадину, а на правую для имитации поднятой ноги, вертикально подействуем силой  $\bar{F}_{\text{ног}}$  при этом на крестец действует сила  $\bar{F}_{\text{тул}}$  под углом  $95^\circ$  к оси X и параллельно силе  $\bar{F}_{\text{ног}}$ , как показано на рисунке 11.

Для позы 3 – шарнирно закрепим правую вертлужную впадину, а на левую для имитации поднятой ноги, вертикально подействуем силой  $\bar{F}_{\text{ног}}$ , при этом на крестец действует сила  $\bar{F}_{\text{тул}}$  под углом  $85^\circ$  к оси X и параллельно силе, как показано на рисунке 12.

Определим компоненты векторов силы для наклона приложенной силы на  $-5^\circ$  и  $5^\circ$  относительно оси X. Наклон тазового кольца осуществляется в плоскости YX, поэтому компонента  $\bar{F}_z$  вектора силы равна нулю. Для определения компонент  $\bar{F}_x$  и  $\bar{F}_y$  решим систему уравнений вида:

$$\begin{cases} |\vec{F}| = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \\ \cos(\widehat{OX, \vec{F}}) = \frac{F_x}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}}; \end{cases} \quad (11)$$

Результаты вычисления компонент векторов сил  $\bar{F}_{\text{тул}}$  и  $\bar{F}_{\text{ног}}$  представлены в следующей таблице 4.

Таблица 4 – Компоненты векторов силы

Поза	$\bar{F}_{\text{тул}}, \text{ Н}$	Компоненты вектора $\bar{F}_{\text{тул}}, \text{ Н}$		$\bar{F}_{\text{ног}}, \text{ Н}$	Компоненты вектора $\bar{F}_{\text{ног}}, \text{ Н}$	
		$\bar{F}_x$	$\bar{F}_y$		$\bar{F}_x$	$\bar{F}_y$
1	2	3	4	5	6	7
Поза 1	392	0	-392	-	-	-
	457	0	-452	-	-	-
	522	0	-517	-	-	-
Поза 2	392	-34,16	-390,5	98	-8,54	-97,63
	457	-39,83	-455,26	114	-9,94	-113,57
	522	-45,49	-520	130	-11,33	-129,5



Поза 3	392	34,16	-390,5	98	8,54	-97,63
	457	39,83	-455,26	114	9,94	-113,57
	522	45,49	-520	130	11,33	-129,5

Расчетная модель была представлена из 736 тысяч элементов:

- из 370 тысяч линейных гексаэдров смоделировано тазовое кольцо;
- из 366 тысяч линейных гексаэдров смоделированы аппарат внешней фиксации.

Конечно-элементная сетка представлена на рисунке 13

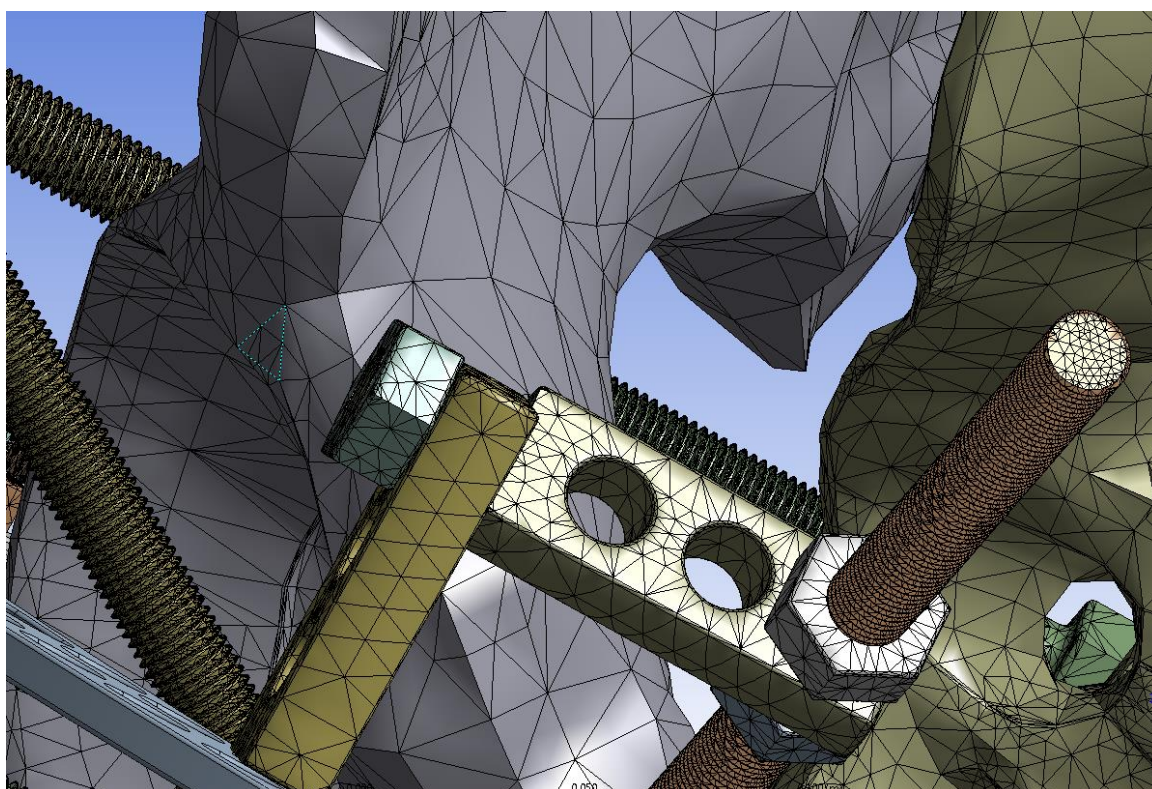


Рисунок 13 – Конечно-элементная сетка модели

#### 2.4.1.2 Результаты расчетов

В результате исследования НДС модели аппарата необходимо было получить ответ на вопрос, удовлетворяет ли модель требованиям прочности и жесткости, которые предъявляются к реальной конструкции аппарата. Результаты расчетов приведены в таблице 5.

Таблица 5 – Результаты расчетов

Поза	Масса человека, кг	Максимальное смещение костей, мм	Максимальное напряжение, МПа	Область максимального напряжения
Поза 1	60	2,5	190	Стержни
	70	3,1	220	Стержни
	80	3,5	250	Стержни
Поза 2	60	1,1	160	Дуги
	70	1,3	190	Дуги
	80	1,5	220	Дуги
Поза 3	60	4	330	Дуги
	70	5,5	440	Дуги
	80	6,3	500	Дуги

Результаты расчетов показывают, что в позе 1 максимальное эквивалентное напряжение в аппарате удовлетворяет требованию к пределу текучести только при массе человека равной 60 кг, при массе человека равной 70 кг максимальное напряжение находится на границе предела текучести, при массе – 80 кг максимальное напряжение превышает предел текучести.

В позе 2, когда человек не опирается на ногу с оторванной подвздошной костью максимальное напряжение для человека массой 60 кг и 70 кг не превышает предел текучести, а для массы в 80 кг – находится на границе предела текучести. При этом напряжение в стержнях уменьшается, по сравнению с позой 1, а напряжение в балках увеличивается в соответствии с рисунком 2.10. Так же серьезно возрастает напряжение в пластине для дополнительной фиксации, что показано на рисунке 2.11.

В позе 3, когда человек опирается, а ногу, для которой оторвана подвздошная кость, напряжения в аппарате даже при минимальной массе человека в 60 кг превышают предел текучести материала аппарата. При этом значительную нагрузку испытывают как стержни аппарата, так и балки.

2.4.2 Метод исследования фиксирующего устройства с нагрузкой со стороны мышечной ткани

Данный метод исследования использовался для оценки качества аппарата при разрыве крестцово-подвздошного сочленения, при сохранении целостности лонного сочленения. Разрыв крестцово-подвздошного сочленения и аппарат наружной фиксации представлены на рисунке 14.

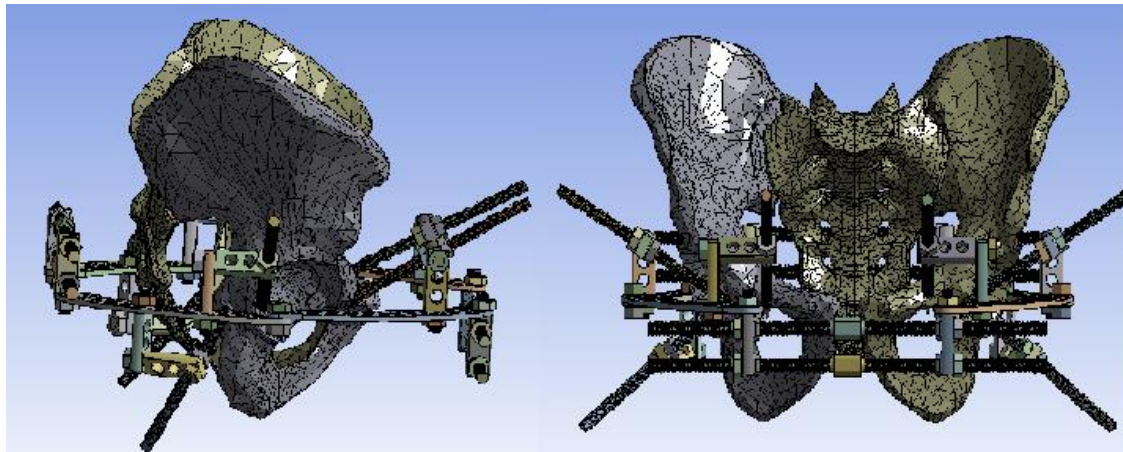


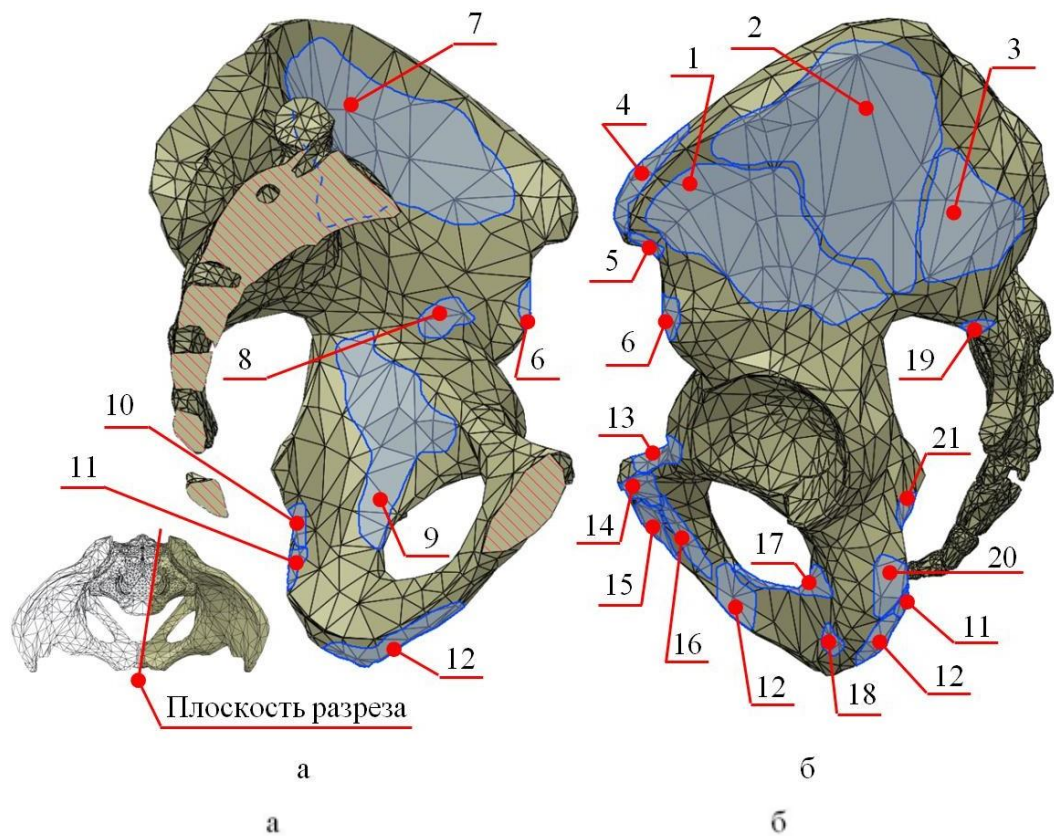
Рисунок 14 – Тазовое кольцо с аппаратом наружной фиксации

#### 2.4.2.1 Постановка задачи

Масса надбедренной части среднестатистического человека составляет 65 кг, поэтому сила притяжения, действующая на надбедренную часть туловища пропорциональная массе и ускорению свободного падения, была взята 650 Н. Угол наклона между бедренной костью и тазовым кольцом, когда человек стоит на двух ногах составляет 15 градусов [2].

Нагрузка для костной ткани была выбрана в виде динамически изменяющиеся во время ходьбы силы. Точками приложения сил являются области прикрепления мышечных тканей к кости. Всего число таких точек составило 21 для каждой подвздошной кости.

Зоны прикрепления мышц представлены на рисунке 15.



- |                                 |                                 |                                  |
|---------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|
| 1 – <u>Gluteus minimus</u> ;    | 8 – <u>Psoas</u> ;              | 15 – <u>Gracilis</u> ;           |
| 2 – <u>Gluteus medius</u> ;     | 9 – <u>Obturator internus</u> ; | 16 – <u>Adductor brevis</u> ;    |
| 3 – <u>Gluteus maximus</u> ;    | 10 – <u>Gemellus inferior</u> ; | 17 – <u>Obturator externus</u> ; |
| 4 – <u>Tensor fascia lata</u> ; | 11 – <u>Semitendinosus</u> ;    | 18 – <u>Quadratus femoris</u> ;  |
| 5 – <u>Sartorius</u> ;          | 12 – <u>Adductor magnus</u> ;   | 19 – <u>Piriformis</u> ;         |
| 6 – <u>Rectus femoris</u> ;     | 13 – <u>Pectineus</u> ;         | 20 – <u>Semimembranosus</u> ;    |
| 7 – <u>Iliacus</u> ;            | 14 – <u>Adductor longus</u> ;   | 21 – <u>Gemellus superior</u> .  |

а – внутренняя сторона левой подвздошной кости (таз в разрезе)

б – внешняя сторона левой подвздошной кости

Рисунок 15 – Названия мышц и зоны их прикрепления

За период ходьбы была взята величина, состоящая из двух полупериодов:

- наличия сил, действующих со стороны веса при одноопорной нагрузке;
- отсутствия сил при переносе веса тела на другую ногу.

Первый полупериод характеризуется действием мышечных сил и веса туловища на опорную конечность в течение одноопорной фазы ходьбы;

Во втором полупериоде отсутствует действие веса туловища при переносе веса тела на другую ногу.

В свою очередь каждый полупериод был разделен на четыре позиции, как показано на рисунке 16 и рисунке 17.

Первый полупериод походки, представляет 4 фазы походки, начиная с двухопорной позиции, при которой правая нога впереди, показано на рисунке 16 (а), начальной фазы шага показано на рисунке 16 (б), средней фазы показано на рисунке 16 (в), конечной фазы показано на рисунке 16 (г), при этом вес тела приложен к правой ноге [2].

Второй полупериод симметричен первому и начинается с двухопорной позиции, в которой левая нога впереди. В начальной, средней и конечной фазах второго полупериода вес тела находится на левой ноге.

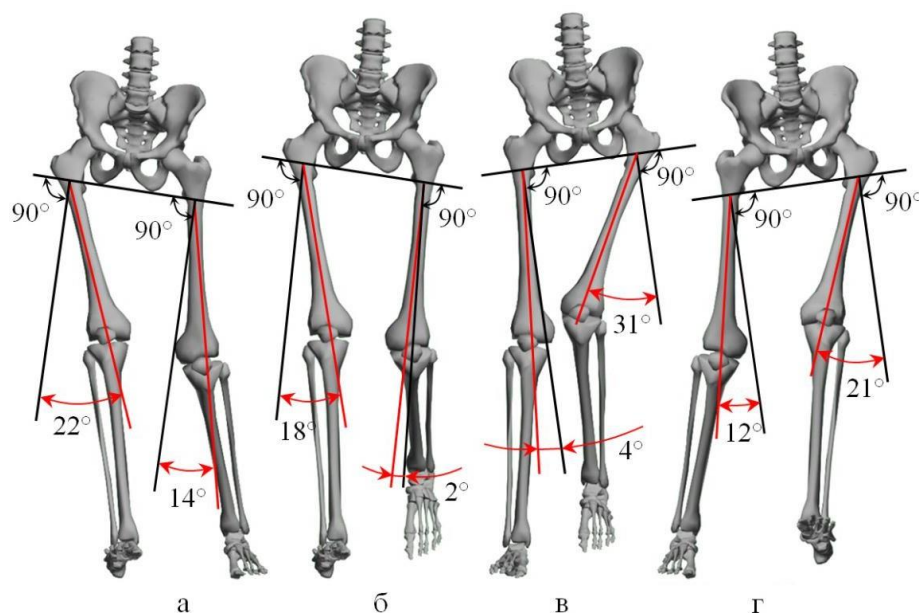


Рисунок 16 – Первый полупериод походки человека (вид спереди)

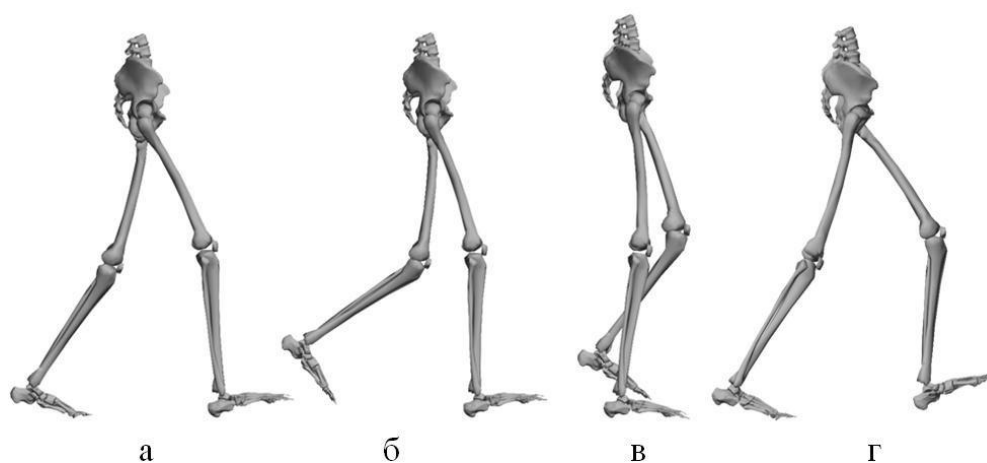


Рисунок 17 – Первый полупериод походки человека (вид сбоку)

В ходе работы проведено 2 исследования, отличающиеся материалами изготовления аппарата внешней фиксации:

а) в качестве материала внешнего фиксирующего устройства используется нержавеющая сталь 03Х16Н15М3;

б) в качестве материала внешнего фиксирующего устройства используется нержавеющая сталь 03Х16Н15М3, а также титановый сплав ВТ6, используемый в качестве материала для верхней балки, нижней балки и стержней типа Шанца. Данный сплав титана используется при остеосинтезе на костными пластинами [18].

Построение векторов действия сил со стороны мышц производилось с учетом направления расположения продольных мышечных волокон, которые являются составной частью отдельных групп мышц описанных ранее. Модули действия сил, а также их направления были взяты из исследования, проведенного в 1989 году в Crowninshield и Brand [47].

Было получено экспериментально действие сил путем измерения площади сечения и измерением величины силы, действующей в одной единице площади мышечной ткани.

Модули мышечных сил, действующие на кости таза в течение каждой фазы ходьбы представлены в таблице 6.

Таблица 6 – Силы, действующие со стороны мышц в каждой фазе [2]

№ мышцы	Величины сил в каждой фазе, Н							
	2							
1	1	2	3	4	5	6	7	8
1	842	930	167	377	456	491	114	482
2	1018	1053	1474	1509	1412	982	105	421
3	228	140	263	228	175	123	114	219
4	0	132	88	158	149	88	70	96
5	0	0	0	228	307	272	0	0
6	149	0	316	175	88	175	105	140
7	0	0	0	0	88	158	70	140
8	0	88	0	0	35	158	88	88
9	579	368	333	368	421	298	61	421

10	298	202	88	70	123	114	79	377
11	0	88	0	0	88	158	70	140
12	0	0	0	0	132	263	0	0
13	0	114	0	0	0	202	0	114
14	0	0	0	0	123	167	132	123
15	167	123	0	61	61	149	123	0
16	0	0	175	96	0	149	0	0
17	202	275	0	0	0	0	123	228
18	61	96	0	0	88	184	0	0
19	140	88	123	79	0	0	158	202
20	0	0	0	0	0	140	79	149
21	0	123	0	0	0	175	105	96

Обозначим проекцию вектора  $\bar{F}$  на плоскость XOY как  $\bar{F}_{xy}$ , проекцию на плоскость XOZ как  $\bar{F}_{xz}$ , и проекцию на плоскость YOZ как  $\bar{F}_{yz}$ , а компоненты этих векторов как  $\bar{F}(x)$ ,  $\bar{F}(y)$ ,  $\bar{F}(z)$ . Тогда для плоскости XOY получим:

$$\begin{cases} \bar{F}(x) = \bar{F}_{xy} * \sin\alpha \\ \bar{F}(y) = \bar{F}_{xy} * \cos\alpha \end{cases}; \quad (13)$$

для плоскости XOZ получим:

$$\begin{cases} \bar{F}(x) = \bar{F}_{xz} * \sin\beta \\ \bar{F}(z) = \bar{F}_{xz} * \cos\beta \end{cases}; \quad (14)$$

для плоскости YOZ получим:

$$\begin{cases} \bar{F}(y) = \bar{F}_{yz} * \cos\gamma \\ \bar{F}(z) = \bar{F}_{yz} * \sin\gamma \end{cases}. \quad (15)$$

Углы  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  между проекциями векторов сил на плоскости и осями координат OX, OY, OZ представлены в таблице 7.

Найдем компоненты векторов сил, используя уравнение вида:

$$\bar{F} = \sqrt{\bar{F}(x)^2 + \bar{F}(y)^2 + \bar{F}(z)^2}; \quad (16)$$

Таблица 7 – Углы между проекциями векторов сил и осями координат [2]

№ мышцы	Название	Величины углов векторов сил в градусах		
		Угол $\alpha$	Угол $\beta$	Угол $\gamma$
1	Gluteus minimus	-111,3	30,3	56,4
2	Gluteus medius	-84,33	14,32	50,1
3	Gluteus maximus	-90	22,3	45,67
4	Tensor fascia lata	-60,3	65,17	64,7
5	Sartorius	-61	137,8	130,1
6	Rectus femoris	-61,4	123,3	124,41
7	Iliacus	81,85	23,5	57,21
8	Psoas	80,3	46,6	48,73
9	Obturator internus	43,15	20,03	87,5
10	Gemellus inferior	-63,1	-71,5	47,5
11	Semitendinosus	-61,01	-81,6	49,1
12	Adductor magnus	-60,45	- 145,27	40,35
13	Pectineus	-62,3	22	-34,65
14	Adductor longus	-64,4	71,28	-90
15	Gracilis	-63,43	143,33	-95,6
16	Adductor brevis	61,01	160,72	-87,34
17	Obturator externus	167,4	90,45	53,59
18	Quadratus femoris	-60,78	180	-78,5
19	Piriformis	24,86	87,56	-34,35
20	Semimembranosus	-60,87	-67,5	-25,65
21	Gemellus superior	-61,43	-69,15	-31,2

Выразив из уравнений (13) – (15) проекцию вектора на плоскости, а затем приравняв их правые части и выразив компоненты проекций на плоскости и подставив их в уравнение (16) и выразив компоненты вектора  $\bar{F}$ :  $\bar{F}(x)$ ,  $\bar{F}(y)$ ,  $\bar{F}(z)$  получим:



$$\overline{F}(x) = \frac{\overline{F}}{\sqrt{1 + \frac{\cos^2 \alpha + \cos^2 \beta}{\sin^2 \alpha + \sin^2 \beta}}}; \quad (17)$$

$$\overline{F}(y) = \frac{\overline{F}}{\sqrt{1 + \frac{\sin^2 \alpha + \sin^2 \gamma}{\cos^2 \alpha + \cos^2 \gamma}}}; \quad (18)$$

$$\overline{F}(z) = \frac{\overline{F}}{\sqrt{1 + \frac{\sin^2 \beta + \cos^2 \gamma}{\cos^2 \beta + \sin^2 \gamma}}}. \quad (19)$$

Подставив данные из таблицы 3 и таблицы 4, в уравнения (17) – (19) найдем компоненты векторов силы  $\overline{F}$  для каждой фазы исследования. Расчеты представлены в таблице 8.

Таблица 8 – Компоненты векторов сил, действующих со стороны мышц

№ мышцы	Компоненты векторов сил в каждой фазе, Н											
	1			2			3			4		
	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)
1	-417	268	-631	-460	296	-696	-83	53	-125	-187	120	-282
2	-252	-100	-766	-260	-103	-769	-364	-145	-	-373	-148	-
									1110			1136
3	-87	0	-156	-53	0	-96	-100	0	-181	-87	0	-156
4	0	0	0	106	45	54	71	30	36	127	54	65
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	144	96	143
6	113	58	77	0	0	0	240	124	162	133	69	90
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	63	15	52	0	0	0	0	0	0
9	186	-25	544	118	-16	345	107	-15	313	118	-16	345
10	-255	121	-91	-173	82	-62	-75	36	-27	-60	28	-21
11	0	0	0	-76	37	-13	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	42	50	63	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
15	-96	16	134	-70	12	98	0	0	0	-35	6	49
16	0	0	0	0	0	0	-57	8	165	-31	4	91
17	-44	119	2	-60	162	2	0	0	0	0	0	0

Продолжение таблицы 8

№ мышцы	Компоненты векторов сил в каждой фазе, Н											
	1			2			3			4		
	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)
18	0	11	-60	0	18	-94	0	0	0	0	0	0
19	59	108	-6	37	68	-4	52	95	-5	33	61	-3
20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	-102	-57	-38	0	0	0	0	0	0
№ мышцы	Компоненты векторов сил в каждой фазе, Н											
	5			6			7			8		
	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)	F(x)	F(y)	F(z)
1	-226	145	-342	-243	156	-368	-56	36	-85	-239	154	-361
2	-349	-193	-1063	-243	-96	-739	-26	-10	-79	-104	-41	-317
3	-66	0	-120	-47	0	-84	-43	0	-78	-83	0	-150
4	120	51	61	71	30	36	56	24	29	77	33	40
5	193	129	193	171	114	171	0	0	0	0	0	0
6	67	35	45	133	69	90	80	41	54	106	55	72
7	35	-12	69	63	-22	125	28	-10	55	56	-19	111
8	25	6	21	114	26	93	63	15	52	63	15	52
9	135	-18	395	96	-13	280	20	-3	57	135	-18	395
10	-105	50	-37	-97	46	-35	-68	32	-24	-322	153	-115
11	-76	37	-13	-137	67	-23	-61	30	-10	-121	59	-20
12	-72	60	-78	-143	120	-155	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	74	89	112	0	0	0	42	50	63
14	106	0	39	144	0	54	114	0	42	106	0	39
15	-35	6	49	-85	14	119	-70	12	98	0	0	0
16	0	0	0	-48	7	141	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0	-27	72	1	-50	134	2
18	0	17	-86	0	35	-180	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0	66	122	-7	85	156	-9
20	0	0	0	-115	66	42	-65	37	24	-122	71	45
21	0	0	0	-146	-80	-54	-87	-48	-32	-80	-44	-29

В пакете ANSYS для каждой из фаз ходьбы была сформирована модель для расчета, включающая 42 вектора имитирующих 42 мышцы, по 21 для каждой

подвздошной кости, 1 вектора силы для имитации веса человека со стороны позвоночника, фиксация геометрии производилась в районе вертлужной впадины со стороны опорной ноги.

На рисунке 18 (б) показано смятие отломков тазового кольца, при минимальном скольжении. Минимальное скольжение является одним из основных условий сращения перелома.

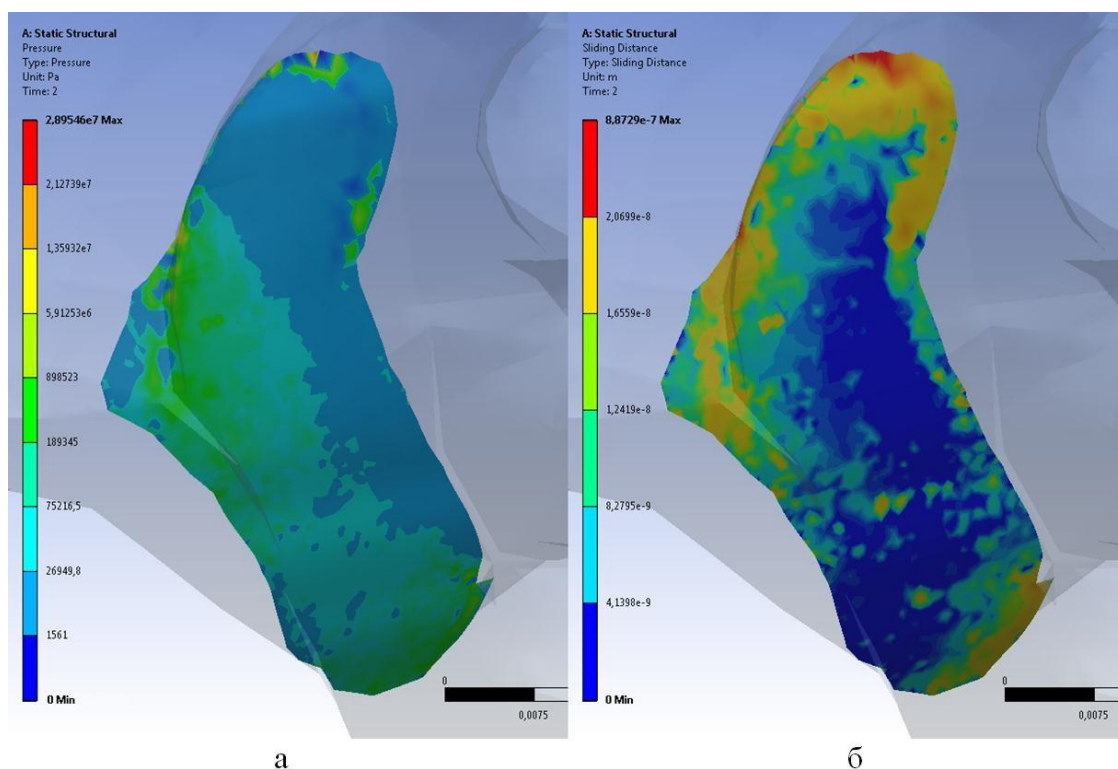


Рисунок 18 – Распределение давления в области перелома (а) и смятие краев отломков кости (б)

Результаты расчета показали, что при использовании нержавеющей стали 03X16N15M3 с пределом текучести 220 МПа, верхняя и нижняя балки, а также стержни выходят из зоны упругой деформации во всех фазах походки человека (максимальное напряжение превышает предел текучести материала), показано на рисунке 19.

При замене же материала верхней и нижней балок, а также стержней на сплав титана ВТ6 с пределом текучести 840 МПа, все элементы сборки работают в зоне упругой деформации во всех фазах походки человека (максимальное напряжение не превышает предел текучести материала), показано на рисунке 20.

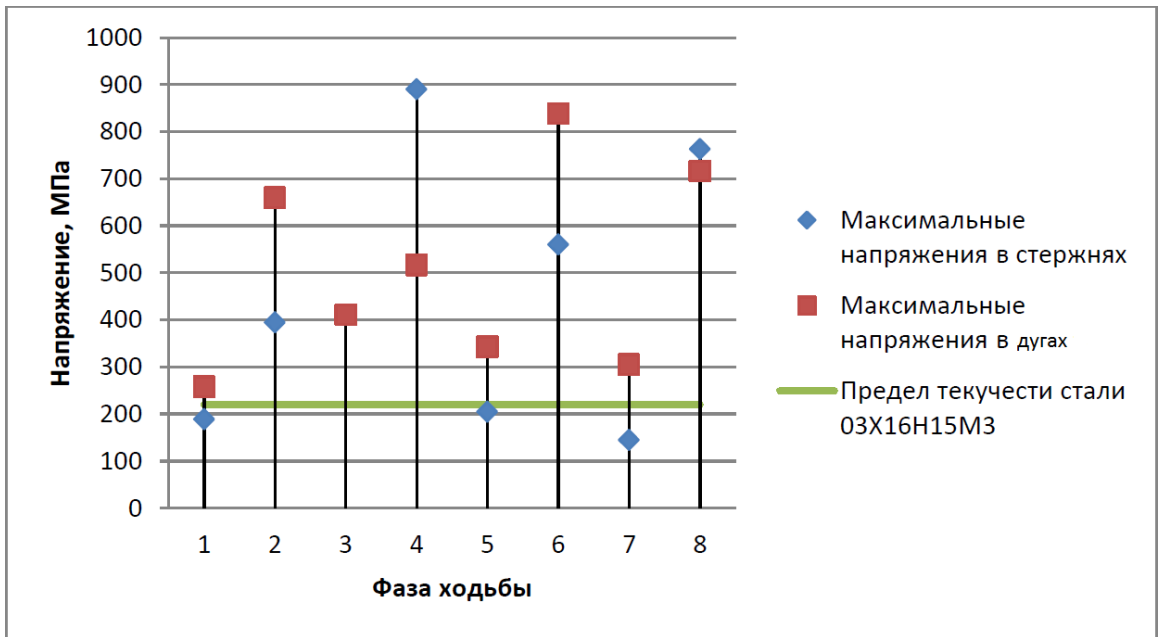


Рисунок 19 – Зависимость максимальных напряжений от фаз ходьбы

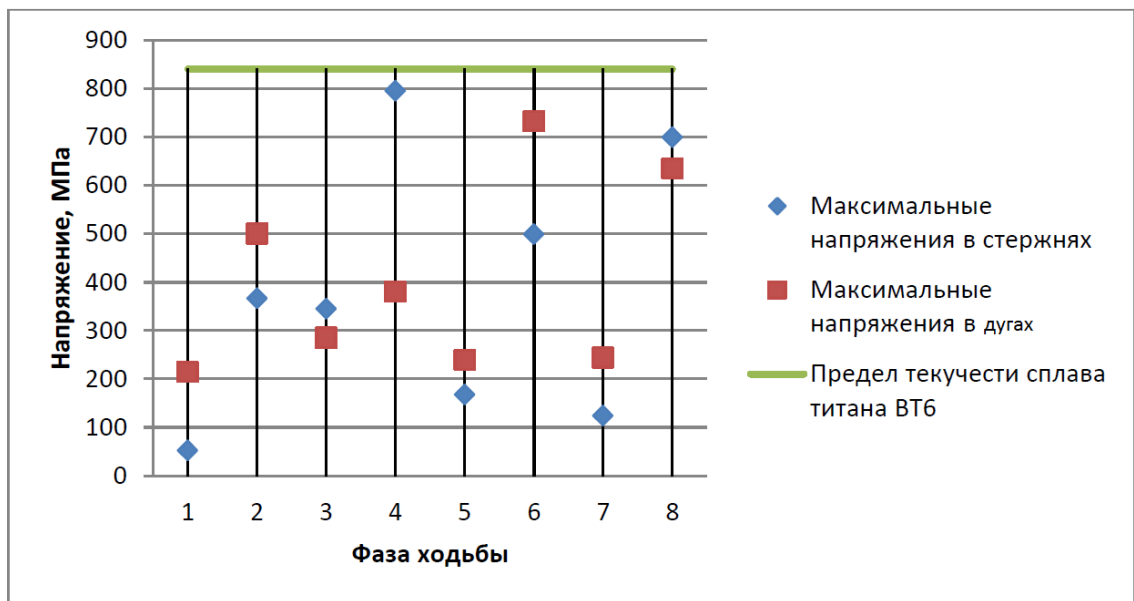


Рисунок 20 – Зависимость максимальных напряжений от фаз ходьбы дуги и стержни состоят из сплава титана VT6

В таблице 9 представлены максимальные напряжения в балках и стержнях в каждой из фаз походки человека для АНФ полностью состоящего из нержавеющей стали, а также для аппарата верхняя балка, нижняя балка и стержни которого состоят из сплава титана, а остальные элементы из нержавеющей медицинской стали 03X16H15M3.

Таблица 9 – Максимальные напряжения в балках, стержнях и перемещения

Фаза	Нержавеющая сталь 03X16H15M3			Нержавеющая сталь 03X16H15M3 и сплав титана ВТ6		
	Напряжения в тягах, МПа	Напряжения в стержнях, МПа	Максимальные деформации, м	Напряжения в тягах, МПа	Напряжения в стержнях, МПа	Максимальные деформации, м
1	258,6	189,3	0,002	214,1	52,9	0,002
2	660,4	395,9	0,011	500,3	366,5	0,012
3	411,9	410,4	0,004	285,4	345,2	0,005
4	517,9	890,3	0,024	380,4	795,6	0,027
5	343,2	205,5	0,003	239,5	167,0	0,003
6	838,3	560,6	0,016	732,6	499,2	0,018
7	305,8	145,6	0,005	244,2	124,8	0,005
8	716,7	763,1	0,028	635,2	699,5	0,030

#### 2.4.3 Выводы из исследований

В первом исследовании расчет деформации конструкции АНФ, используемого при лечении разрыва лонного и крестцово-подвздошного сочленений костей таза, показал элементы, и зоны в которых возникает максимальное напряжение.

Установлено, что аппарат имеет право на существование только в том случае, когда пациент не опирается на ногу с травмированной подвздошной костью, например, при совместном использовании с костылями, когда нога в травмированной части подвздошной кости находится в положении виса. При таком положении максимальную нагрузку несут балки АНФ, смещения костей друг относительно друга не превышает 1 мм для массы человека 80 кг. Если учесть пренебрегаемый в ходе исследования кортикальный костный слой, то смещения будут минимальны.

Второе исследование расширяет первое, показывая, что аппарат наружной фиксации не может быть изготовлен из медицинской стали при лечении пациентов большой массы, и для увеличения массы пациентов необходимо заменить наиболее подверженные нагрузкам детали на сплав титана ВТ6.

Созданная конечно-элементная модель тазового кольца с аппаратом наружной фиксации позволяет выполнять исследования напряженно- деформированного состояния при различных направлениях и местах приложения силы.

Созданная модель позволяет исследовать влияние свойств материалов элементов сборки, на общую жесткость сборки.

## 3 РАЗРАБОТКА ПОЛЬЗОВАТЕЛЬСКОГО ПРИЛОЖЕНИЯ

### 3.1 Обоснование выбора программных пакетов для разработки пользовательского приложения

#### 3.1.1 Обоснование выбора программных пакетов для создания трехмерных моделей

В качестве программной системы для моделирования модели тазового кольца был выбран Autodesk 3ds Max (Autodesk Inc. San Rafael, California, U.S.). Данный программный продукт широкими средствами для создания различных по форме и сложности трехмерных компьютерных моделей, с использованием разнообразных техник и механизмов. Одним из таких механизмов является полигональное моделирование, которое используется для создания сложных и низкополигональных моделей. Кроме того данный программный продукт обладает студенческой (бесплатной) версией, которая предоставляет полную версию программы со всеми ее функциями и возможностями.

Для разработки аппарата наружной фиксации тазового кольца, а также для сборки всей модели, был выбран программный комплекс SolidWorks 2016 (SolidWorks Corp. Concord, Massachusetts, U.S.), позволяющий разрабатывать твердотельные изделия любой сложности и назначения.

#### 3.1.2 Обоснование выбора среды и языка программирования

В качестве среды разработки программного обеспечения была выбрана Microsoft Visual Studio. Данный программный продукт включает интегрированную среду разработки программного обеспечения и ряд других инструментальных средств. Он обладает обширными возможностями в разработке приложений с графическим интерфейсом, в том числе с поддержкой Windows Forms. Так же данная среда разработки упрощает создание, отладку и развертывание приложений на различных платформах. Основными преимуществами Visual Studio являются:

- простая реализация общих задач и индивидуальный подход;
- использование вычислительных мощностей локального компьютера и

облака;

– быстрое создание высококачественного кода, интегрированная поддержка разработки через тестирование и новые инструменты отладки программного обеспечения для многоядерных процессоров позволяют без труда находить и устранять дефекты, обеспечивая создание высококачественного решения;

– функция поддержки нескольких мониторов, которая позволяет наиболее удобно организовать работу;

– возможность реализации идей и решений для широкого спектра платформ, включая Windows, Windows Server, веб-среду, облачную среду, Office и SharePoint.

В качестве языка программирования был выбран язык C#. Это объектно-ориентированный язык с большим набором операторов и возможностей. Данный язык специально создавался для работы в .NET. Каждая библиотека в .NET имеет сведения о своей версии, что позволяет устранить возможные конфликты между разными версиями сборки. Среди достоинств C# можно выделить анонимные делегаты и, продолжения (continuations), встроенная в язык реализация некоторых популярных примитивных паттернов проектирования (например, итераторов), большая степень выразительности, вывод типов из инициализации, нормальная поддержка модульности, частично определяемые типы. Приятно радует сведение к минимуму неявных преобразований типов и перегрузок унарных операторов.

Для параметрического проектирования аппарата наружной фиксации использовался язык ANSYS APDL, позволяющий автоматизировать процесс за счет организации программы, когда решение принимается на основе значений переменных и критериев. Данный язык позволяет управлять вносимыми изменениями и основными объектами анализа, такими как перемещения, нагрузки, свойства материалов, размеры конечно-элементной сетки. Язык APDL предоставляет более развитые процедуры по параметрическому моделированию.

### **3.2 Разработка программного и алгоритмического обеспечения**

В качестве интерфейса пользовательского приложения был выбран API,



реализующий событийно-ориентированное приложение поддерживаемое Microsoft .NET Framework. В данном интерфейсе большая часть времени работы приложения тратится на ожидание от пользователя, каких либо действий.

Для организации меню пользователя на форму были добавлены следующие элементы управления:

- а) TabControl;
- б) MenuStrip;
- в) Button;
- г) RadioButton;
- д) TextBox.

Класс TabControl представляет собой элемент управления, включающий в себя набор вкладок, которые совместно используют одно и то же пространство на экране. Данный класс позволяет сократить использование пространства на экране, позволяя одновременно выводить большой объем данных.

Класс MenuStrip представляет собой форму для меню с выпадающими списками, расширяет функциональные возможности класса MainMenu.

Класс Button является элементом управления, представляющим обычную кнопку Windows, он позволяет выбирать кнопку при помощи щелчка мышью, либо при помощи клавиш ввод и пробел, если кнопка имеет фокус.

Класс RadioButton является переключателем и позволяет пользователю выбрать один единственный вариант из группы вариантов. Когда пользователь выбирает переключатель, все остальные автоматически отключаются, это дает пользователю возможность выбирать определенные параметры.

Класс TextBox представляет собой элемент управления, который используется для отображения или изменения неформатированного текста. Из-за того что данный класс поддерживает только неформатированный текст возникает необходимость заключать блок кода с данным классом, в обработчик событий, для того что бы не допустить ввода текста не подходящего типа и не допустить «вылетов» приложения.

Для построения модели АНФ в пользовательском приложении используется класс Graphics, который инкапсулирует поверхность рисования в «GUI+».

Визуализация модели происходит посредством построения линий по ключевым точкам в декартовой системе координат.

Для задания ключевых точек используется структура Point с конструктором Point(int x, int y), инициализирующий новый экземпляр класса Point с двумя указанными координатами.

Координаты всех ключевых точек каждой детали модели хранятся в двумерном массиве с тремя столбцами, в первом столбце хранится координата x, во втором – y, в третьем – z.

На рисунке 21 представлена блок-схема алгоритма записи массива структур Point из массива с координатами.

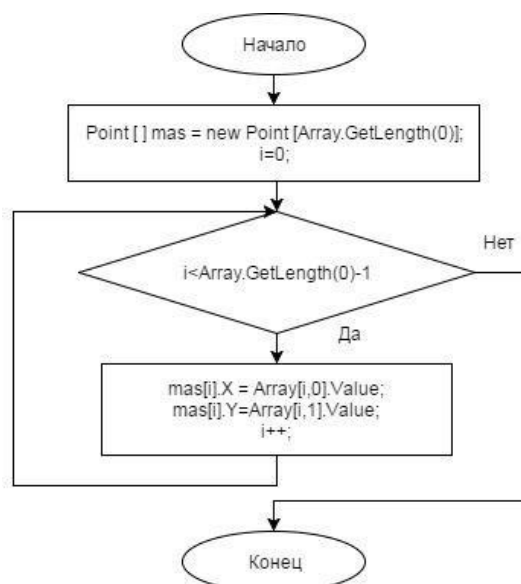


Рисунок 21 – Запись массива структур Point

Стиль линий задается при помощи конструктора Pen(Color color, float width), где первый параметр задает цвет, а второй толщину линии.

Для построения непосредственно линий используется метод DrawLine (pen, point1, point2) соединяющий в линию две структуры Point, в котором первый параметр задает стиль линии, второй – начальную ключевую точку, третий – конечную ключевую точку.

Для визуализации отверстий в балках и цилиндрических деталях используется метод DrawEllipse (Pen pen, int x, int y, int width, int height). Данный метод рисует эллипс, вписанный в прямоугольник шириной – width, и высотой – height. Эллипс рисуется по координатам верхнего левого угла описывающего его прямоугольника.

На рисунке 22 представлен алгоритм построения детали.

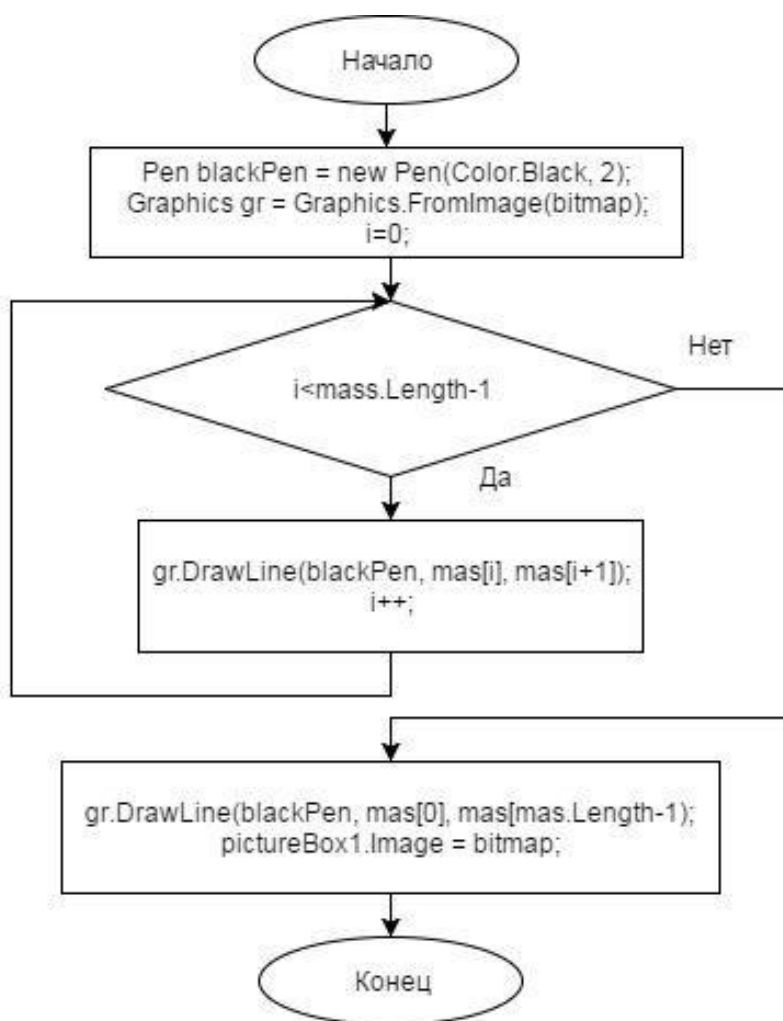


Рисунок 22 – Алгоритм построения детали по ключевым точкам

В зависимости от плоскости построения детали в алгоритме заполнения массива структур меняются местами столбцы с координатами.

Изображение строится на битовой карте, а затем присваивается свойству Image класса PictureBox, для этого используется класс Bitmap, который инкапсулирует поверхность рисования для точечного рисунка, который состоит из данных о пикселях графического изображения и его атрибутов.

Для изменения габаритов детали происходит расчет коэффициента пропорциональности между соответствующими координатами точек исходной идеальной модели, определяющими параметры детали и координатами точек необходимых параметров новой детали. Далее производится умножение координат всех точек идеальной модели на полученный коэффициент пропорциональности в зависимости от выбранной плоскости масштабирования и изменяемой детали. Полученные координаты ключевых точек записываются в массив для новой детали и сохраняются в файл, на экране в это время происходит стирание старой модели и визуализация новой.

Для устранения одной из самых распространённых проблем возникающих при программировании графики, такой как мерцания изображения, при перерисовке используется двойная буферизация.

При двойной буферизации для решения проблем, связанных с многократным повторением операций рисования, используется буфер в памяти. Если двойная буферизация включена, все операции рисования сначала выполняются в памяти, а лишь затем на экране компьютера. После завершения всех операций рисования содержимое буфера копируется из памяти непосредственно на связанную с ним область экрана. Поскольку на экране выполняется лишь одна графическая операция, мерцание, которое часто возникает в сложных операциях рисования, исчезает.

В пользовательском приложении в качестве буфера для двойной буферизации используется класс `BufferedGraphics`. После использования данного класса возникает необходимость освободить ресурсы, используемые в качестве буфера, для этого используется метод `Dispose`.

Для перерисовки графического окна используется метод `Invalidate`, который отмечает клиентскую область окна как недействительную, требующую перерисовку, а затем инициализирует событие перерисовки. В качестве параметров методу передается прямоугольник, который точно определяет, какая область требует перерисовки.

### **3.3 Разработка программного и алгоритмического обеспечения**

Поддерживаемые операционные системы:

- а) Microsoft Windows 7 Professional (64-bit);
- б) Microsoft Windows 8 / 8.1 Professional (64-bit);
- в) Microsoft Windows HPC Server 2008 (64-bit);
- г) Microsoft Windows Server 2012 Standard (64-bit);
- д) Microsoft Windows 10.

Для функционирования пользовательского приложения необходимо наличие следующего установленного программного обеспечения:

- а) ANSYS Mechanical APDL 19.2 или выше;
- б) Microsoft .NET Framework 4.5.

Минимальные аппаратные требования:

- а) двухъядерный процессор с тактовой частотой 2 ГГц и выше; б) 2 Гб оперативной памяти;
- в) DirectX 9 графический адаптер с драйвером WDDM 1.0 и выше; г) клавиатура и мышь;
- д) жесткий диск SATA II 7200 об/мин и выше. Рекомендуемые аппаратные требования:
  - а) процессоры Intel Xeon E5 и новее или AMD 16 ядерные процессоры и новее;
  - б) высокопроизводительные видеокарты Nvidia Quadro FX, ATI FireGL, Nvidia Tesla C2050/C2070/C2075;
  - в) минимум 4 Гб оперативной памяти на ядро процессора;
  - г) массив RAID 0 из жестких дисков SCSI или SAS на 15000 об/мин; д) клавиатура и мышь;

### **3.4 Описание работы пользовательского приложения**

Пользовательское приложение представляет собой окно с набором команд, состоящее из двух областей:

- области для графического представления модели, позволяющей видеть детали АНФ, размеры которых в данный момент изменяются;

– области с вкладками, в которых находятся поля ввода значений.

Главное экранная форма приложения показана на рисунке 23.

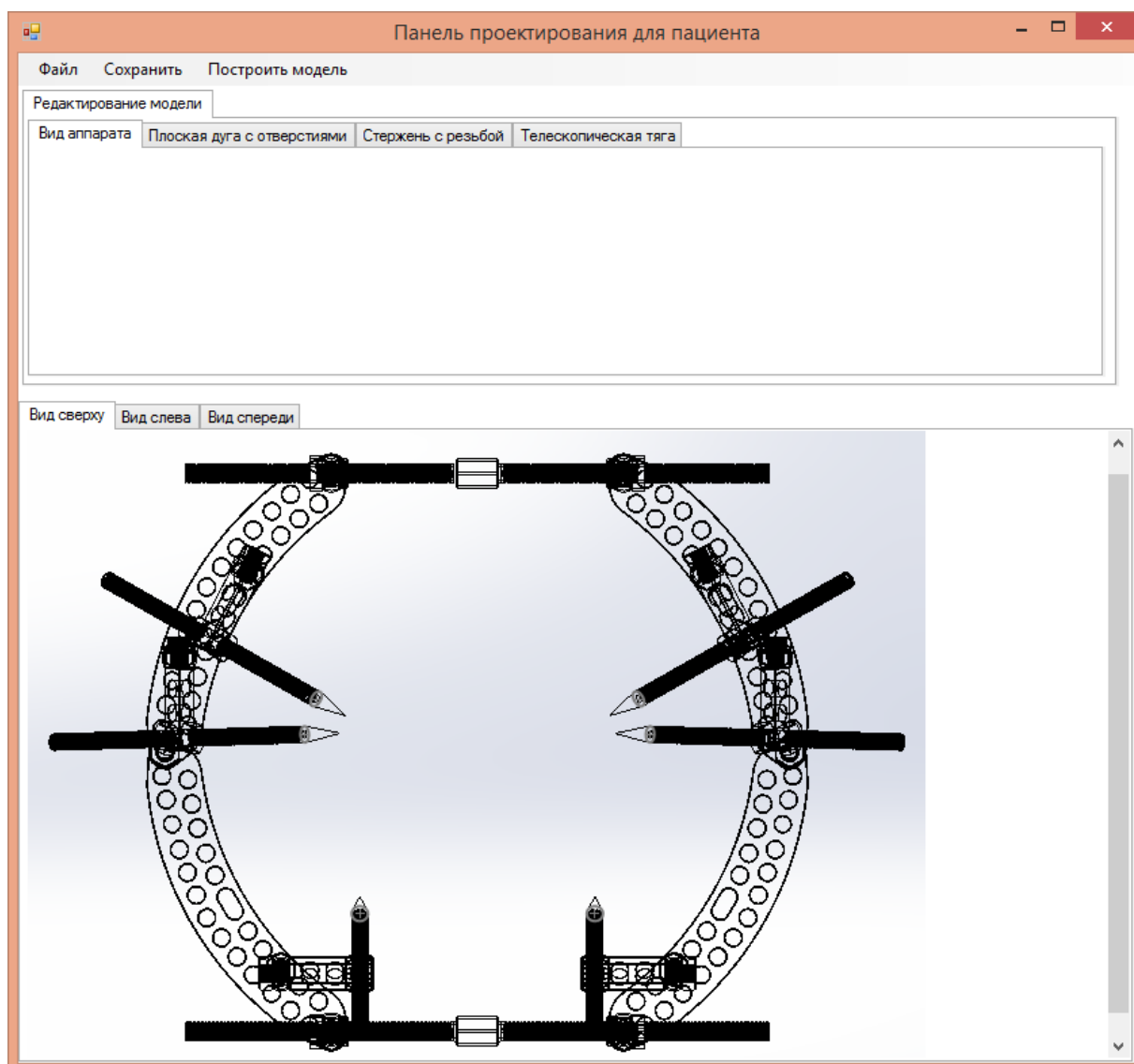


Рисунок 23 – Главное окно приложения

Приложение включает в себя 4 главные вкладки:

1) вкладка «Вид аппарата», которая демонстрирует пользователю проектируемую конструкцию для тазового кольца и позволяет увидеть аппарат со следующих ракурсов:

- вид сверху;
- вид слева;
- вид спереди;

2) вкладка «Плоская дуга с отверстиями», демонстрирующая один из важных и основных компонентов проектируемой конструкции. В данной вкладке задается длина, ширина и высота плоской дуги, а также её изображение со всех ракурсов. Кроме этого в данной рабочей области расположены 6 переключателей:

а) сохранить все пропорции аппарата. Данный переключатель позволяет сохранить все пропорции аппарата наружной фиксации путем умножения всех координат всех ключевых точек на коэффициент пропорциональности;

б) сохранить пропорции аппарата по оси X. Данный переключатель позволяет сохранить пропорции АНФ путем умножения координаты X всех деталей на коэффициент пропорциональности;

в) сохранить пропорции аппарата по оси Y. Данный переключатель позволяет сохранить пропорции АНФ путем умножения координаты Y всех деталей на коэффициент пропорциональности;

г) сохранить пропорции аппарата по оси Z. Данный переключатель позволяет сохранить пропорции АНФ путем умножения координаты Z всех деталей на коэффициент пропорциональности;

д) сохранить пропорции детали. Данный переключатель позволяет сохранить пропорции отдельной детали, подстраивая остальные детали под выполненные изменения;

е) не сохранять пропорции. Данный переключатель позволяет изменить размеры детали без сохранения пропорций, при этом остальные детали подстраиваются под выполненные изменения.

3) вкладка «Стержень с резьбой», на которой задается длина и радиус используемых стержней в конструкции фиксации тазового кольца. Здесь, как и в предыдущих вкладках, также имеются кнопки, позволяющие увидеть элемент в различных ракурсах

4) вкладка «Телескопическая тяга», которая отображает длинные стержни с элементом натяжения для более прочной и стабильной репозиции отломков тазового кольца. Здесь задается длина и радиус используемых телескопических

тяг.

После ввода всех значений размеров элементов сборки, пользовательское приложение позволяет сформировать файл трёхмерной модели аппарата наружной фиксации.

Данный файл позволяет построить модель аппарата наружной фиксации в ANSYS SpaceClaim, который позволяет указать тип анализа, задать единицы измерения температуры, указать модуль упругости материалов сборки, коэффициент Пуассона, плотность, размер конечно-элементной сетки, сформировать данную сетку на построенной модели.

На рисунке 24 показан результат выполнения построения трёхмерной модели аппарата наружной фиксации.

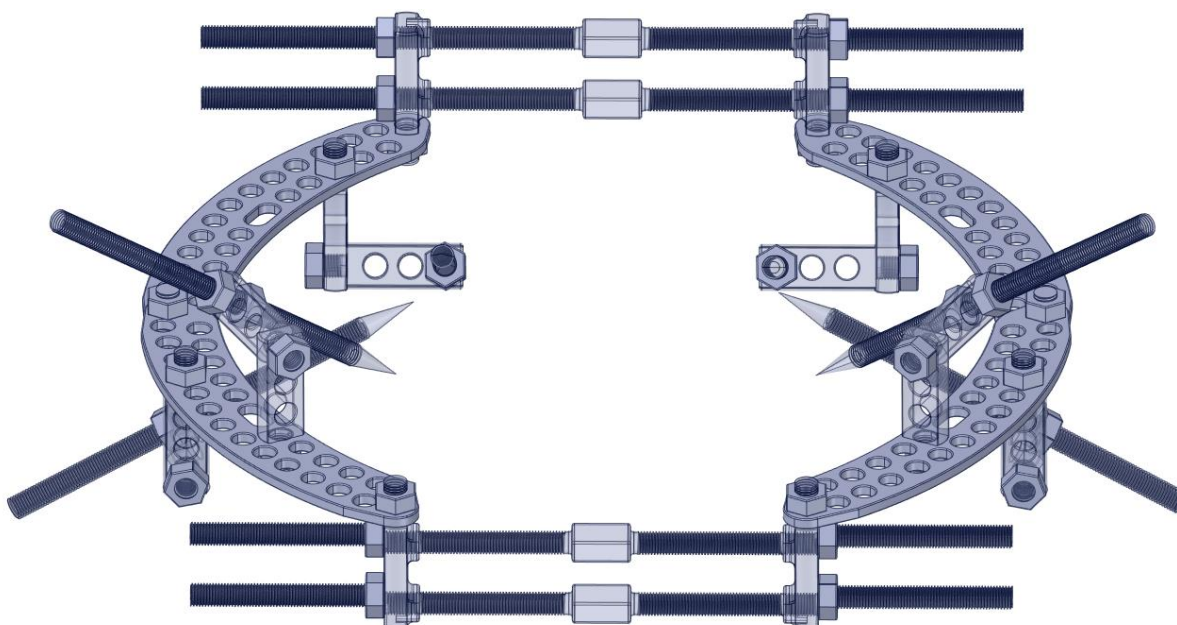


Рисунок 24 – Построение трёхмерной модели АНФ



## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе исследования была разработана система «стержневой аппарат – тазовое кольцо», предназначенная для моделирования воздействия движений человека на тазовое кольцо при разрывах крестцово-подвздошного и лонного сочленений. Исследование показало что:

а) разработанный аппарат наружной фиксации может использоваться для лечения разрывов крестцово-подвздошного и лонного сочленения у людей с массой до 95 кг., при использовании, в качестве материала для изготовления верхней, нижней балок и стержней титанового сплава ВТ6.

б) использование аппарата полностью состоящего из медицинской нержавеющей стали 03Х16Н15М3 невозможно для столь большой массы человека и требует увеличения толщины стержней, а так же габаритов всего аппарата. При использовании в качестве материала медицинской стали аппарат наружной фиксации может использоваться только для пациентов с массой менее 60 кг.

Созданная система позволяет:

а) выполнять исследования напряженно-деформированного состояния при различных направлениях и местах приложения силы;

б) исследовать влияние свойств материалов элементов сборки, на общую жесткость сборки, оказывая влияние на отдельные элементы сборки.

Кроме того в данной работе был разработан модуль к программному комплексу ANSYS, позволяющий изменять габариты данного АНФ, а так же величину и направление приложенных к нему сил. Это позволяет повысить скорость подбора размеров аппарата наружной фиксации под конкретного пациента в силу отсутствия необходимости моделировать аппарат другого размера, кроме того разработанный модуль позволяет проводить исследования напряженно-деформированного состояния персоналу не знакомому с пакетами предназначенными для автоматизированного инженерного расчета.

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- 1 Басов, К. Ansys в примерах и задачах / К. Басов – М.: КомпьютерПресс, 2002. – 224 с.
- 2 Бушманов, А. В. Расчет нагрузки в области тазового кольца / А. В. Бушманов, Л. А. Соловцова // Вестник АмГУ. – 2005. – Вып. 21. – С. 84-87.
- 3 Бушманов, А. В. Расчет прочности элементов конструкции фиксирующего устройства методом конечных элементов / А.В. Бушманов, М.А. Серов // Вестник АмГУ. – 2004. – Вып. 18. – С. 74-80.
- 4 Сазонов, А.О. Анализ напряженно-деформированного состояния элементов стержневого аппарата для фиксации переломов тазового кольца / А. Д. Плутенко, А. О. Сазонов // Молодой учёный. – 2020. – Вып. №25 (315). – С. 445-448.
- 5 Ватсон, Б. С# 4.0 на примерах / Б. Ватсон. – СПб.: БХВ-Петербург, 2011. – 280 с.
- 6 Дубовский, В. И. Биомеханика: Учеб. для сред, и высш. учеб, заведений / В. И. Дубовский, В. Н. Федотова – М.: изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
- 7 Жидков, А. В. Применение системы ANSYS к решению задач геометрического и конечно-элементного моделирования / А. В. Жидков – Нижний Новгород, 2006. – 115 с.
- 8 Зайцев, В. Ф. Метод разделения переменных в математической физике / В. Ф. Зайцев, А. Д. Полянин – СПб., 2009. – 92 с.
- 9 Зиборов, В. Visual C# 2010 на примерах / В. Зиборов. – СПб.: БХВ-Петербург, 2011. – 470 с.
- 10 Кавалерский, Г. М. Травматология и ортопедия: Учебник для студентов высших учебных заведений / Г. М. Кавалерский, Л. Л. Силин, А. В. Гаркави; под ред. Г. М. Кавалерского. – М.: Академия, 2005. – 624 с.
- 11 Каплун, А. Б. ANSYS в руках инженера: практическое руководство / А. Б. Каплун, Е. М. Морозов, А. М. Олферьева – М.: Едиториал УРСС, 2003. – 272 с.

12 Книга медика [Электронный ресурс]: офиц. сайт – 25.04.2017 – Режим доступа: <http://www.knigamedika.ru/travmy-i-otravleniya/bedro/perelom-kostej-taza.html>

13 Сазонов, А. О. Разработка программного обеспечения для анализа фиксирующего устройства тазового кольца / А. О. Сазонов, А. Д. Плутенко // Материалы XX региональной научно-практической конференции «Молодежь XXI века: шаг в будущее». – Благовещенск, 2019. – С. 216-217.

14 Корнилов, Н. В. Травматология и ортопедия: Учебник для студентов медицинских вузов / Н. В. Корнилов – СПб.: Гиппократ, 2004. – 488 с.

15 Кузнецов, Г. В. Разностные методы решения задач теплопроводности: учебное пособие / Г. В. Кузнецов, М. А. Шеремет – Томск: изд-во ТПУ, 2007. – 172 с.

16 Кутепов, С. М. Анатомо-хирургическое обоснование лечения переломов костей таза аппаратами внешней фиксации / С. М. Кутепов, К. П. Минеев, К. К. Стэльмах – Екатеринбург: изд-во Уральского ун-та, 1992. – С.70- 149.

17 Левадный, Е. В. Исследование напряженно-деформированного состояния верхней трети бедренной кости при ее межвертельном переломе и накостной фиксации с применением шеечного винта со спиралевидной резьбой/ Е. В. Левадный, Д. В. Нуштаев// Днепропетровский национальный университет имени О. Гончара, ТЕСИС, 2016.

18 Линник С. А. Биомеханика остеосинтеза накостными пластинами четырехфрагментарного перелома плечевой кости / С. А. Линник [и др.] // Российский журнал биомеханики. 2011. Т. 15, № 1 (51). – С. 52-64.

19 Макарьянц, Г. М. Основы метода конечных элементов: учебн. пособ. / Г. М Макарьянц, А. Б. Прокофьев – Самара: изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 2013. – 80 с.

20 Макки, А. Введение в .NET 4.0 и Visual Studio 2010 для профессионалов / А. Макки. – М.: Apress, 2010. – 416 с.

21 Меженин, А. В. Технология 3d моделирования для создания образовательных ресурсов / А.В. Меженин – СПб.: СПбГУ, 2008. – 112 с.

22 Мортье, Ш. 3ds Max 8 для чайников / Ш. Мортье – СПб.: Санкт-Петербург, 2006. – 363 с.

23 Нейгел, К. C# 4.0 и платформа .NET 4 для профессионалов / К. Нейгел, Б. Ивсен, Д. Глинн. – М.: Диалектика, 2011. – 1018 с.

24 Оборудование и Технология сварочного производства [Электронный ресурс]: офиц. сайт – 10.12.2016 – Режим доступа: <http://oitsp.ru/marochnik/vt6>.

25 Орлов, С. А. Теория и практика языков программирования: Учебник для вузов. Стандарт 3-го поколения / С. А. Орлов. – СПб.: Питер, 2014 – 688 с.

26 Шлыков И.Л., Рунков А.В., Антониади Ю.В. Устройство для внешней фиксации переломов костей таза: Патент РФ 7 А 61В 17/56 Оpubл. 10.05.2001. Бюл. № 13.

27 Гринь А.А., Сергеев К.С. Способ комбинированного остеосинтеза нестабильных повреждений тазового кольца: Патент РФ А61В 17/00 Оpubл. 05.07.2018. Бюл. № 13.

28 Пат. 164040 Российская Федерация, МПК 51 А 61 В 17/60. Противошоковый аппарат внешней фиксации таза / А.В. Бушманов, С.В. Фахрутдинова, А.И. Конников; Амур. гос. ун-т. – № 2016102563/14; Заявл. 26.01.2016; Оpubл. 20.08.2016, Бюл. № 23.

29 Пауэрс, Л. Microsoft Visual Studio 2010 / Л. Пауэрс, М. Снелл. – М.: Мир, 2010. – 1200 с.

30 Резник, С. Основы Windows Communication Foundation для .NET Framework 3.5 / С. Резник, Р. Крейн, К. Боуэн. – М.: ДМК Пресс, 2010. – 415 с.

31 Рихтер, Д. Программирование на платформе Microsoft .NET Framework на языке C#. 3-е издание / Д. Рихтер. – СПб.: Питер, 2012. – 522 с.

32 Сергеев, С. В. Современные методы остеосинтеза костей при острой травме опорно-двигательного аппарата. / С.В. Сергеев [и др.]. – Москва, 2008 – 222 с.

33 Стиллмен, Э. Изучаем C#. 2-е издание / Э. Стиллмен, Д. Грин. – СПб.:

Питер, 2012. – 714 с.

34 Стиренко, А. С. 3ds Max 2009/3ds Max Design 2009. Самоучитель / А. С. Стиренко – М.: ДМК пресс, 2009. – 156 с.

35 Тику, Ш. Эффективная работа: SolidWorks 2005 / Ш. Тику – СПб.: Питер, 2006. – 815 с.

36 Тимофеев, С. М. 3ds Max 2014 в подлиннике / С. М. Тимофеев – СПб.: БХВ-Петербург, 2014. – 512 с.

37 Троелсен, Э. Язык программирования C# 2010 и платформа .NET 4. 5-е издание / Э. Троелсен. – М.: Вильямс, 2011. – 530 с.

38 Трубников, В. Ф. Травматология и ортопедия. 2-е изд., перераб. и доп. / В. Ф. Трубников. – К.: Вища шк. Головное изд-во, 1986. – 591 с.

39 Тухфатуллин, Б. А. Численные методы расчета строительных конструкций. Метод конечных элементов (теория и практика) / Б. А. Тухфатуллин – Томск: изд-во Том. гос. архит-строит. ун-та, 2013. – 100 с.

40 Уотсон, К. Visual C# 2010. Полный курс / К. Уотсон [и др.] – М.: Вильямс, 2010. – 511 с.

41 Фленов, М. Библия C#. 2-е издание / М. Фленов. – СПб.: БХВ-Петербург, 2011. – 456 с.

42 Фокин, В. Г. Метод конечных элементов в механике деформируемого твердого тела / В. Г. Фокин – Самара: Самар. гос. техн. ун-т, 2010. – 131 с.

43 Форум программистов и сисадминов CyberForum.ru [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.cyberforum.ru/>. – 02.04.2017.

44 Хабрахабр [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.habrahabr.ru/>. – 10.04.2017.

45 Черный, Н. А. Расчет произвольной плоской стержневой системы методом конечных элементов / А. Н. Черный, С. А. Чернов – Ульяновск: УлГТУ, 2010. – 41 с.

46 Bone-surgery.ru [Электронный ресурс]: офиц. сайт – 30.05.2016 – Режим доступа: [http://bone-surgery.ru/view/razryvy\\_sochlenenij\\_taza/](http://bone-surgery.ru/view/razryvy_sochlenenij_taza/).

47 Crowninshield, R.D. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion [Text] / R.D. Crowninshield, R.A. Brand // J. Biomechanics. – 1989. – № 14. – P. 793-801.

48 Microsoft Developer Network [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://msdn.microsoft.com/> – 07.06.2017.

49 Brown T. D. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur / T. D. Brown, J.A. Ferguson – 1980. vol. 13. P. 687-699.

## ПРИЛОЖЕНИЕ А

### Руководство пользователя

Для работы с данным программным обеспечением при запуске приложения откроется окно авторизации, которое запросит логин и пароль пользователя. На рисунке 25 представлено окно авторизации.

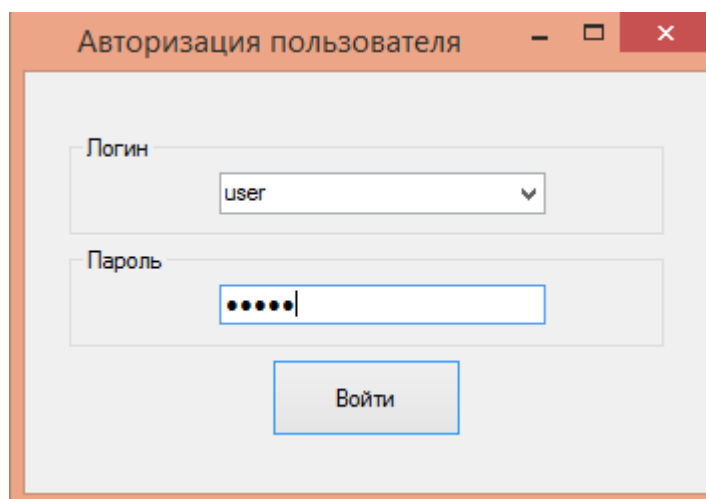


Рисунок 25 – Окно авторизации пользователя

Пользователь вводит свой логин и пароль, при этом пароль скрыт сторонними символами для предотвращения последующего взлома. В случае некорректности ввода, пользователь получит сообщение об ошибке.

После успешной авторизации перед пользователем откроется главная панель, которая представлена на рисунке. Затем пользователь вводит значения каждой детали данной конструкции.

## Продолжение ПРИЛОЖЕНИЯ А

### Руководство пользователя

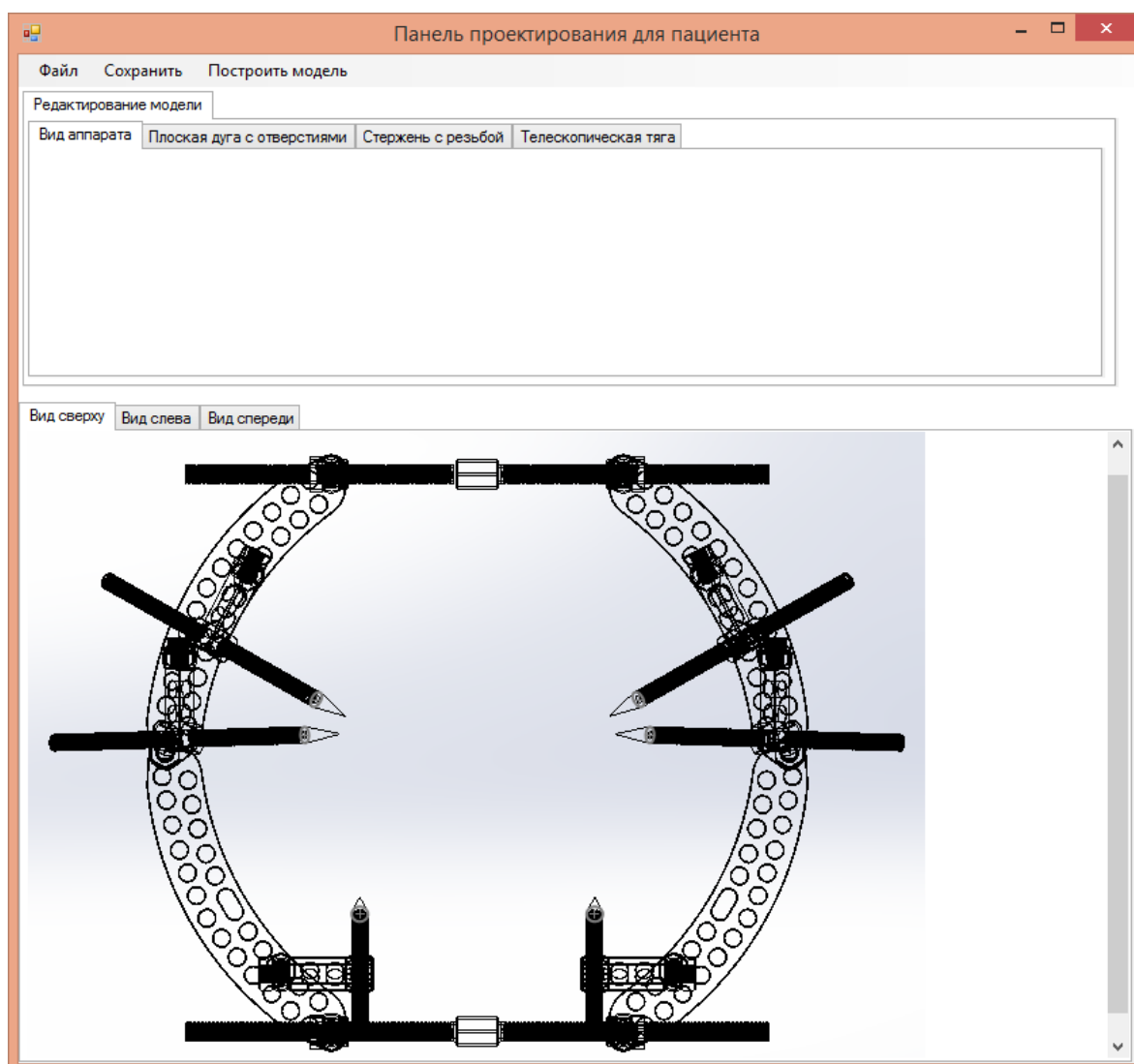


Рисунок 26 – Вид аппарата

Далее пользователь выбирает вкладку с деталью, которую необходимо изменить. Выбирает на свое усмотрение переключатель, для сохранения пропорций всей модели или детали отдельно и вводит параметр необходимый для изменения



## Продолжение ПРИЛОЖЕНИЯ А

### Руководство пользователя

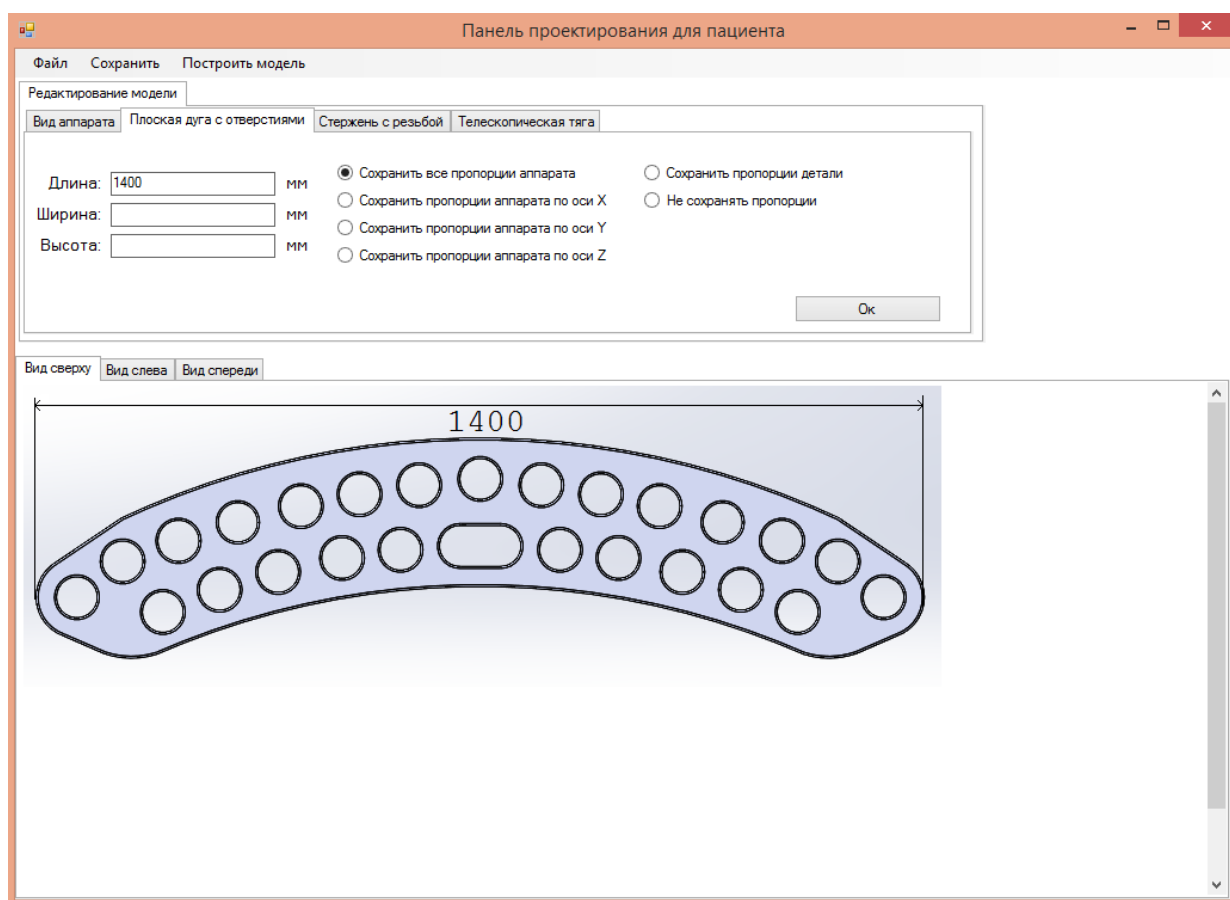


Рисунок 27 – Плоская дуга с отверстиями

Затем мы последовательно переходим к вводу значений для остальных конструкций. На следующем рисунке приведено построение стержня с резьбой.

## Продолжение ПРИЛОЖЕНИЯ А

### Руководство пользователя

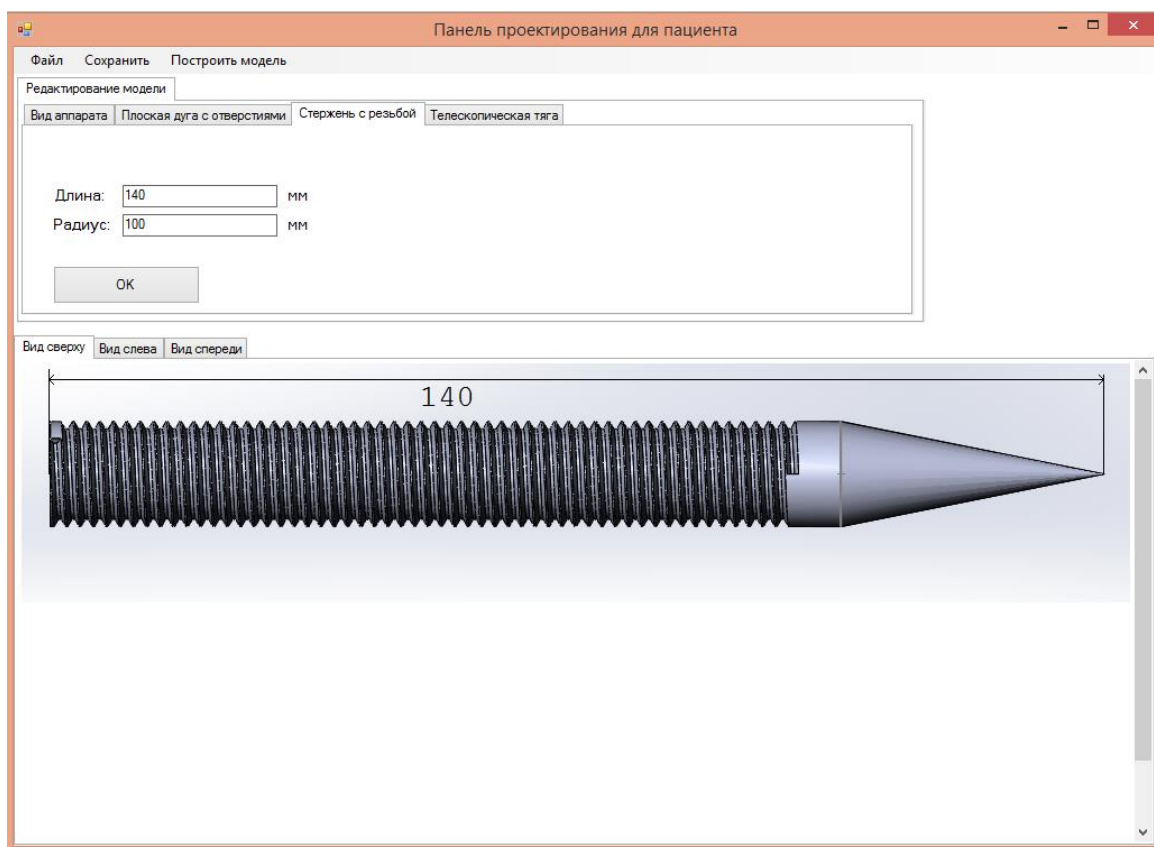


Рисунок 28 – Стержень с резьбой

Далее пользователю необходимо указать длину и радиус телескопической тяги, так, как это показано на рисунке 29.

## Продолжение ПРИЛОЖЕНИЯ А

### Руководство пользователя

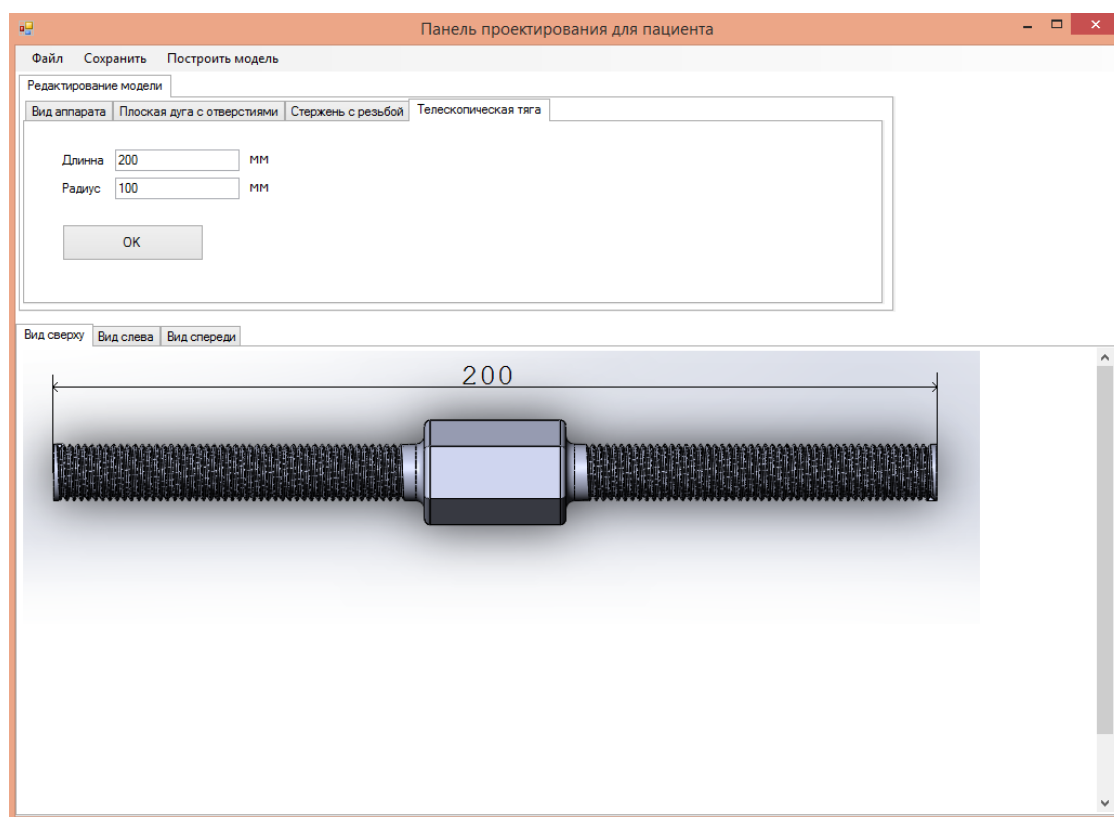


Рисунок 29 – Телескопическая тяга

Для сохранения указанных параметров нажимаем кнопку «Сохранить», после нажатия в рабочей области отрисовывается модель с исходными размерами.

После формирования новой модели необходимо нажать кнопку «Построить модель», данная кнопка формирует трёхмерную модель аппарата наружной фиксации.

Сформированный файл сохраняется в исходной папке приложения и его можно открыть в среде ANSYS SpaceClaim.

Результатом выполнения программы является построенная модель аппарата наружной фиксации, по которой можно исследовать напряженно-деформированное состояние конструкции.

Продолжение ПРИЛОЖЕНИЯ А

Руководство пользователя

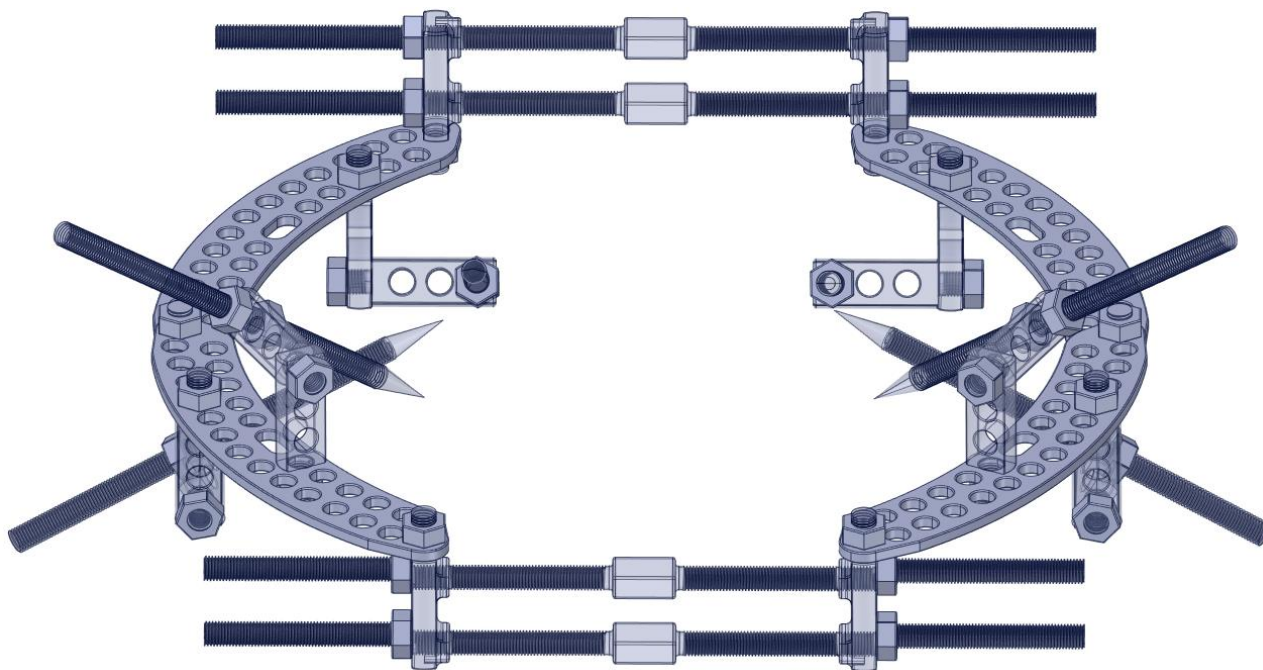


Рисунок 30 – Трехмерная модель аппарата наружной фиксации