Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Институт прикладной математики и механики
Высшая школа теоретической механики

Работа допущена к защите
Директор высшей школы
_____ А.М. Кривцов
«___»_____2021 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

Магистерская диссертация

«ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ НАПРЯЖЕНИЙ, ВОЗНИКАЮЩИХ В КОСТИ, ПРИ УСТАНОВКЕ РАЗЛИЧНЫХ КОНСТРУКЦИЙ ДЛЯ ВРЕМЕННОГО ЭПИФИЗЕОДЕЗА»

по направлению подготовки (специальности)
01.04.03 «Механика и математическое моделирование»

Направленность (профиль)
01.04.03_03 «Механика и цифровое производство»

Выполнил
студент гр. Шипов Р.Ю.

3640103/90301

Руководитель
доцент, к.ф.-м.н. Лобода О.С.

Санкт-Петербург – 2021

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ПЕТРА ВЕЛИКОГО

Институт прикладной математики и механики

Высшая школа теоретической механики

УТВЕРЖДАЮ

Директор высшей школы

А.М. Кривцов

«__» _____ 2021 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

студенту Шипову Роману Юрьевичу, группа № 3640103/90301

1. Тема работы: Численное моделирование зависимости напряжений, возникающих в кости, при установке различных конструкций для временного эпифизеодеза.

2. Срок сдачи студентом законченной работы: 07.06.2021

3. Исходные данные по работе: Трехмерная модель бедренной кости пациента (без разделения тканей); рентгенологические снимки нескольких пациентов на разных этапах лечения, компьютерная томография бедренной кости пациента в трех проекциях; компьютерная томография бедренных костей нескольких пациентов, на разных этапах проведения процедуры временного эпифизеодеза; чертежи пластин и винтов для остеосинтеза; научные статьи, связанные с темой работы.

4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): Создание трехмерной модели бедренной кости в программе SolidWorks на основе компьютерной томографии, содержащей все необходимые части для проведения расчетов; построение оптимальных моделей, путем создания различных конфигураций кости с конструкциями для временного эпифизеодеза; постановка задач и их расчет в программе ANSYS; анализ полученных результатов, выводы.

5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): Исходные данные; построенные модели; рисунки, таблицы, гистограммы, демонстрирующие полученный результат.

6. Консультанты по работе:

Ассистент ВШТМ СПбПУ Смирнов А.В.

Аспирант НМИЦ ДТО имени Г.И. Турнера Петрова Д.А.

Ассистент ВШТМ СПбПУ Киюц А.В.

Заместитель директора по инновационному развитию и работе с регионами НМИЦ ДТО имени Г.И. Турнера, доцент, доктор медицинских наук Кенис В.М.

7. Дата выдачи задания 25.01.21

Руководитель ВКР _____
(подпись)

Задание принял к исполнению 25.01.21

Студент _____
(подпись)

РЕФЕРАТ

На 47 с., 123 рисунка, 1 таблицу.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: ЭПИФИЗЕОДЕЗ, МЕДИЦИНСКИЕ ВИНТЫ И ПЛАСТИНЫ, ЗОНА РОСТА КОСТИ, МОДЕЛИРОВАНИЕ КОСТИ, РАСЧЕТ ВТОРИЧНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ И НАПРЯЖЕНИЙ

Тема выпускной квалификационной работы: «Численное моделирование зависимости напряжений, возникающих в кости, при установке различных конструкций для временного эпифизеодеза».

Данная работа посвящена исследованию зависимости напряжений, возникающих в кости при установке в нее 8-образных пластин и винтов с изменением постановки винтов в пластине и пластин на кости с различными длинами винтов. Задачи, которые решались в ходе исследования:

1 Расчет вторичных деформаций и напряжений, возникающих при росте, в зависимости от взаимного расположения и длины винтов;

2 Расчет вторичных деформаций и напряжений, возникающих при росте, в зависимости от взаимного расположения пластин относительно друг друга.

Работа проведена на базе НМИЦ ДТО имени Г.И. Турнера и ФГАОУ ВО СПбПУ Петра Великого, где собирались необходимые данные и проводились расчеты. Модель кости построена в САПР SolidWorks. Расчеты проводились методом конечно-элементного анализа в программе ANSYS Mechanical.

По результатам задач спрогнозирован дальнейший итог оперативного вмешательства. Проведенный анализ позволит внести положительные изменения в процедуру временного эпифизеодеза.

THE ABSTRACT

47 p., 123 figures, 1 table.

KEYWORDS: EPIPHYSIODESIS, MEDICAL SCREWS AND PLATES, BONE GROWTH ZONE, BONE MODELING, CALCULATION OF SECONDARY DEFORMATIONS AND STRESSES

The subject of the graduate qualification work is "Numerical simulation of the dependence of the stresses arising in the bone, when installing different structures for temporary epiphysiodesis".

This work is devoted to the research of the dependence of the stresses arising in the bone when installing in it 8-shaped plates and screws with a change in the placement of screws in the plate and plates on the bone with different lengths of screws. Tasks that were solved during the study:

1 Calculation of secondary deformations and stresses arising during growth, depending from mutual arrangement and length of the screws;

2 Calculation of secondary deformations and stresses arising during growth, depending from mutual arrangement of the plates relative to each other.

The work was carried out at the Turner Scientific and Research Institute of Traumatology and Orthopedics and Peter the Great Federal State Educational Institution of Higher Professional Education, where the necessary data were collected and the calculations were performed. The bone model was built in SolidWorks CAD. Calculations were performed by the finite-element analysis method in the ANSYS Mechanical program.

The results of the tasks predicted the further outcome of prompt intervention. The analysis performed will allow making positive changes in the procedure of temporary epiphysiodesis.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение 5
Глава 1. Постановка задачи 7
Глава 2. Механические свойства костных тканей 9
Глава 3. Построение модели 14
Глава 4. Решение задач и анализ полученных результатов 20
4.1. Расчет задач с изменением положения и длины винтов 20
4.2. Расчет задач с изменением взаимного расположения пластин 34
Заключение 44
Список использованных источников 45

ВВЕДЕНИЕ

Физическое развитие человека – это сложный процесс, который начинается с самых первых мгновений жизни и достигает расцвета в возрасте от 20 до 30 лет [3] и зависит от многих факторов, оказывающих влияние еще во внутриутробном периоде. Именно на этом этапе еще неокрепший организм проходит одно из самых важных испытаний всей жизни, результат которого определит его здоровье на долгие годы. При обнаружении отклонений в физическом развитии, человеку требуется помощь, которую правильнее будет оказать в процессе его роста.

К одной из проблем физического развития человека относится разновеликость конечностей, когда длины сегментов конечностей отличаются друг от друга. Одним из способов нормализации роста, является процедура эпифизеодеза.

Эпифизеодез подразумевает установку металлоконструкций в кость пациента, для изменения или остановки ее роста, за счет воздействия на ростовую пластину. Эпифизеодез делится на временный (обратим, те после извлечения имплантатов зона роста возобновляет свое нормальное функционирование) и постоянный (необратим, те функционирование зоны роста после операции прекращается). Эпифизеодез используется для лечения пациентов с разновеликостью нижних конечностей не зависимо от первоначальной этиологии (причины возникновения) заболевания [10]. Имплантаты фиксируют два места на максимальном удалении друг от друга и блокируют зону роста (процедура направлена на временную остановку роста кости за счет локальной компрессии на ростовую пластину). В данной работе рассматривается процедура временного эпифизеодеза.

Законы, на которые опираются ортопеды при проведении процедуры временного эпифизеодеза, гласят, что частичное блокирование зоны роста приводит к угнетению работы всей зоны роста, что вызывает ее временное блокирование (закон Фроста). Блокирование производится за счет медицинских

8-образных пластин и винтов. При этом, оптимальным положением для наилучшего результата специалисты хирургического профиля считают положение пластин посередине относительно ширины диафиза с максимально возможным расхождением винтов. Однако, как показывает практика, при проведении процедуры эпифизеодеза с подобной постановкой металлоконструкций, у некоторых пациентов возникают вторичные деформации кости или не происходит достаточной остановки работы зоны роста. Для решения этих проблем, необходимо решить ряд задач:

1 Моделирование кости;

2 Расчет вторичных деформаций и напряжений, возникающих при росте, в зависимости от взаимного расположения и длины винтов;

3 Расчет вторичных деформаций и напряжений, возникающих при росте, в зависимости от взаимного расположения пластин относительно друг друга;

4 Расчет перегрузки костной ткани (резорбции).

В данной работе построены модели кости с различными конструкциями для эпифизеодеза. На основе материалов зарубежных и российских специалистов, таких как Donita I. Bylski-Austrow, Sebastian Irarrazaval, Левадный Е.В., Белова Е.Ю. и др., к получившимся моделям были применены соответствующие свойства и составлены задачи. По результатам решения задач проведен анализ.

Данная работа демонстрирует расчет напряженно-деформируемых состояний костей и имплантатов при установке различных конструкций для временного эпифизеодеза.

Глава 1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

«Не навреди» – так гласит старейший принцип медицины. При установке имплантатов в кость необходимо быть крайне осторожным. Зона роста и суставной хрящ не должны быть повреждены скобами или винтами при установке. Это также важно учитывать и в задаче. Металлоконструкции бывают различных видов:

1 Скобы (см. рис. 1.1 – 1.2);

2 Пластины с винтами (см. рис. 1.3 – 1.4).

Рисунок 1.1 – Скобы

Рисунок 1.2 – Скобы в кости пациента

Рисунок 1.3 – Пластины с винтами

Рисунок 1.4 – Пластины с винтами в кости пациента

Методика управляемого роста с использованием скобок не нашла широкого практического применения из-за высоких рисков возможных осложнений при их использовании. Гораздо большей популярностью пользуется методика управляемого роста с помощью 8-образных пластин и винтов, поскольку такая методика обладает малоинвазивностью, высокой точностью, удобством в применении, надежностью и эффективностью в использовании, а также незначительным риском возможных осложнений [7]. В практике ортопедов принято использовать винты трех длин (20, 26, 32 мм) и устанавливать их с расхождением, те крепежный элемент вкручивается в кость пациента с отклонением от нормали пластины до 20 градусов, оси винтов при этом лежат в одной плоскости, проходящей через самый длинный участок пластины. У некоторых пациентов, проходящих процедуру временного эпифизеодеза с блокированием зоны роста пластинами и винтами, со временем один (или несколько) винтов «выпадают» из кости или слишком деформируются, снижая эффективность проведения операции и усложняя процесс извлечения металлоконструкций. Необходимо рассмотреть девять задач, с установкой винтов различных длин на схождение, параллельно и расхождение, а также три задачи с различным взаимным расположением пластин и проанализировать деформации и напряжения, возникающие в участках костей и металлоконструкциях.

Глава 2. МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ

Механические свойства человеческой кости резко зависят от возраста. Так, например, у еще формирующегося организма костные ткани мягче, чем у взрослого. У образцов бедренной кости пациентов от 3 до 35 лет модуль Юнга, согласно разным источникам, варьируется от 100 до 17000 МПа [1, 8, 13, 15]. Кроме возраста, на свойства костной ткани будут влиять питание, физическая активность, заболевания, связанные с костью и другое [5]. Этот факт создает серьезную проблему при проектировании и изготовлении конструкций, предназначенных для восстановления конкретных костных участков у пациентов [17].

Костная ткань представляет собой сложную композиционную структуру с анизотропными свойствами, проявляющимися в зависимости ее упругих свойств от направления нагружения [12]. Учитывая, что кортикальная кость анизотропна и более прочная при сжатии, чем при растяжении, изотропные и симметричные критерии разрушения, такие как критерий фон Мизеса, не способны описать многоосевую прочность этой ткани [16]. Волокна костной ткани претерпевают преимущественно упругие деформации, а остальная часть – пластические деформации и хрупкое разрешение. Модуль упругости определяется по формуле 2.1.

$$\mathrm{E} = \mathrm{Ea}\frac{\mathrm{Va}}{\mathrm{V}}\left(1 + \frac{\mathrm{Gm}}{\mathrm{Ea}}\frac{\mathrm{Vm}}{\mathrm{Va}}\right) \tag{2.1}$$

Ea – начальный модуль упругости армирующих волокон, V = Va + Vm – общий объем, состоящий из объемов арматуры Va и матрицы Vm, Gm – модуль сдвига матрицы [12].

Кости в соответствии с их функциями резко отличаются по механическим свойствам от других биоматериалов. При небольших деформациях для костей справедлив закон Гука [2] (см. ф-лу 2.2 – 2.3) – напряжение пропорционально относительной деформации, а модуль упругости не зависит от напряжения (см. рис. 2.5)

$$Fупр = k\Delta l \quad (2.2)$$

k – коэффициент упругости, Δl – абсолютное удлинение (сжатие) стержня.

$$k = \frac{ES}{L} \quad (2.3)$$

E – модуль Юнга, S – площадь поперечного сечения, L – длина.

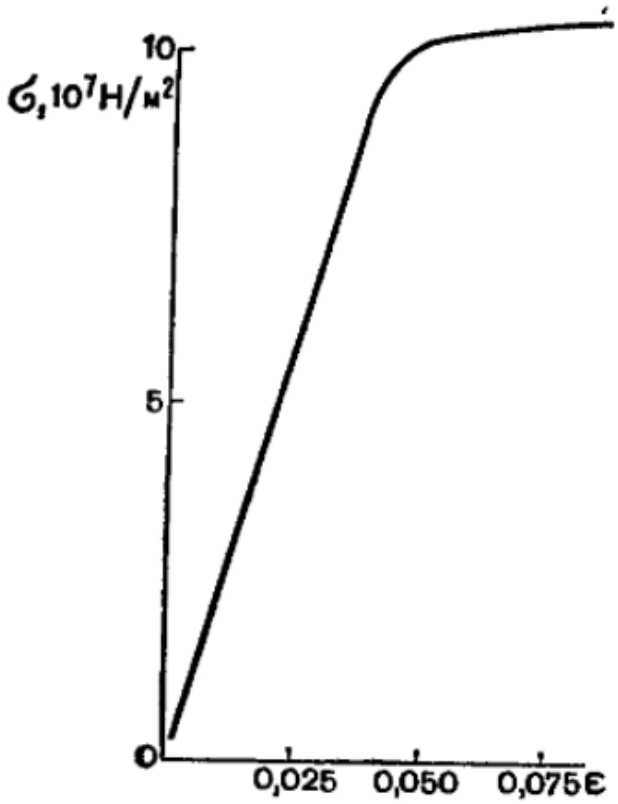

Рисунок 2.5 – Кривая деформации диафиза бедренной кости человека

Зная диапазон допустимых значений для различных свойств определенной ткани, для ребенка правильнее выбрать средние или наименьшие значения. Проанализировав источники, выберем модуль Юнга для кортикальной ткани равный среднему значению в диапазоне 14000 – 17000 МПа, те 15500 МПа, коэффициент Пуассона, равный среднему значению в диапазоне 0.3 – 0.33, те 0.32, предел текучести 170 МПа и модуль касательной упругости (тангенциальный модуль) равный 1/20 от модуля Юнга, те 775 МПа. По тому же

принципу выберем модуль Юнга для титана (среднее значение в диапазоне 100000 – 130000 МПа, те 115000 МПа), коэффициент Пуассона (среднее значение в диапазоне 0.3 – 0.34, те 0.32), предел текучести 700 МПа и модуль касательной упругости равный 1/20 от модуля Юнга, те 5750 МПа. Модуль Юнга спонгиозной ткани зададим равным среднему значению в диапазоне 100 – 600 МПа, те 350 МПа, коэффициент Пуассона – среднему значению в диапазоне 0.3 – 0.33, те 0.32, предел текучести 7 МПа и модуль касательной упругости равный 1/20 от модуля Юнга, те 17,5 МПа. Коэффициент трения между металлом и металлом равен 0.15, между костью и металлом 0.3 [6]. С табличными значениями свойств тканей бедренной кости можно ознакомиться на рисунках 2.6 – 2.10. Внесем выбранные физико-математические характеристики материалов в таблицу 1.

Table 1. Mechanical properties of human cortical and trabecular bone.

Cortical Bone	**Shear Strength × 10^6 N/m^2**	**Strength × 10^6 N/m^2**	**Young's Modulus range × 10^9 N/m^2**
Compression test	-	219 ± 26 Longitudinal 153 ± 20 Transverse	14.1 – 27.6
Tensile test	-	172 ± 22 Longitudinal 52 ± 8 Transverse	7.1 – 24.5
Torsional test	65 ± 9	-	-
Ultrasonic method	-	-	22 – 24.5
Trabecular Bone	**Shear Strength × 10^6 N/m^2**	**Strength range × 10^6 N/m^2**	**Young's Modulus range × 10^9 N/m^2**
Compression test	-	1.5 – 9.3	0.1 – 0.4
Tensile test	-	1.6 – 2.42	10.4 ± 3.5
Torsional test	6.35 ± 2	-	-
Ultrasonic method	-	-	14.8 ± 1.4

Compiled from references [10-13,17,19,21].

Рисунок 2.6 – Свойства костных тканей 1

Table 1. LSDYNA bone material properties used in the model.

Property	Units	Cortical femur	Other cortical	Trabecular
LSDYN material type		59	3, 24	3
Density		1.90E-09	1.90E-09	5.00E-10
Modulus of elasticity	(MPa)		17,000	456
In-plane direction				
Modulus of elasticity		17,000		
Shear modulus		3600		
Shear strength	(MPa)	60		
Compressive strength		130		
Tensile strength		50		
Transverse direction				
Modulus of elasticity		11,500		
Shear modulus	(MPa)	3280		
Shear strength		60		
Compressive strength		190		
Tensile strength		50		
Plastic modulus	(MPa)		1700	23
Yield stress	(MPa)		11.9	3.8
Poisson's ratio in all three directions		0.3	0.33	0.33
Principal stress for element erosion (i.e. failure)	(MPa)			6.5

Рисунок 2.7 – Свойства костных тканей 2

Таблица 4 – Физико-механические характеристики спонгиозной костной ткани и материала композита «пористый никелид титана–костная ткань»

Материал	Физико-механические характеристики			
	Модуль нормальной упругости E, ГПа	Коэффициент Пуассона ν	Плотность ρ, кг/м^3	Опасное напряжение σ_o, МПа
Спонгиозная костная ткань	0,60	0,30	400	10
Композит «пористый никелид титана–соединительная ткань»	0,25	0,34	2434	180
Композит «пористый никелид титана–соединительная и спонгиозная костная ткани»	0,43	0,34	2240	200
Композит «пористый никелид титана–спонгиозная костная ткань»	0,60	0,33	2048	220

Рисунок 2.8 – Свойства костных тканей 3

Таблица 7 – Физико-механические характеристики кортикальной и спонгиозной костных тканей и сплава титана ВТ6 с учетом изотропности этих материалов

Материал	Физико-механические характеристики			
	Модуль нормальной упругости E, ГПа	Коэффициент Пуассона ν	Плотность ρ, кг/м^3	Опасное напряжение σ_o, МПа
Кортикальная костная ткань	16,20 [147]	0,30 [22]	2000 [148]	170 [149]
Спонгиозная костная ткань	0,60 [150, 151]	0,30 [152]	400 [148]	10 [17, 150]
Сплав титана ВТ6	110,00 [153-156]	0,30 [153-156]	4780 [153-156]	700 [153-156]

Рисунок 2.9 – Свойства костных тканей 4

Контактная пара	Коэффициент трения μ
металл-металл	0.15
кость-металл	0.30
кость-кость	0.5

Рисунок 2.10 – Коэффициенты трения

Таблица 2.1

Физико-математические характеристики используемых материалов

Материал	Физико-математические характеристики			
	Модуль нормальной упругости E, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел текучести, МПа	Модуль касательной упругости, МПа
Кортикальная ткань	15500	0,32	170	775
Спонгиозная ткань	350	0,32	7	17,5
Титан	115000	0,32	700	5750

Глава 3. ПОСТРОЕНИЕ МОДЕЛИ

В области численного моделирования и в медицине используется различное программное обеспечение, поэтому первой задачей стало преобразование модели бедренной кости пациента, полученной на томографе, в доступный для редактирования в САПР формат. Исходный формат файла DICOM необходимо преобразовать в любой, с которым может работать SolidWorks.

Для преобразования использовался ряд программ, таких как онлайн-сервис "embodi3d" и "3D Silcer 4.8". В результате была получена модель правой бедренной кости в формате stl, с которым может работать SolidWorks.

После преобразования модели в твердотельную (см. рис. 3.11), встает задача по подготовке ее к расчетам. Кость состоит из двух отделов (внешний – кортикальный, внутренний – спонгиозный), разных по своим свойствам, поэтому требуется создать недостающую спонгиозную ткань. Это весьма кропотливый процесс, поскольку приходится вымерять изменяющуюся толщину спонгиозной ткани на разных участках. Замеры проводились по данным томографа (см. рис. 3.12 – 3.13) с шагом 5 мм при помощи программы CorelDRAW. Поскольку фиксирующие конструкции устанавливаются вблизи колена, то напряжения и деформации там будут максимальными, а на другом конце сходить на нет. Выберем участок длиной 70 мм от колена. Этого будет достаточно, чтобы показать интересующие результаты. Спонгиозная ткань повторяет очертания кортикальной, поэтому в трех равноудаленных местах высчитываем соотношение кортикальной и спонгиозной ткани, результаты усредняем и на соответствующем месте строим контур. Затем контуры соединяем между собой. Места с особо сложной конфигурацией масштабируем и получаем первичную модель. При наложении кортикальной и спонгиозной моделей тканей находим их пересечения (см. рис. 3.14). Их необходимо исключить. Регулируя отдаление участков отдела друг от друга, устраняем пересечения и получаем готовую модель спонгиозной ткани (см. рис. 3.15).

Рисунок 3.11 – Твердотельная модель

Рисунок 3.12 – Сечение кости 1

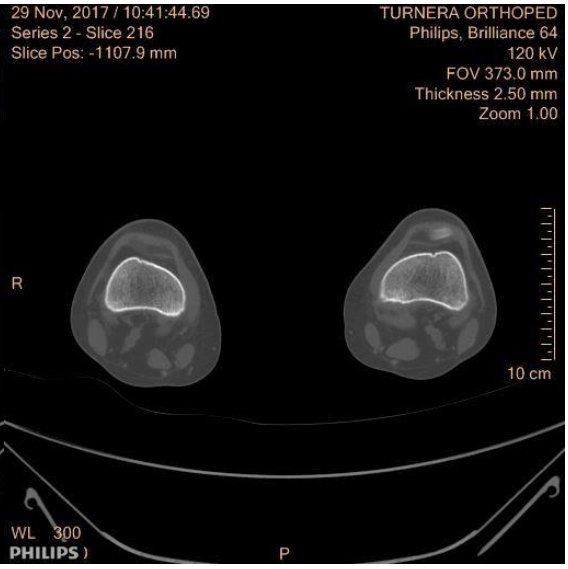

Рисунок 3.13 – Сечение кости 2

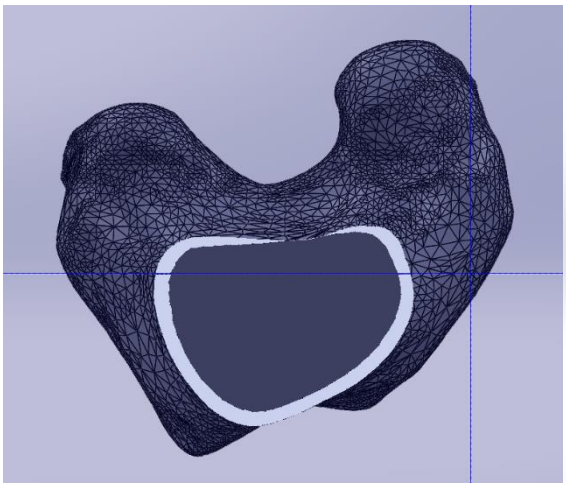

Рисунок 3.14 – Пересечение отделов

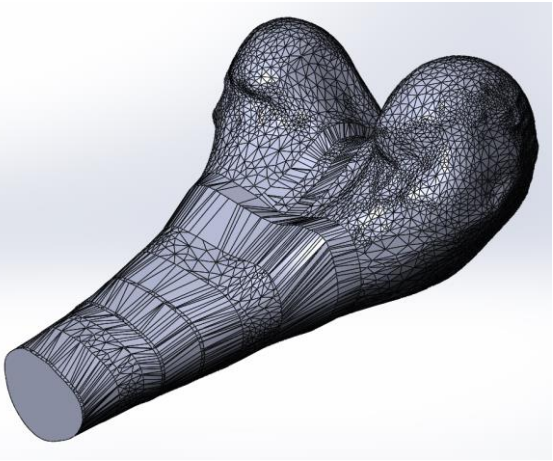

Рисунок 3.15 – Модель спонгиозной ткани

Вычитая спонгиозный отдел из кортикального, получим полую модель кортикального отдела, далее вставляем в нее получившуюся модель спонгиозного отдела и получаем сборку из двух деталей. Это модель части бедренной кости в первом приближении (см. рис. 3.16).

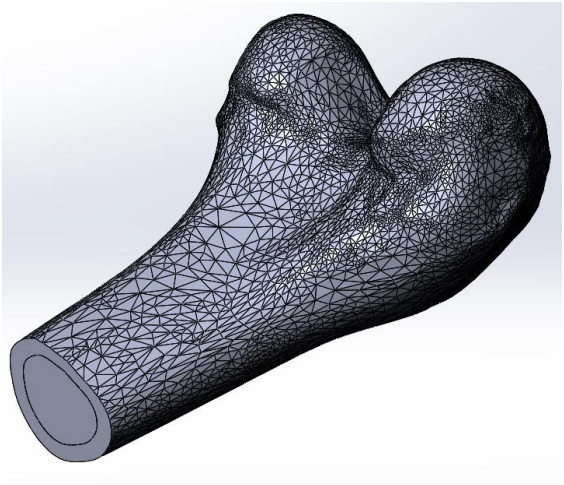

Рисунок 3.16 – Модель части бедренной кости в первом приближении

Получившаяся геометрия не является гладким многообразием. С точки зрения теории упругости, точки нарушения гладкости являются сингулярностью, поэтому рассматривать такую задачу будет неправильно. Полигональность модели безусловно отрицательно скажется на дальнейших расчетах, поэтому ее необходимо сгладить. Для этого воспользуемся встроенным сервисом Auto Skin в ANSYS Workbench. Получившаяся модель имеет бОльшую схожесть с реальной костью (см. рис. 3.17).

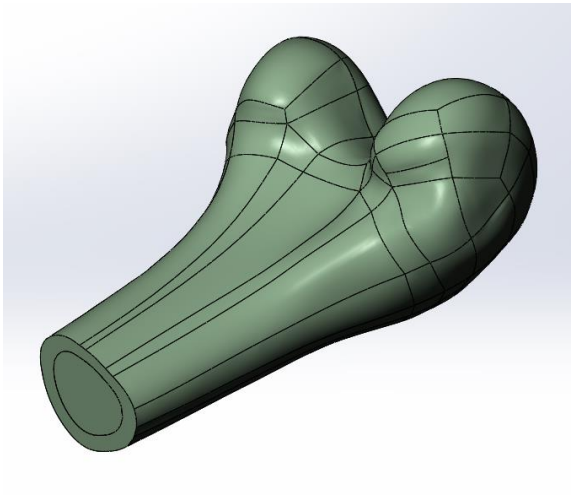

Рисунок 3.17 – Модель части бедренной кости во втором приближении

В данной работе рассматривается процедура временного эпифизеодеза (блокирование зоны роста) бедренной кости, также называемого управляемым ростом. Рост кости происходит не повсеместно, а за счет образования клеток на определенном участке, называемом зона роста. В бедренной кости зона роста находится на плато, расположенном в нескольких сантиметрах выше колена в месте максимального ее расширения (см. рис. 3.18). Клетки здесь делятся строго вверх, тем самым толкая большую часть кости, за счет чего и происходит ее продольный рост. Давление, создаваемое зоной роста человека, было получено экспериментальным путем и равняется 1 МПа [15]. Толщина отдела варьируется от 0.9 до 9.8 мм [18]. Стоит отметить, что на итоговый результат влияют многие другие параметры, например, утолщение кости в процессе роста. Экспериментальных данных, отображающих величину возникающего при утолщении кости давления, не было обнаружено, поэтому предлагаем задать его равным 1/10 от давления, создаваемого зоной роста, те 0,1 МПа. Поскольку смоделировать физический прирост плато – это крайне сложная задача, в данной работе зона роста задана прямым вырезом толщиной 2 мм. Дальнейший анализ деформаций и напряжений, возникающих в зоне роста будет проводиться по косвенным признакам. Таким образом получим модель, разделенную на две части (см. рис. 3.19).

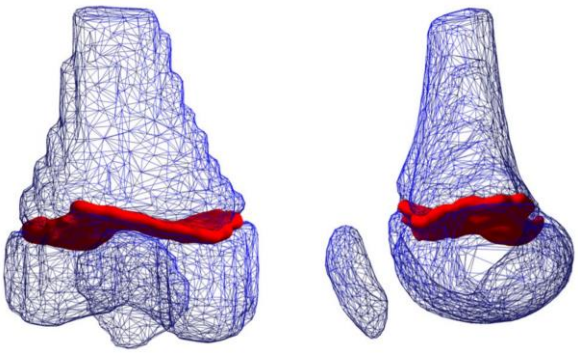

Рисунок 3.18 – Зона роста бедренной кости

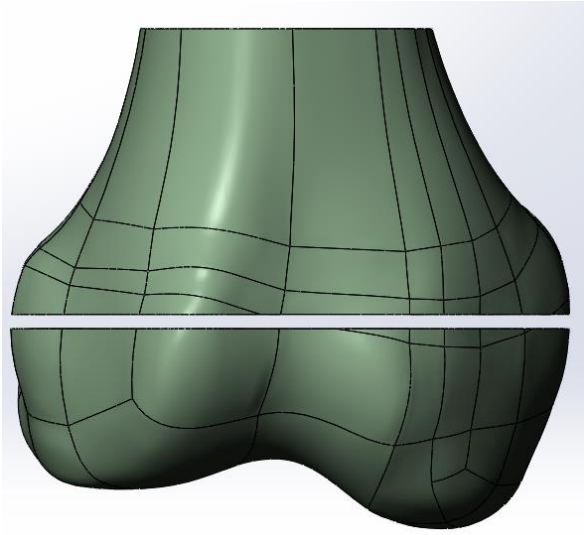

Рисунок 3.19 – Модель части бедренной кости в третьем приближении

Часть кости, участвующую в образовании коленного сустава и покрытую суставным хрящем, будем называть эпифизарной, а вторую часть – метафизарной [9]. Винты, лежащие в этих областях, назовем аналогично. Анализ изменений зоны роста будем делать путем оценки изменений в участках кости и металлоконструкциях.

Информацию о имплантатах, используемых при проведении процедуры временного эпифизеодеза (см. рис. 3.20 – 3.21), предоставили сотрудники НМИЦ ДТО им. Г.И. Турнера. При операциях подобного рода используют медицинские пластины и винты, выполненные из титана марки ВТ6. Построим модели винтов трех размеров и пластины, длиной 28 мм. Поместим винты в пластину. Для точности дальнейших расчетов, эпифизарный винт будем устанавливать так, чтобы его ось была параллельна нормали пластины. Поставим две пластины с винтами на кость так, чтобы центральное отверстие пластины находилось строго по центру прямого выреза, имитирующего зону роста. Построим каналы в кости для винтов, удалим все пересечения. Проверим модель на отсутствие пересечений, командой «Проверка интерференции» в SolidWorks [14]. Теперь можно менять длины винтов и их положение, оставляя пластину зафиксированной. Построим первые три модели, готовые к расчетам (см. рис. 3.22 – 3.24). В модели, с установкой винта на схождение, угол его наклона составляет 5 градусов, а на расхождение – 20 градусов. При большем наклоне метафизарного винта в задаче на схождение есть риск повреждения зоны роста. Угол наклона метафизарного винта на в 20 градусов в задаче на расхождении – это стандартная практика ортопедов при установке имплантатов во время операции.

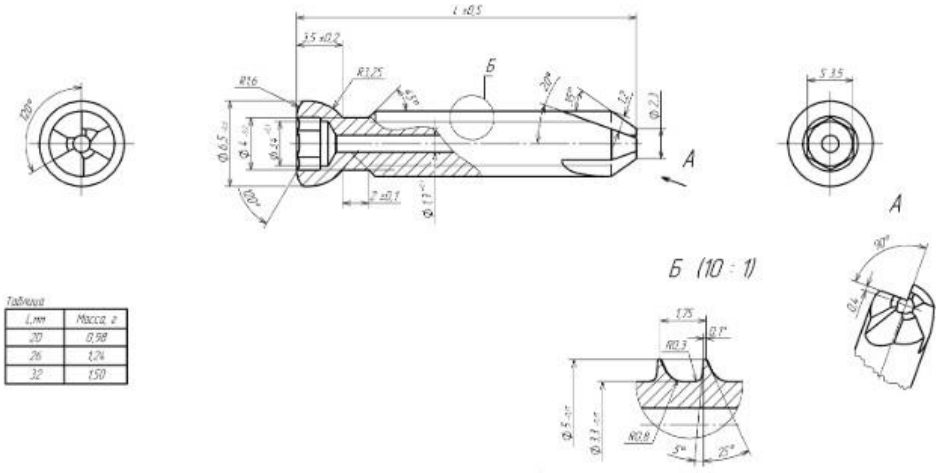

Рисунок 3.20 – Чертеж медицинского винта

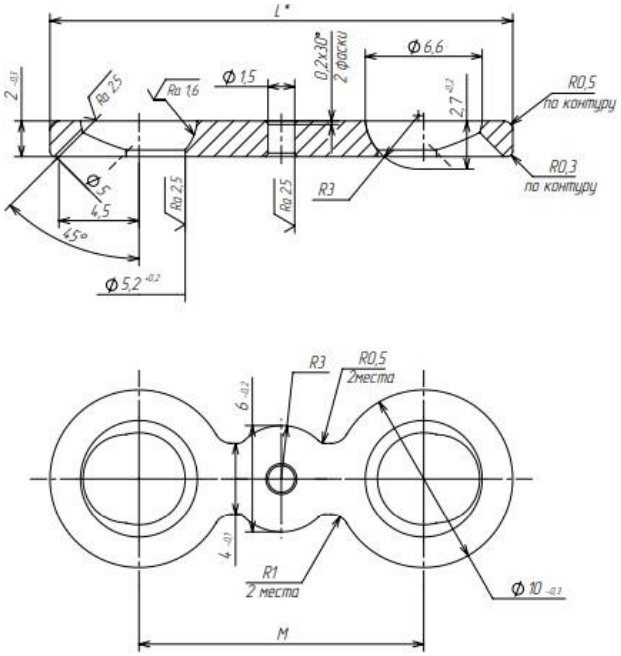

Рисунок 3.21– Чертеж медицинской пластины

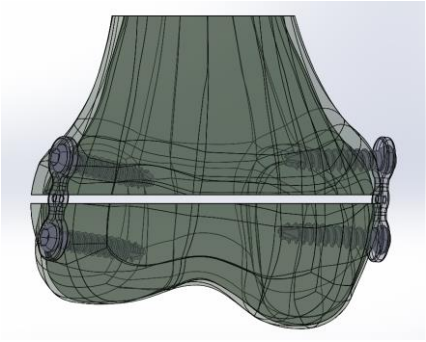

Рисунок 3.22 – Схождение

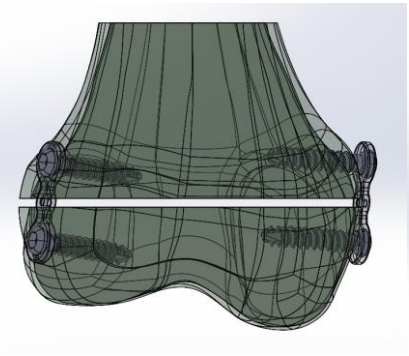

Рисунок 3.23 – Параллельность

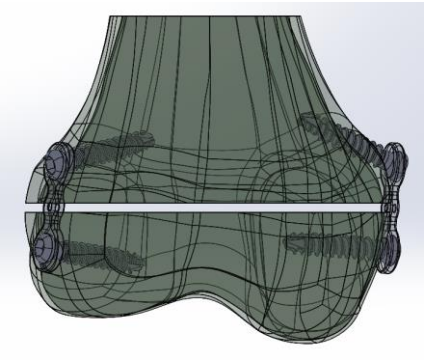

Рисунок 3.24 – Расхождение

Глава 4. РЕШЕНИЕ ЗАДАЧ И АНАЛИЗ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

4.1. Расчет задач с изменением положения и длины винтов

Сотрудниками НМИЦ ДТО им. Г.И. Турнера была поставлена задача рассмотреть задачи со следующими условиями:

1 Расположить пластины на кости так, чтобы одна из них лежала в плоскости, проходящей через точки максимального удаления друг от друга (красная), а вторая лежала в плоскости, проходящей через место установки первой пластины (желтая), и секущая зону роста на 2 равные по площади половины (см. рис. 4.25);

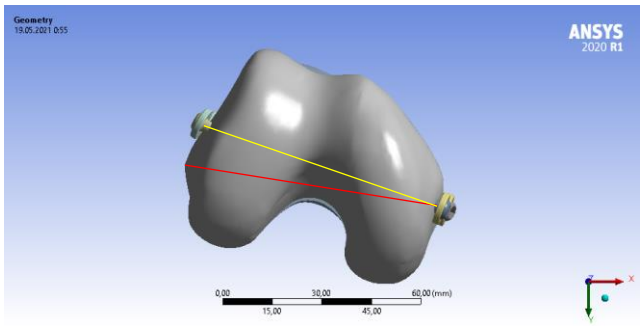

Рисунок 4.25 – Взаимное расположение пластин для задач с изменением положения и длины винтов

2 К метафизарной части бедренной кости зоной роста приложено давление, равное 1 МПа;

3 Плоскость, образованная зоной роста, в эпифизарной части полностью зафиксирована;

4 На торцевой плоскости участка кости допускаются перемещения только по направлению приложенного давления;

5 К каждому из винтов приложена выталкивающее давление, направленное перпендикулярно к спиралевидной поверхности резьбы винта и равная 0.1 МПа;

6 По результатам задачи необходимо показать наличие зависимости деформаций и напряжений в зоне роста при изменении положения и длины

винтов, вывести графики перемещений участков кости, винтов, а также напряжений в кортикальных отделах кости и в металлоконструкциях, провести анализ.

С помощью трех ранее построенных моделей, создадим еще шесть с разными длинами винтов и выгрузим их в ANSYS Workbench. Всем тканям и имплантатам присвоим соответствующие свойства. Физико-математические характеристики используемых материалов описаны ранее в таблице 2.1. Между контактными парами кость-пластина и винт-пластина зададим трение, в остальных контактных парах выберем взаимодействие bonded (линейный контакт, связывающий две выбранные поверхности). Размер элемента сетки выберем равным 1 мм. Проведем расчеты.

Выведем полученные результаты и сравним общие деформации в металлоконструкциях, эквивалентные и максимальные главные напряжения в участках кости и металлоконструкциях. Maximum Principal Stress в ANSYS Workbench – это фактическое наибольшее напряжение в волокнах материала, поэтому будем рассматривать именно эти результаты [11]. Поскольку кортикальная ткань гораздо прочнее спонгиозной, она создает основное зацепление с винтом, поэтому будем рассматривать напряжения в ней и в металлоконструкциях.

Общие деформации в задаче на схождение представлены на рисунках 4.26 – 4.28.

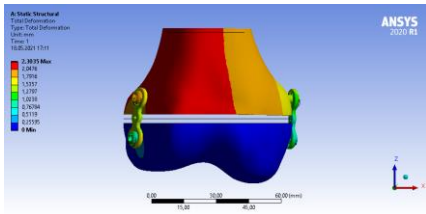

Рисунок 4.26 – Общие деформации, винты 20 мм

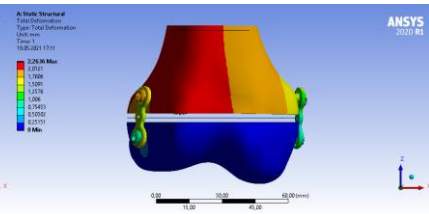

Рисунок 4.27 – Общие деформации, винты 26 мм

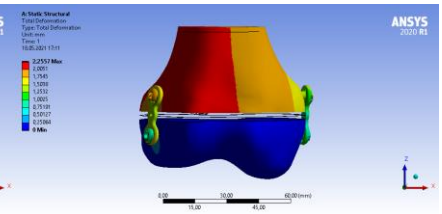

Рисунок 4.28 – Общие деформации, винты 32 мм

Общие деформации металлоконструкций в задаче на схождение представлены на рисунках 4.29 – 4.31.

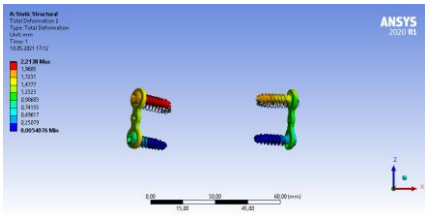

Рисунок 4.29 – Общие деформации металлоконструкций, винты 20 мм

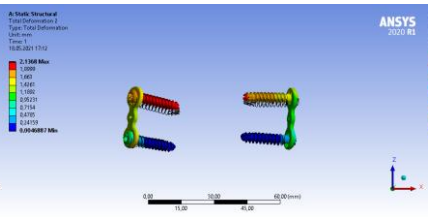

Рисунок 4.30 – Общие деформации металлоконструкций, винты 26 мм

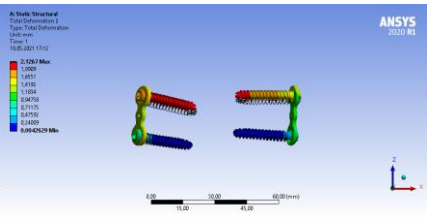

Рисунок 4.31 – Общие деформации металлоконструкций, винты 32 мм

Максимальные напряжения в металлоконструкциях в задаче на схождение представлены на рисунках 4.32 – 4.34.

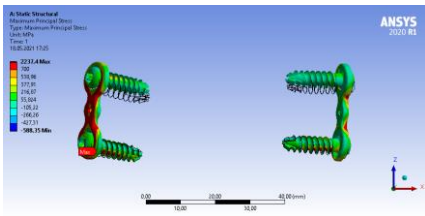

Рисунок 4.32 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 20 мм

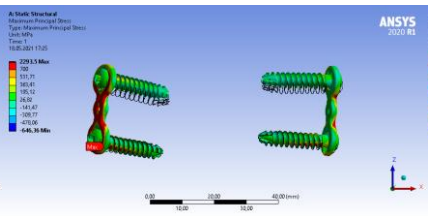

Рисунок 4.33 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 26 мм

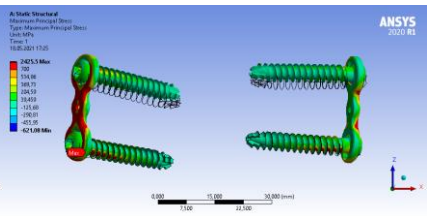

Рисунок 4.34 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 32 мм

Максимальные напряжения в эпифизарной части кортикальной ткани в задаче на схождение представлены на рисунках 4.35 – 4.40.

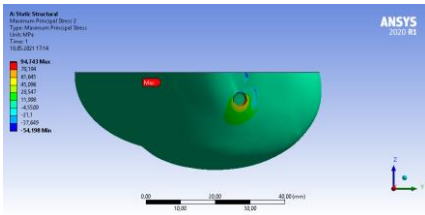

Рисунок 4.35 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 20 мм (вид справа)

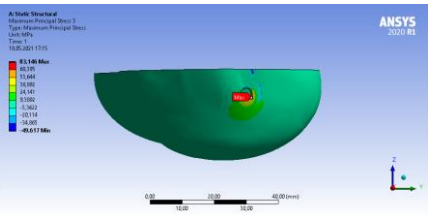

Рисунок 4.36 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 26 мм (вид справа)

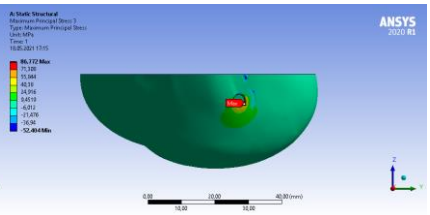

Рисунок 4.37 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 32 мм (вид справа)

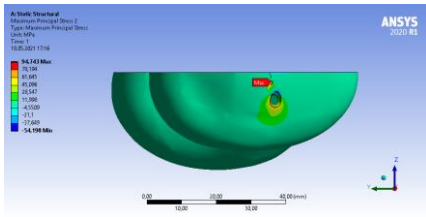

Рисунок 4.38 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 20 мм (вид слева)

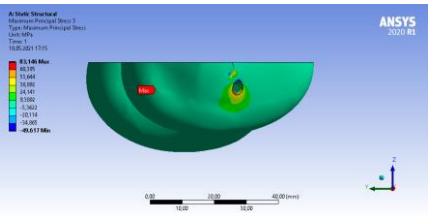

Рисунок 4.39 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 26 мм (вид слева)

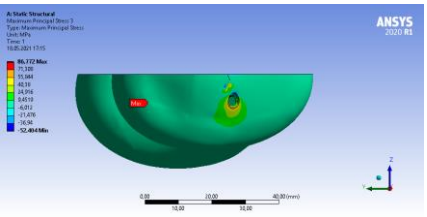

Рисунок 4.40 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 32 мм (вид слева)

Максимальные напряжения в метафизарной части кортикальной ткани в задаче на схождение представлены на рисунках 4.41 – 4.46.

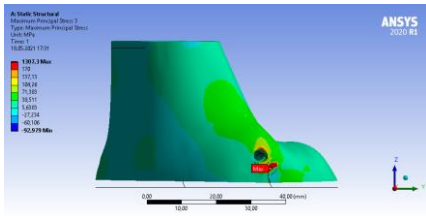

Рисунок 4.41 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 20 мм (вид справа)

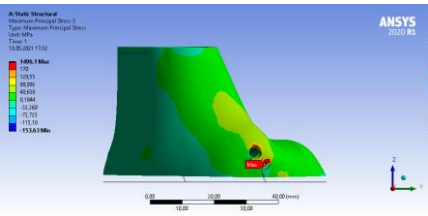

Рисунок 4.42 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 26 мм (вид справа)

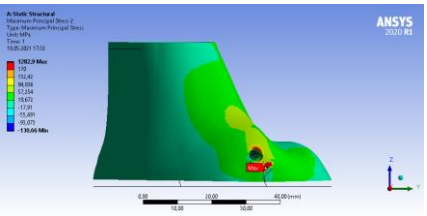

Рисунок 4.43 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 32 мм (вид справа)

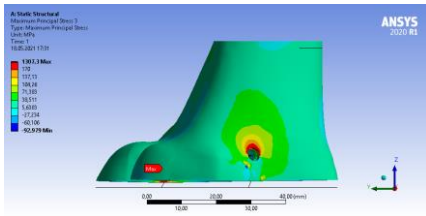

Рисунок 4.44 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 20 мм (вид слева)

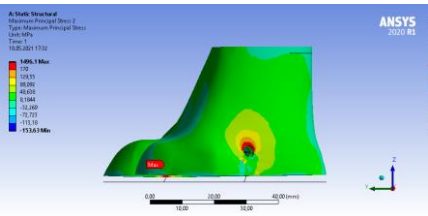

Рисунок 4.45 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 26 мм (вид слева)

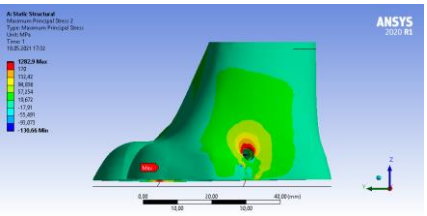

Рисунок 4.46 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 32 мм (вид слева)

Общие деформации в задаче с параллельным расположением винтов представлены на рисунках 4.47 – 4.49.

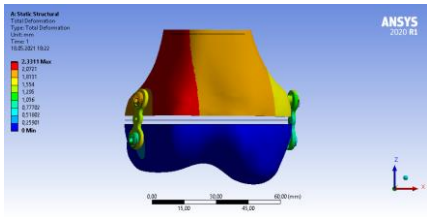

Рисунок 4.47 – Общие деформации, винты 20 мм

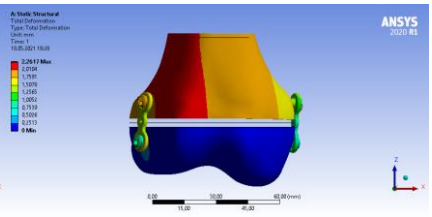

Рисунок 4.48 – Общие деформации, винты 26 мм

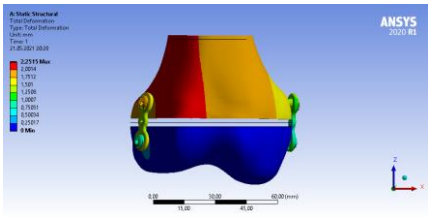

Рисунок 4.49 – Общие деформации, винты 32 мм

Общие деформации металлоконструкций в задаче с параллельным расположением винтов представлены на рисунках 4.50 – 4.52.

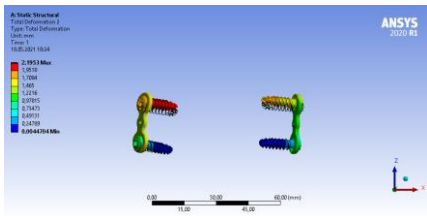

Рисунок 4.50 – Общие деформации металлоконструкций, винты 20 мм

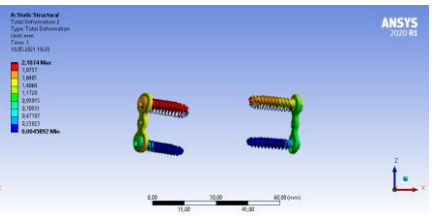

Рисунок 4.51 – Общие деформации металлоконструкций, винты 26 мм

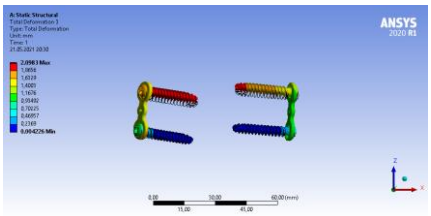

Рисунок 4.52 – Общие деформации металлоконструкций, винты 32 мм

Максимальные напряжения в металлоконструкциях в задаче с параллельным расположением винтов представлены на рисунках 4.53 – 4.55.

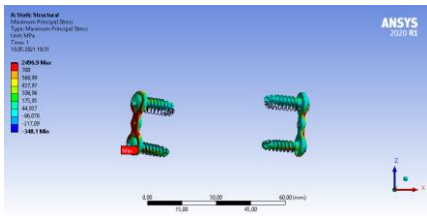

Рисунок 4.53 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 20 мм

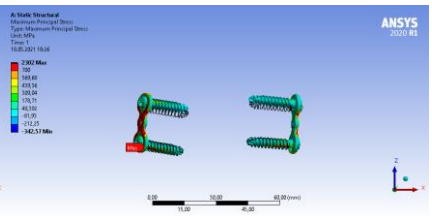

Рисунок 4.54 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 26 мм

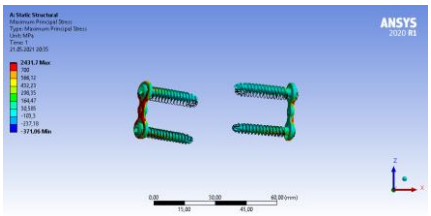

Рисунок 4.55 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 32 мм

Максимальные напряжения в эпифизарной части кортикальной ткани в задаче с параллельным расположением винтов представлены на рисунках 4.56 – 4.61.

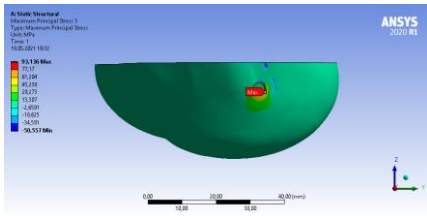

Рисунок 4.56 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 20 мм (вид справа)

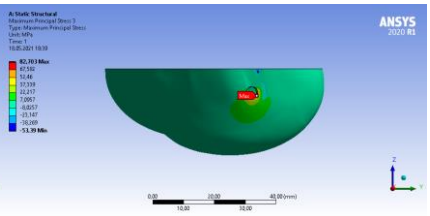

Рисунок 4.57 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 26 мм (вид справа)

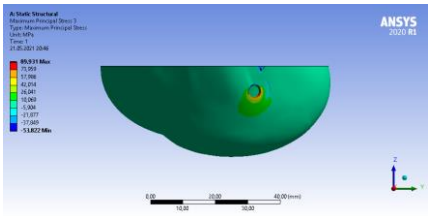

Рисунок 4.58 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 32 мм (вид справа)

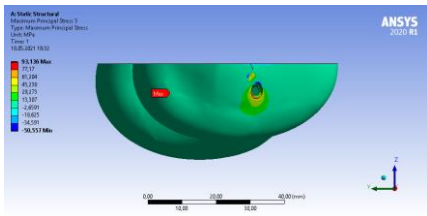

Рисунок 4.59 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 20 мм (вид слева)

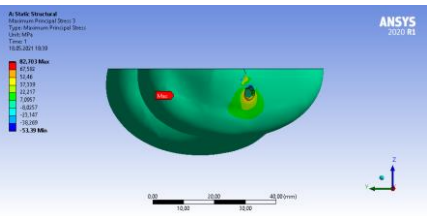

Рисунок 4.60 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 26 мм (вид слева)

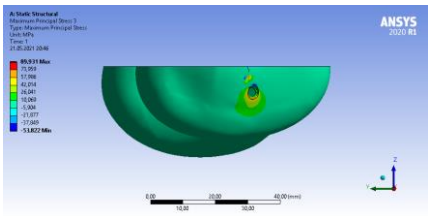

Рисунок 4.61 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 32 мм (вид слева)

Максимальные напряжения в метафизарной части кортикальной ткани в задаче с параллельным расположением винтов представлены на рисунках 4.62 – 4.67.

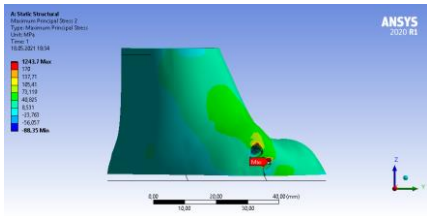

Рисунок 4.62 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 20 мм (вид справа)

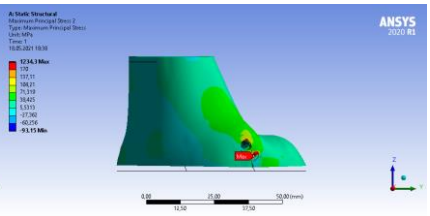

Рисунок 4.63 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 26 мм (вид справа)

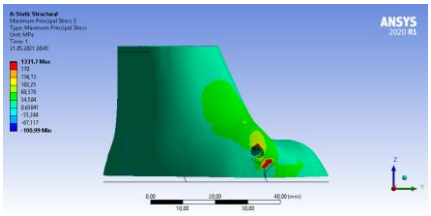

Рисунок 4.64 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 32 мм (вид справа)

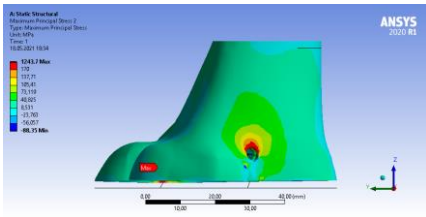

Рисунок 4.65 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 20 мм (вид слева)

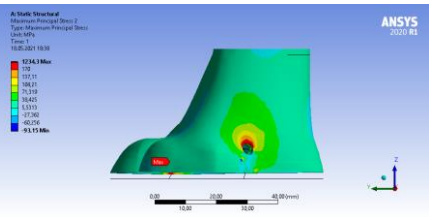

Рисунок 4.66 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 26 мм (вид слева)

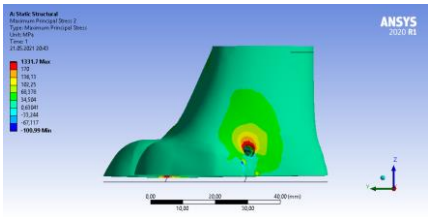

Рисунок 4.67 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 32 мм (вид слева)

Общие деформации в задаче на расхождение представлены на рисунках 4.68 – 4.70.

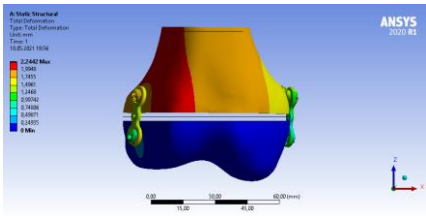

Рисунок 4.68 – Общие деформации, винты 20 мм

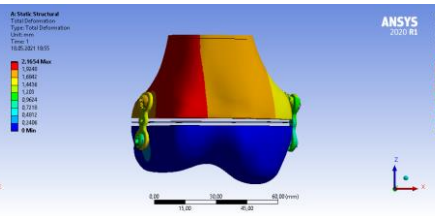

Рисунок 4.69 – Общие деформации, винты 26 мм

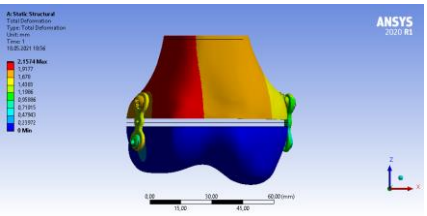

Рисунок 4.70 – Общие деформации, винты 32 мм

Общие деформации металлоконструкций в задаче на расхождение представлены на рисунках 4.71 – 4.73.

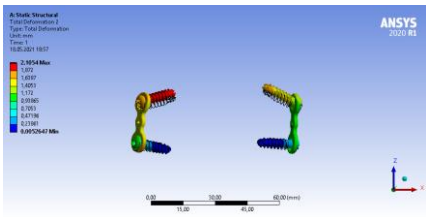

Рисунок 4.71 – Общие деформации металлоконструкций, винты 20 мм

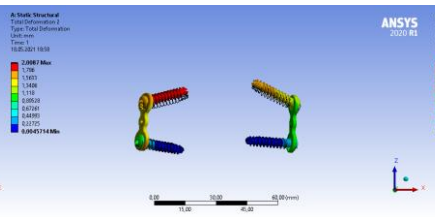

Рисунок 4.72 – Общие деформации металлоконструкций, винты 26 мм

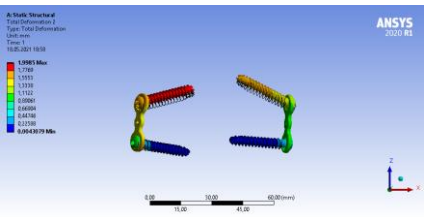

Рисунок 4.73 – Общие деформации металлоконструкций, винты 32 мм

Максимальные напряжения в металлоконструкциях в задаче на расхождение представлены на рисунках 4.74 – 4.76.

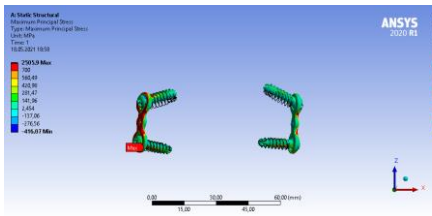

Рисунок 4.74 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 20 мм

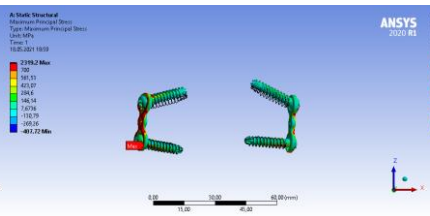

Рисунок 4.75 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 26 мм

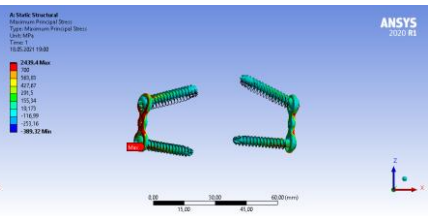

Рисунок 4.76 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, винты 32 мм

Максимальные напряжения в эпифизарной части кортикальной ткани в задаче на расхождение представлены на рисунках 4.77 – 4.82.

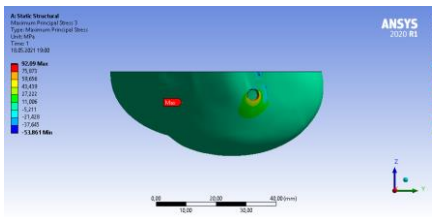

Рисунок 4.77 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 20 мм (вид справа)

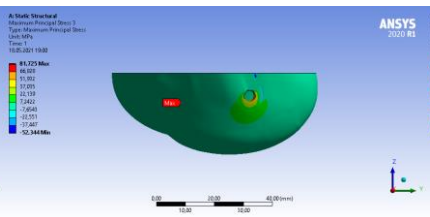

Рисунок 4.78 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 26 мм (вид справа)

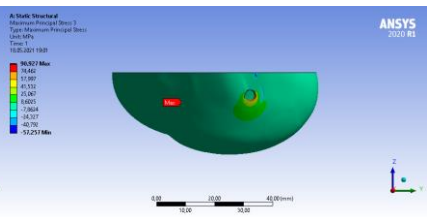

Рисунок 4.79 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 32 мм (вид справа)

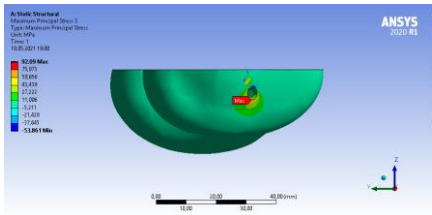

Рисунок 4.80 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 20 мм (вид слева)

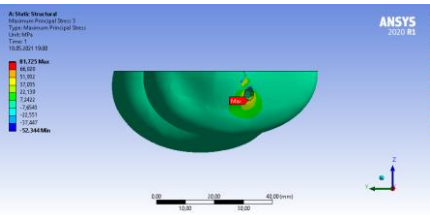

Рисунок 4.81 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 26 мм (вид слева)

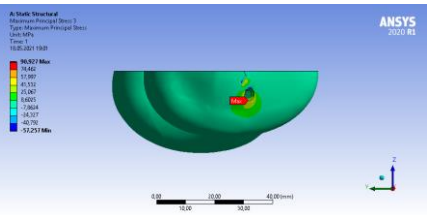

Рисунок 4.82 – Максимальные напряжения в эпифизе, винты 32 мм (вид слева)

Максимальные напряжения в метафизарной части кортикальной ткани в задаче на расхождение представлены на рисунках 4.83 – 4.88.

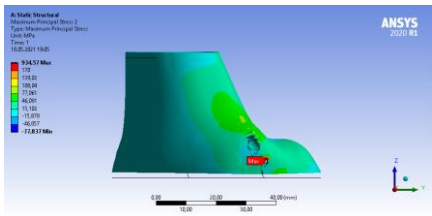

Рисунок 4.83 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 20 мм (вид справа)

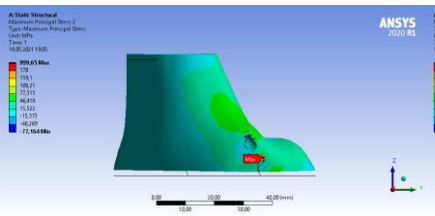

Рисунок 4.84 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 26 мм (вид справа)

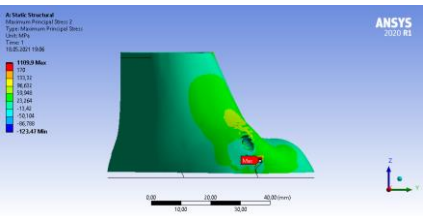

Рисунок 4.85 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 32 мм (вид справа)

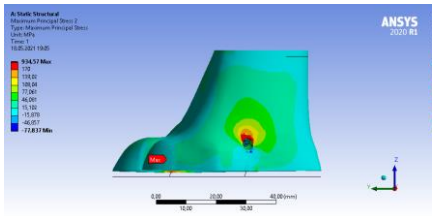

Рисунок 4.86 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 20 мм (вид слева)

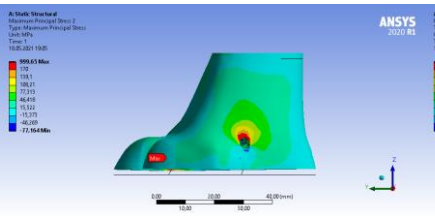

Рисунок 4.87 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 26 мм (вид слева)

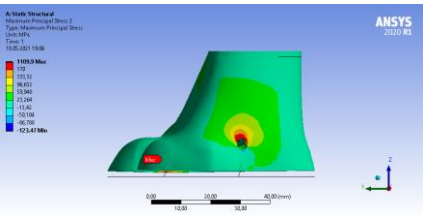

Рисунок 4.88 – Максимальные напряжения в метафизе, винты 32 мм (вид слева)

При работе над задачей в первую очередь обратили на себя внимание трудности позиционирования металлоконструкций в следствии сложности анатомии дистального отдела бедренной кости. Ни в одной из девяти задач не было достигнуто стопроцентное прилегание пластин к кости, что указывает на сложности интраоперационного позиционирования металлоконструкций и как следствие ведет к дополнительным деформациям пластин и винтов [4]. Сравним полученные результаты с компьютерной томографией семилетнего пациента, проходившего процедуру временного эпифизеодеза (см. рис. 4.89 – 4.90). Как можно заметить, получившиеся результаты деформаций в металлоконструкциях отличаются от фактических, а именно эпифизарные винты у реального пациента

испытывают бОльшие деформации, чем в получившихся расчетах. Требуется более глубокое изучение данной проблемы, которое невозможно провести в рамках выпускной квалификационной работы магистра. В данной работе рассматривается постановка задачи, опирающаяся на существующие медицинские эксперименты и анализы. Для более точных результатов необходимо провести ряд новых экспериментов и проанализировать больше данных, что планируется реализовать в дальнейшей кандидатской работе.

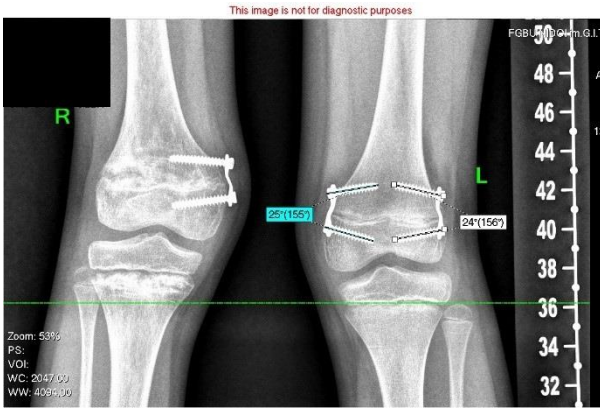

Рисунок 4.89 – Фактические деформации 1

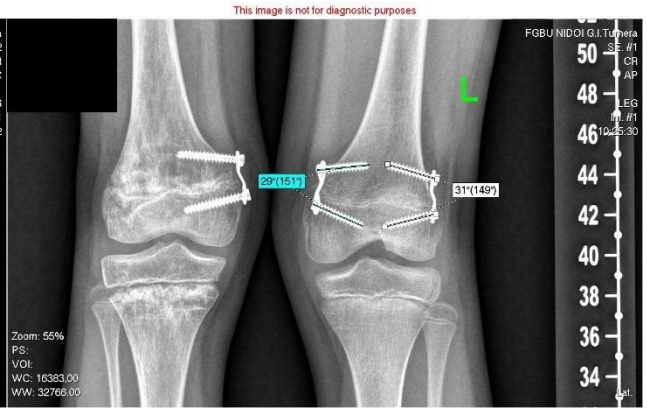

Рисунок 4.90 – Фактические деформации 2

Тем не менее, необходимо проанализировать полученный результат. Для этого выведем гистограммы максимальных значений полученных расчетов (см. рис. 4.91 – 4.95). По результатам работ видно, что концентраторы напряжений находятся в точках преломления плоскостей. В соответствии с принципом Сен-Венана, правильнее рассматривать результаты на некотором удалении от точек нарушения гладкости, но, поскольку в целом распределение напряжений во всех задачах располагается идентично, то можно считать, что полученные максимальные значения демонстрируют реальную картину напряжений в кости.

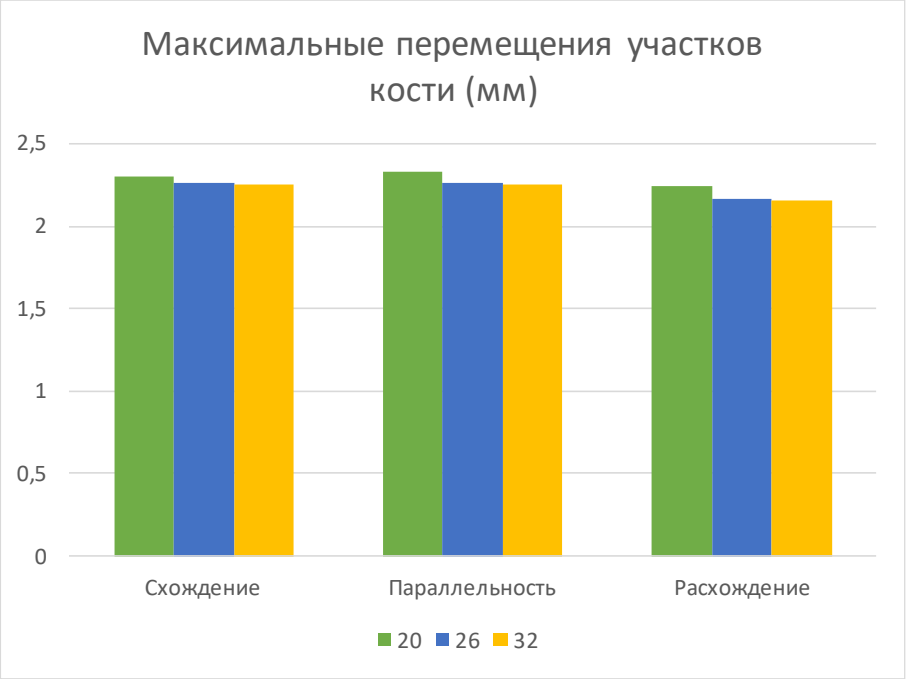

Рисунок 4.91 – Максимальные перемещения участков кости

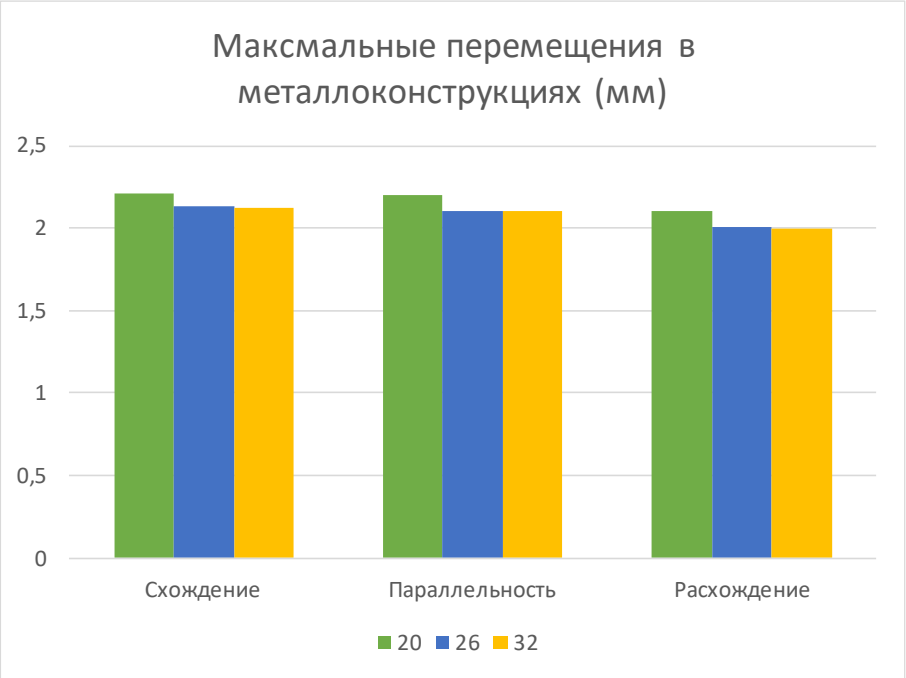

Рисунок 4.92 – Максимальные перемещения в металлоконструкциях

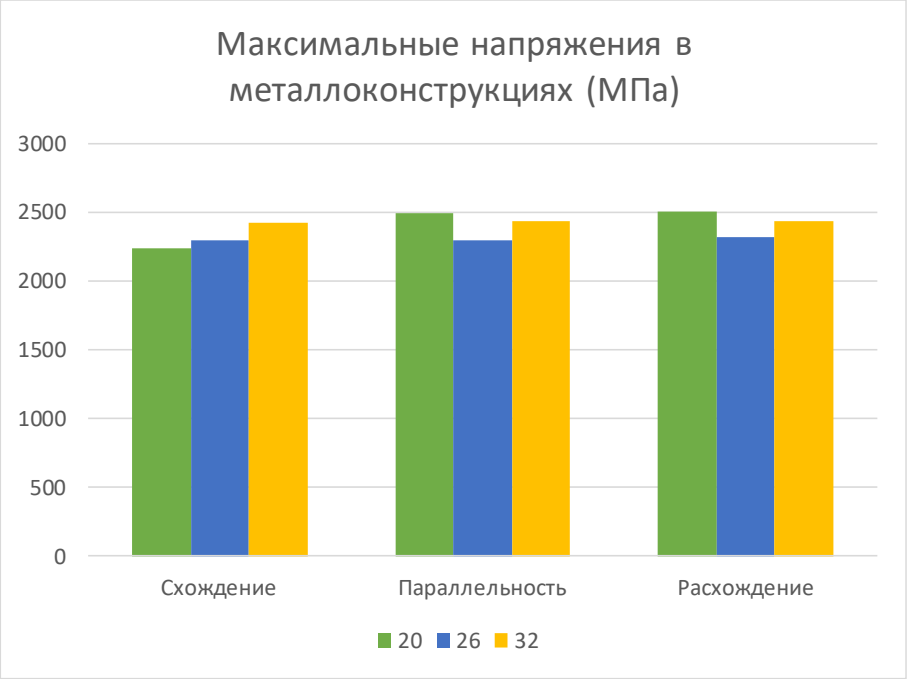

Рисунок 4.93 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях

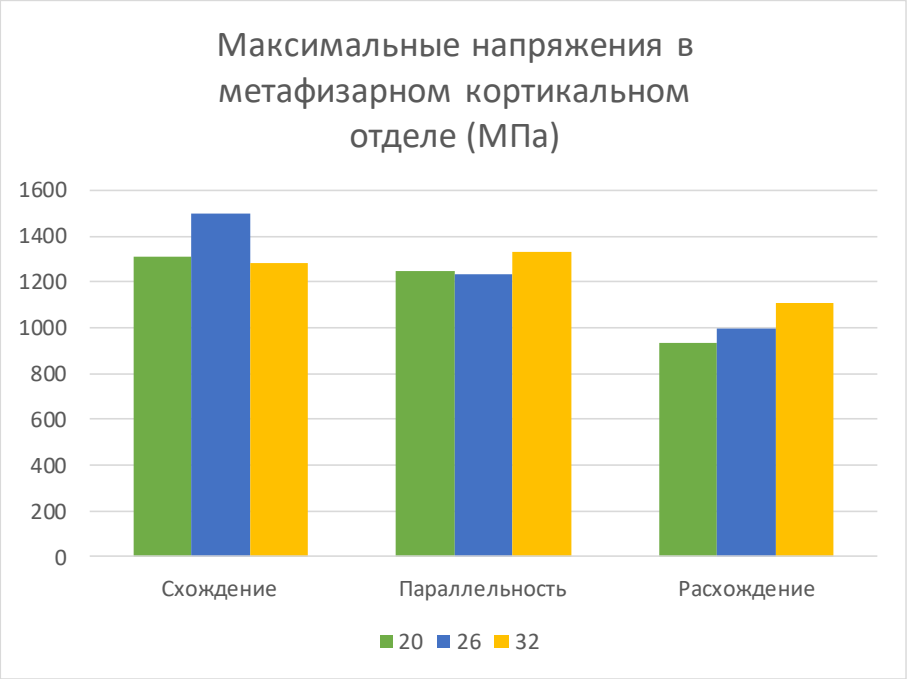

Рисунок 4.94 – Максимальные напряжения в метафизарном кортикальном отделе

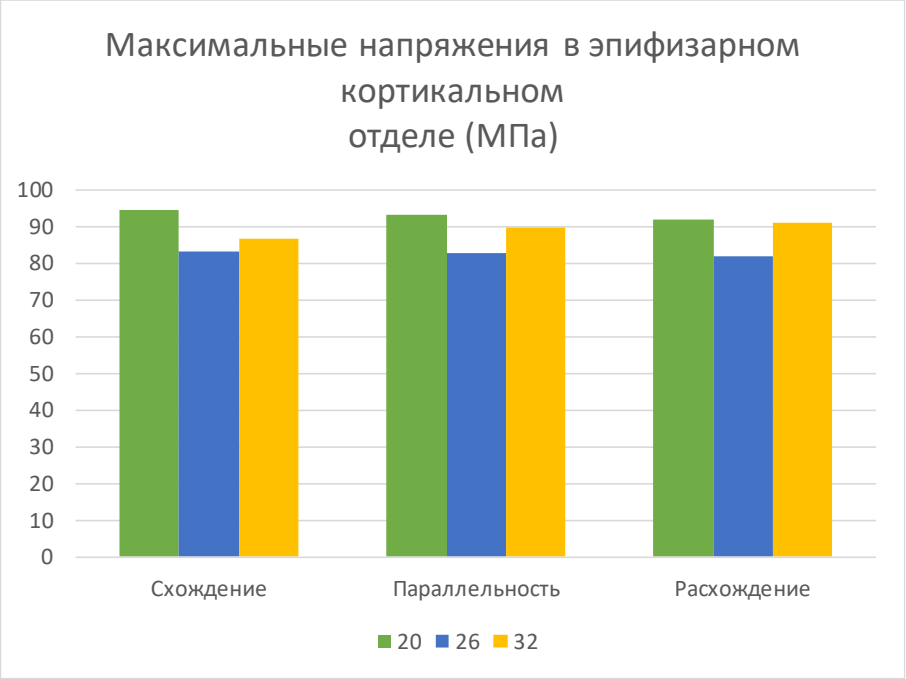

Рисунок 4.95 – Максимальные напряжения в эпифизарном кортикальном отделе

Можно заметить, что при разных постановках и длинах винтов, максимальные перемещения участков кости отличаются не более чем на 0,15 мм, что в рамках данной задачи является величиной, которой можно пренебречь. Отсюда следует вывод, что на успех операции длина и положение винтов практически не влияют. Напряжения в области эпифизарных винтов малы и практически равны между совой. Связано это с тем, что для в данной задаче эпифизарный участок остается неподвижным, винты в нем не меняют положение, меняется лишь их длина. В области метафизарных винтов дела обстоят иначе. Здесь нет практически нет разницы между напряжением и длиной винта в рамках одной группы, однако если рассматривать напряжения в разных группах, то напряжения в кортикальном отделе костной ткани минимальны при положении винтов на расхождении, тк площадь соприкосновения резьбы с кортикальным отделом максимальна, благодаря косому сечению кости, что обуславливает максимальный эффект от оперативного вмешательства. Напряжения, возникающие в металлоконструкциях также практически равны между собой. По результатам задач сделаем следующий вывод, что длина винтов

практически не влияет на результат операции, однако установка их на расхождение даст меньшие напряжения, что обуславливает максимальный эффект от оперативного вмешательства.

4.2. Расчет задач с изменением взаимного расположения пластин

Промежуточные расчеты показывают, что влияние выталкивающего давления, направленного перпендикулярно к спиралевидной поверхности резьбы винтов ничтожно мало. При этом расчеты, проводимые без этого условия завершаются гораздо быстрее. Теперь на основе любой из ранее решенных задач, необходимо построить 2 новые задачи, для измерения вторичных деформаций и напряжений, возникающих при росте, в зависимости от взаимного позиционирования пластин относительно друг друга. В качестве первичной, выберем задачу с винтами длиной 26 мм, установленных на расхождение. Новые задачи должны удовлетворять следующим условиям:

1 Расположить пластины на кости так, чтобы в первой задаче пластины лежали в плоскости, проходящей через точки максимального удаления друг от друга (красная) (см. рис. 4.96). Модель второй задачи оставить без изменений, но задачу необходимо пересчитать, применив к ней новые свойства. В третьей задаче пластину, лежащую в плоскости, проходящей через точки максимального удаления друг от друга (красная), необходимо переместить на уровень второй пластины, чтобы они лежали в одной, горизонтальной плоскости (зеленая) (см. рис. 4.97);

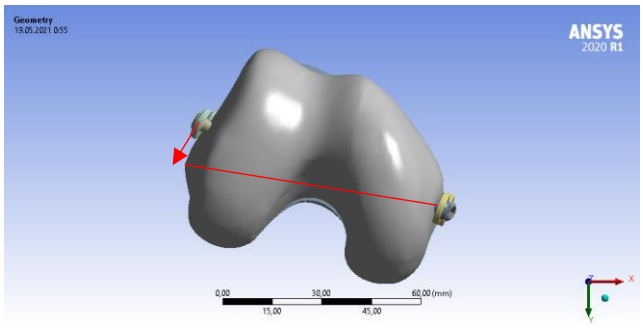

Рисунок 4.96 – Взаимное расположение пластин для задачи 1

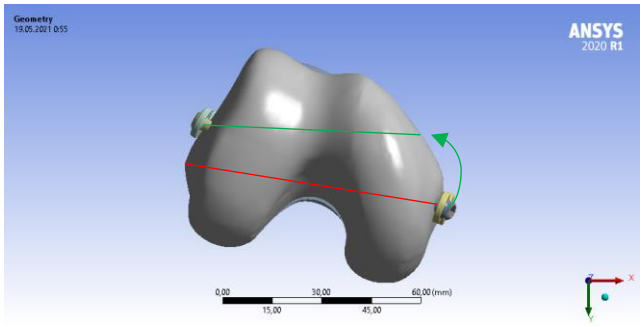

Рисунок 4.97 – Взаимное расположение пластин для задачи 3

2 К метафизарной части бедренной кости зоной роста приложено давление, равное 1 МПа;

3 Плоскость, образованная зоной роста, в эпифизарной части полностью зафиксирована;

4 По результатам задачи необходимо показать наличие зависимости деформаций и напряжений в зоне роста при изменении взаимного расположения пластин относительно друг друга, вывести графики перемещений участков кости, винтов, а также напряжений в кортикальных отделах кости и в металлоконструкциях, провести анализ.

С помощью построенной ранее модели, создадим еще две и выгрузим их в ANSYS Workbench. Всем тканям и имплантатам присвоим соответствующие свойства. Физико-математические характеристики используемых материалов описаны ранее в таблице 2.1. Между контактными парами кость-пластина и винт-пластина зададим трение, в остальных контактных парах выберем взаимодействие bonded (линейный контакт, связывающий две выбранные поверхности). Размер элемента сетки выберем равным 1 мм. Проведем расчеты.

Выведем полученные результаты и сравним общие деформации, деформации в металлоконструкциях, эквивалентные и максимальные главные напряжения в участках кости и металлоконструкциях. Maximum Principal Stress в ANSYS Workbench – это фактическое наибольшее напряжение в волокнах детали, поэтому будем рассматривать именно эти результаты [11]. Поскольку

кортикальная ткань гораздо прочнее спонгиозной, она создает основное зацепление с винтом, поэтому будем рассматривать напряжения в ней и в металлоконструкциях.

Общие деформации в задачах с разным взаимным позиционированием пластин относительно друг друга представлены на рисунках 4.98 – 4.100.

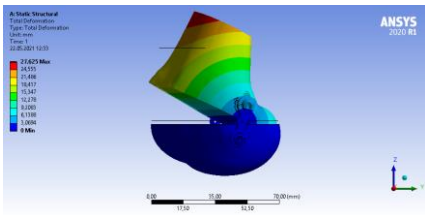

Рисунок 4.98 – Общие деформации, задача 1

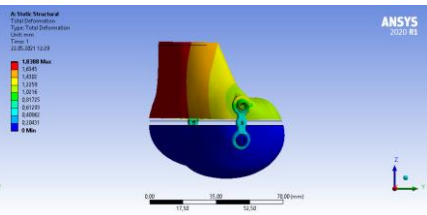

Рисунок 4.99 – Общие деформации, задача 2

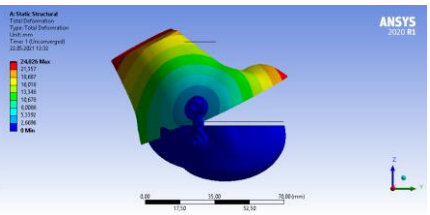

Рисунок 4.100 – Общие деформации, задача 3

Общие деформации металлоконструкций в задачах с разным взаимным позиционированием пластин относительно друг друга представлены на рисунках 4.101 – 4.103.

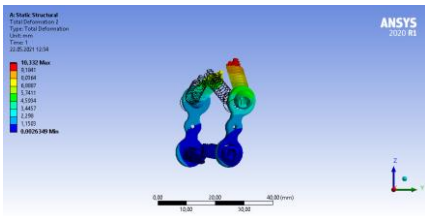

Рисунок 4.101 – Общие деформации металлоконструкций, задача 1

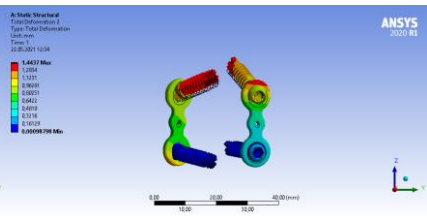

Рисунок 4.102 – Общие деформации металлоконструкций, задача 2

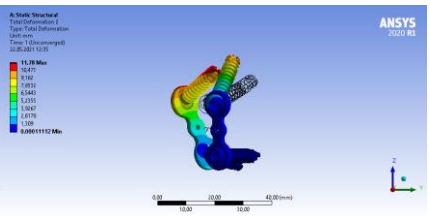

Рисунок 4.103 – Общие деформации металлоконструкций, задача 3

Максимальные напряжения в металлоконструкциях в задачах с разным взаимным позиционированием пластин относительно друг друга представлены на рисунках 4.104 – 4.106.

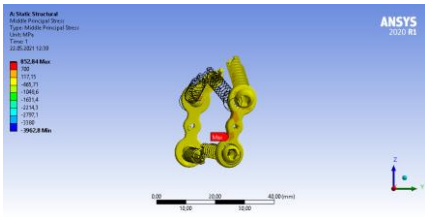

Рисунок 4.104 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, задача 1

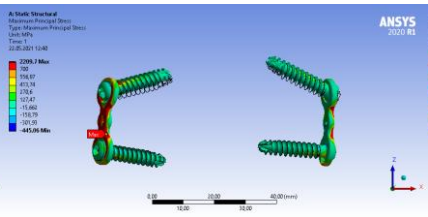

Рисунок 4.105 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, задача 2

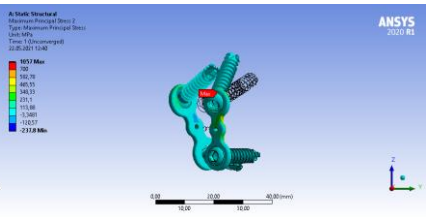

Рисунок 4.106 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях, задача 3

Максимальные напряжения в эпифизарной части кортикальной ткани в задачах с разным взаимным позиционированием пластин относительно друг друга представлены на рисунках 4.107 – 4.112.

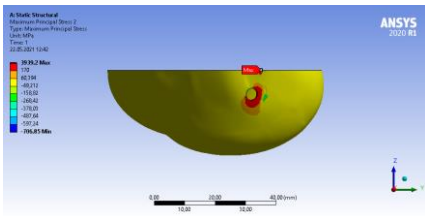

Рисунок 4.107 – Максимальные напряжения в эпифизе, задача 1 (вид справа)

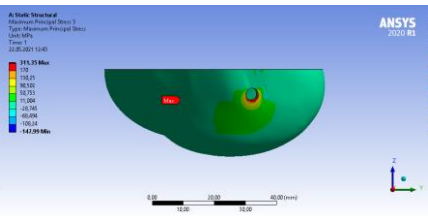

Рисунок 4.108 – Максимальные напряжения в эпифизе, задача 2 (вид справа)

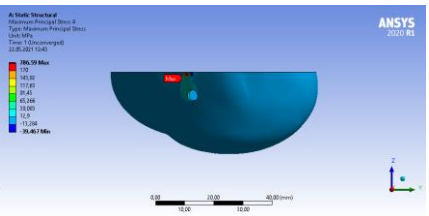

Рисунок 4.109 – Максимальные напряжения в эпифизе, задача 3 (вид справа)

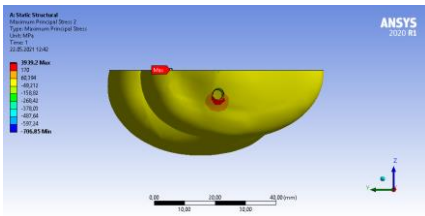

Рисунок 4.110 – Максимальные напряжения в эпифизе, задача 1 (вид слева)

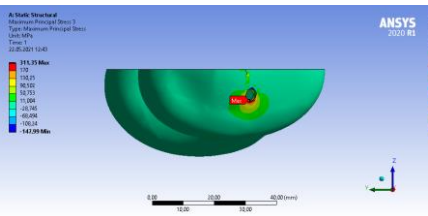

Рисунок 4.111 – Максимальные напряжения в эпифизе, задача 2 (вид слева)

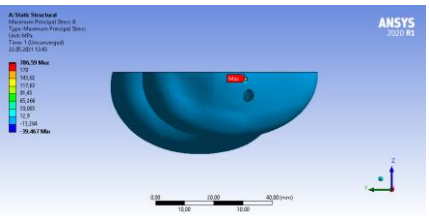

Рисунок 4.112 – Максимальные напряжения в эпифизе, задача 3 (вид слева)

Максимальные напряжения в метафизарной части кортикальной ткани в задачах с разным взаимным позиционированием пластин относительно друг друга представлены на рисунках 4.113 – 4.118.

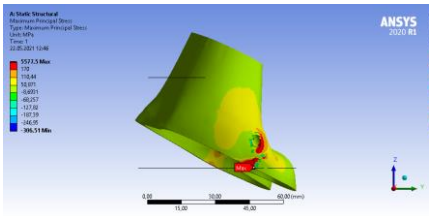

Рисунок 4.113 – Максимальные напряжения в метафизе, задача 1 (вид справа)

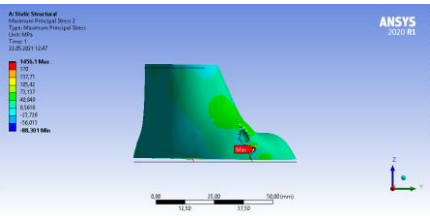

Рисунок 4.114 – Максимальные напряжения в метафизе, задача 2 (вид справа)

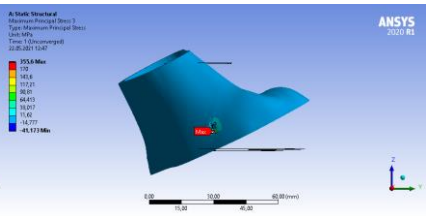

Рисунок 4.115 – Максимальные напряжения в метафизе, задача 3 (вид справа)

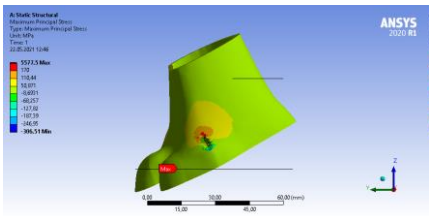

Рисунок 4.116 – Максимальные напряжения в метафизе, задача 1 (вид слева)

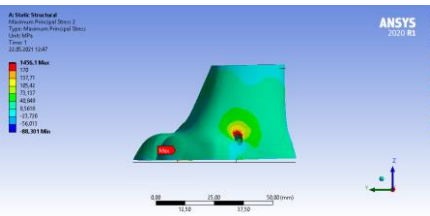

Рисунок 4.117 – Максимальные напряжения в метафизе, задача 2 (вид слева)

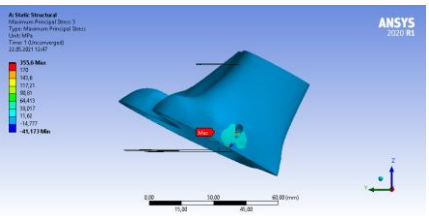

Рисунок 4.118 – Максимальные напряжения в метафизе, задача 3 (вид слева)

При работе над задачей в первую очередь обратили на себя внимание трудности позиционирования металлоконструкций в следствии сложности анатомии дистального отдела бедренной кости. Ни в одной из трех задач не было достигнуто стопроцентное прилегание пластин к кости, что указывает на сложности интраоперационного позиционирования металлоконструкций и как следствие ведет к дополнительным деформациям пластин и винтов [4]. Получившиеся результаты нет смысла сравнивать с компьютерной томографией поскольку невооруженным взглядом видно, что итог задач 1 и 3 физически невозможен. В задаче рассматривается продольный рост кости с исключением

любых сдерживающих факторов, кроме медицинских пластин и винтов, соответственно получившийся результат анализируется с этой поправкой. Поскольку на кость оказывается множество иных сдерживающих факторов, которые в данной постановке не рассматривались (например, убрано ограничение перемещений на торцевой поверхности участка кости), результат задачи 1 и 3 получился несоответствующим реальности. Стоит отметить, что расчеты задачи 1 и 2 успешно завершились, а расчет третьей задачи не завершился. Промежуточные расчеты для третьей задачи с постепенным возвращением смещенной пластины к исходному месту также не завершились, что свидетельствует о возникновении недопустимых для дальнейших расчетов деформаций, что может быть следствием неправильной постановки задачи.

Проанализируем полученный результат. Для этого выведем гистограммы максимальных значений полученных расчетов (см. рис. 4.119 – 4.123).

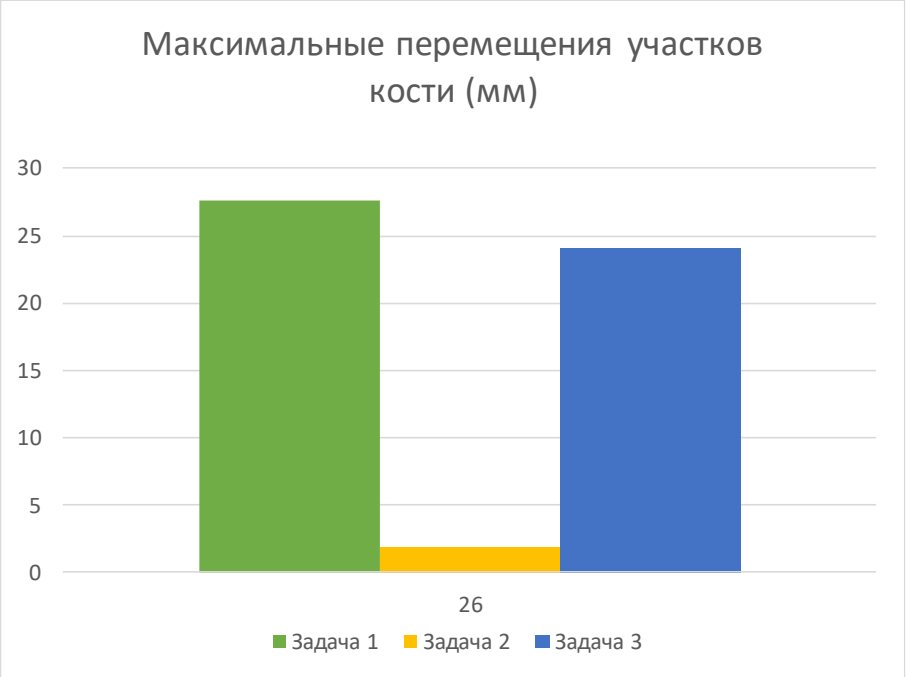

Рисунок 4.119 – Максимальные перемещения участков кости

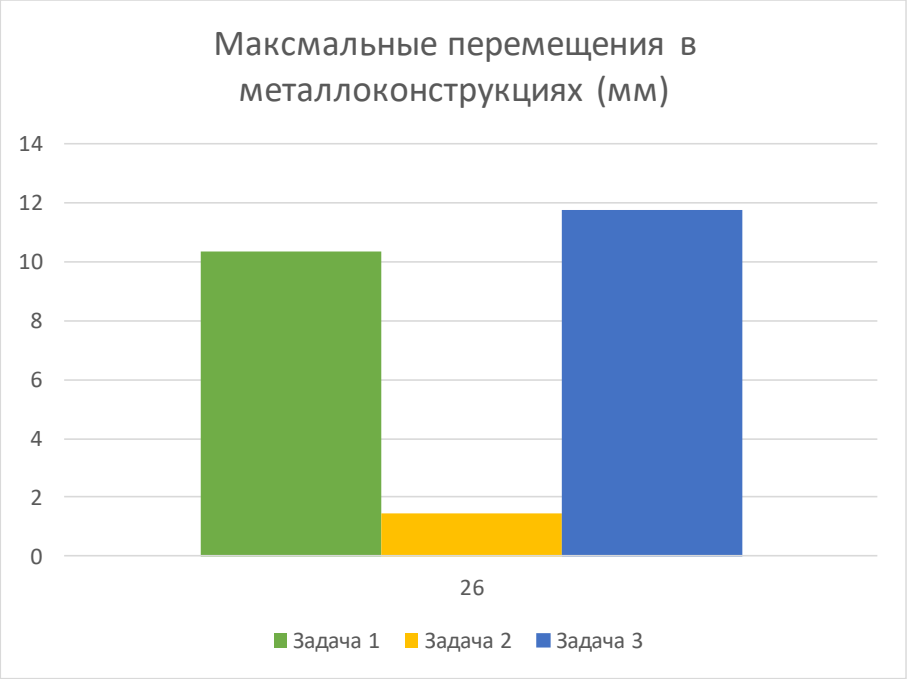

Рисунок 4.120 – Максимальные перемещения в металлоконструкциях

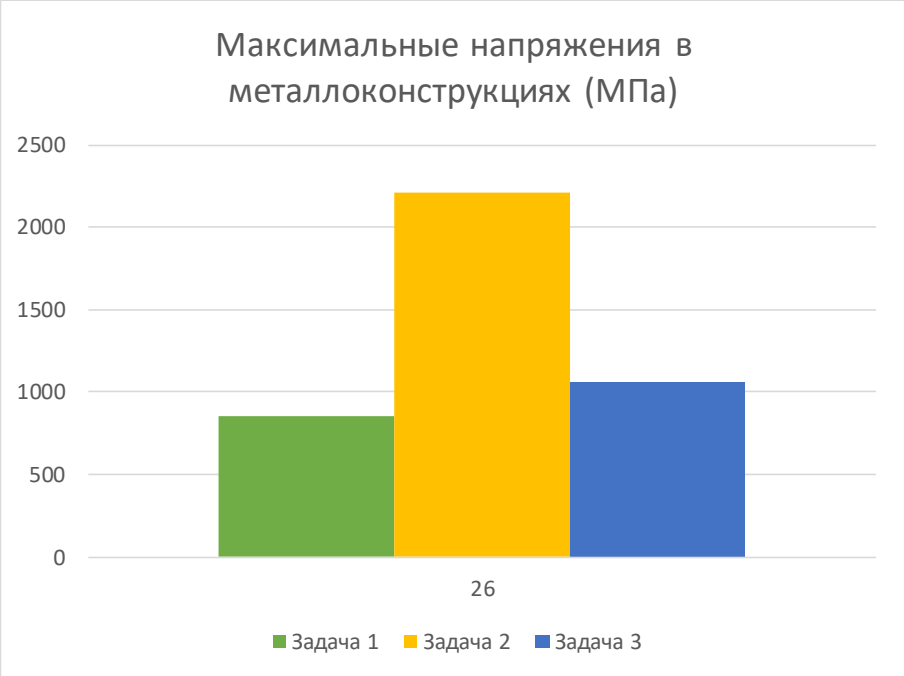

Рисунок 4.121 – Максимальные напряжения в металлоконструкциях

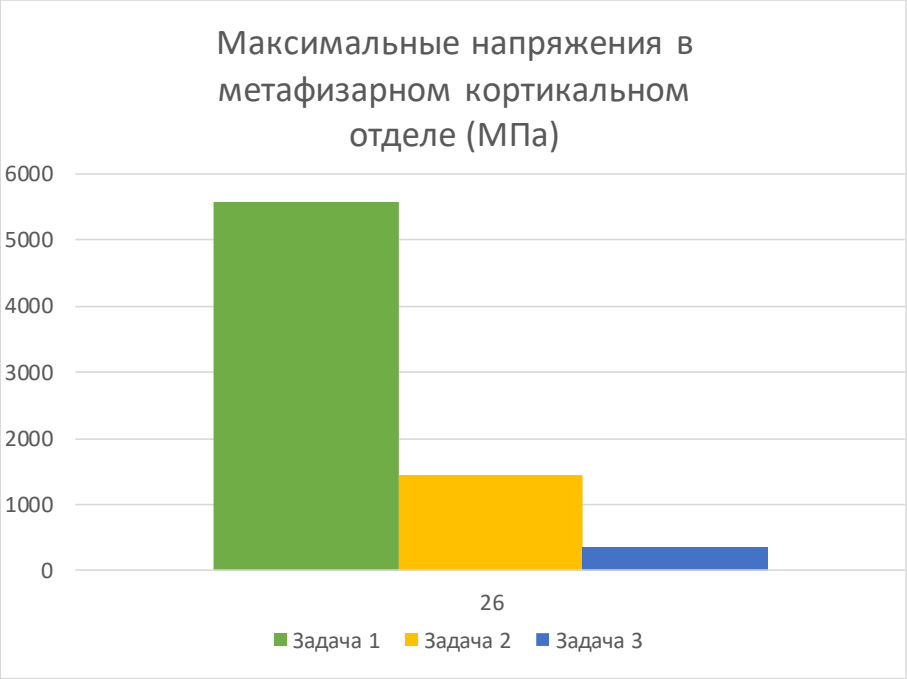

Рисунок 4.122 – Максимальные напряжения в метафизарном кортикальном отделе

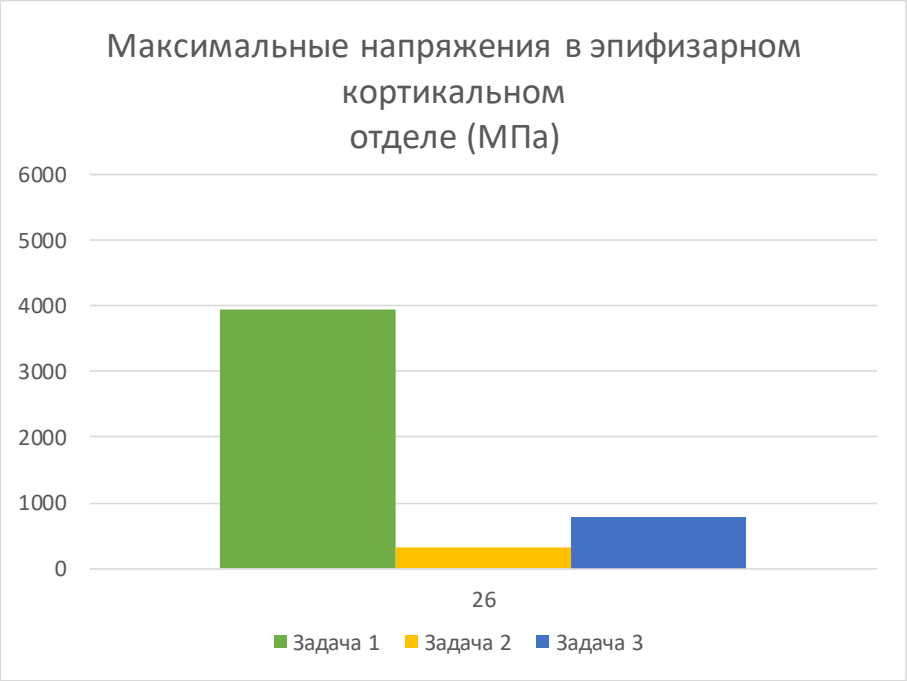

Рисунок 4.123 – Максимальные напряжения в эпифизарном кортикальном отделе

В задаче 1 создаваемые зоной роста напряжения в области эпифизарных винтов оказались чрезмерными, что скорее всего приведет к разрушению костной ткани (резорбции). Также в задаче 1 происходит перегрузки костной

ткани в области метафизарных винтов, что также может привести к резорбции. Разрушение костной ткани в области эпифизарных винтов более критично, тк неизбежно повлечет за собой травматизацию и возможное закрытие всей зоны роста. Ко всему прочему ассиметричное смещение метафизарного фрагмента кости указывает на неравномерное распределение напряжений на зону роста и как следствие формирование вторичных деформаций кости в сагиттальной плоскости. Резорбция костной такни в задаче 1 вызвана положением пластин. Такая постановка не справляется со сдерживанием роста в сагиттальной плоскости, а переводит его во фронтальную, те скручивает. Метафизарный участок смещается по направлению прикладываемого давления, создавая максимальные среди трех задач перемещения участков кости. Соответственно, винты начинают воздействовать на костные отделы в двух проекциях и перегружают их. При этом, максимальные напряжения в металлоконструкциях здесь самые малые, поскольку металлоконструкции не сдерживают рост, а перенаправляют его. В задаче 2 данных перегрузок выявлено не было, что в купе самыми малыми среди трех задач перемещениями, позволяет предположить, что такое расположение пластин является оптимальным. Максимальные напряжения в металлоконструкциях здесь самые большие. Это следствие успешного сдерживания роста. Напряжения в метафизарных и эфифизарных отделах кортикальной кости, создаваемые зоной роста, в задаче 3 малы в сравнении с напряжениями, получившимися в задаче 1, хотя ожидаемый результат предполагал наличие напряжений, равных по величине задаче 1. Сравнительно малые напряжения в области метафизарных и эфифизарных винтов объясняются тем, что задача не завершилась, поэтому проводить анализ напряжений костных отделов для задачи 3 будет неправильным. Однако, несмотря на то, что задача не досчиталась, видно, что такая постановка пластин приведет к деформациям, аналогичным задаче 1, но в другом направлении. Перемещения участков кости здесь вторые по величине, но явно прослеживаются взаимные проникновения метафизарного участка в эпифизарный. Максимальные напряжения в

металлоконструкциях здесь вторые по величине, однако, не сильно отличаются от задачи 1. Получившийся в задаче 3 результат говорит о том, что в физической модели такая постановка пластин с большей долей вероятности приведет к осложнениям у пациента, чем две предыдущие.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения выпускной квалификационной работы были построены модели бедренных костей с 8-образными пластинами и винтами, проведены численные расчеты зависимости напряжений, возникающих в кости, при установке различных конструкций для временного эпифизеодеза.

Были изучены различные материалы о механических свойствах бедренной кости и процедуре эпифизеодеза. При помощи САПР SolidWorks смоделирован участок бедренной кости. Далее полученная модель преобразована и посчитана с применением свойств, описанных в Главе 2 данной работы, в системе конечно-элементного анализа ANSYS Workbench.

По результатам расчетов были сделаны следующие выводы:

1 Длина винтов практически не влияет на результат операции, однако установка их на расхождение даст меньшие напряжения, что обуславливает максимальный эффект от оперативного вмешательства;

2 Взаимное расположение пластин относительно друг друга влияет на результат операции. В задачах были получены перегрузки костной ткани в области метафизарных винтов, что может привести к разрушению костной ткани и возможному закрытию всей зоны роста. При неправильном позиционировании пластин у пациента с большей долей вероятности могут возникнуть осложнения.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1 Белова Е.Ю. Система поддержки принятия решений при лечении и реабилитации пациентов с переломами большеберцовой кости: диссертация. – Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), 2016. – 142 с;

2 Владимиров Ю.А., Рощупкин Д.И., Потапенко А.Я., Деев А.И. Биофизика: учебник. – М.: Медицина, 1983. – 272 с;

3 Гусарова, Н.Ф. Возрастная психология; (электронный ресурс); http://de.ifmo.ru/--books/0050/; 09.04.2021;

4 Кенис В.М., Моренко Е.С., Коршунов А.В., Клейманов Р.В. Численное моделирование напряжений в конструкции для временного гемиэпифизеодеза у пациентов с системными дисплазиями скелета: статья. – Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, № 1/2018. – 30 – 35 с;

5 Крутикова Н.Ю. Возрастные особенности костной прочности у новорожденных, детей раннего и дошкольного возраста (факторы риска, диагностика, профилактика, коррекция нарушений): диссертация. – М.: НМИЦ ДГОИ им. Дмитрия Рогачева, 2012. – 250 с;

6 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: статья. – Днепропетровский национальный университет имени Олеся Гончара. – 6 с;

7 Моренко Е.С., Кенис В.М. Коррекция осевых деформаций коленного сустава у детей методом управляемого роста (обзор литературы): статья. – Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста, том 4 выпуск 1/2016. – 57 – 62 с;

8 Перцова С.С., Муслова С.А., Корнеева А.А., Синицына А.А., Стюревой Г.М., Зайцевой Н.В. Конспекты лекций по медицинской и биологической физике: конспект. – М.: МГМСУ им. А.И. Евдокимова, 2017. – 175 с;

9 Привес М.Г., Лысенков Н.К., Бушкович В.И. Анатомия человека: учебное пособие для высшей школы. – СПбМАПО, 2017. – 720 с;

10 Рыжов П.В., Пирогова Н.В., Шмельков А.В. Применение метода временного блокирования зон роста при лечении деформаций нижних конечностей у детей: статья. – Наука и инновации в медицине, 3(7)/2017. – 58 – 62 с;

11 Федорова Н.Н., Вальгер С.А., Данилов М.Н., Захарова Ю.В. Основы работы в ANSYS 17: книга. – М.: ДМК Пресс, 2017. – 210 с;

12 Balachandran Jeya. Механические свойства костной ткани: статья. – ФГБОУ ВО КГМУ Минздрава РФ, 2017. – 14 с;

13 Chiara Silvestri Dobrovolny, Malcolm Howard Ray. Development of a finite element model of the knee-thigh-hip of a 50th percentile male including ligaments and muscles: article. – International Journal of Crashworthiness, 2009. – 215 – 229 p;

14 Dassault Systemes SolidWorks Corporation. What's new solidworks 2019 (electronic resource); https://files.solidworks.com/Supportfiles/Whats_new/2019/English/whatsnew.pdf; 01.02.2020;

15 Donita I. Bylski-Austrow, Ph.D., Eric J. Wall, M.D., Matthew P. Rupert, M.S.E., Dennis R. Roy, M.D., and Alvin H. Crawford, M.D. Growth plate forces in the adolescent human knee: a radiographic and mechanical study of epiphyseal staples: article. – Journal of pediatric orthopaedics, Lippincott Williams & Wilkins, Inc., Philadelphia, 2001. – 21 p;

16 Elise F. Morgan, Ginu U. Unnikrisnan, Amira I. Hussein. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States: article. – Orthopaedic and Developmental Biomechanics Laboratory, Department of Mechanical Engineering, Boston University, Boston, Massachusetts 02215, USA, 2018. – 31 p;

17 Kelly Alvarez, Hideo Nakajima. Metallic Scaffolds for Bone Regeneration: article. – Materials, 2009. – 790 – 832 p;

18 Sebastián Irarrázaval, Pablo Besa, Francisco Fernández, Tomás Fernández, Maria Tuca, Maria J. Lira, Mario Orrego. Anterior and distal tunnel orientation for anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament is safer in patients with open growth plates; (electronic resource); https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00167-020-06229-5#citeas; 11.04.2021.