

Министерство образования и науки 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 БАКАЛАВРА

**ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО
СОСТОЯНИЯ БЕДРЕННОЙ КОСТИ
С УСТАНОВЛЕННЫМ ЭНДОПРОТЕЗОМ.
ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ФОРМ НОЖЕК.**

по направлению подготовки

01.03.03 Механика и математическое моделирование
профиль

01.03.03_02 Биомеханика и медицинская инженерия

Выполнила
студентка гр. 3630103/70201

А.С. Соколова

Руководитель
доцент, к.ф.-м.н.

О.С. Лобода

Санкт-Петербург

2021

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ПЕТРА ВЕЛИКОГО
Институт прикладной математики и механики

УТВЕРЖДАЮ

Директор

Высшей школы теоретической
механики

А.М. Кривцов

« » _____ 2021 г.

ЗАДАНИЕ

по выполнению выпускной квалификационной работы

студенту Соколовой Анастасии Сергеевне, группы 3630103/70201

1. Тема работы: Исследование напряженно-деформированного состояния бедренной кости с установленным эндопротезом. Оценка влияния различных форм ножек.
2. Срок сдачи студентом законченной работы: 14 июня 2021г.
3. Исходные данные по работе: Актуальные научные публикации, отражающие тему исследования, медицинские справочники, дополнительная литература.
4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): исследование НДС бедренной кости с установленным эндопротезом, для этого построение содержательных пространственных моделей как бедренной кости, так и ножки эндопротеза. Численное решение статической и динамической задач.
5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): не предусмотрены
6. Консультанты по работе: не предусмотрены

7. Дата выдачи задания 1 февраля 2021г.

Руководитель ВКР

О.С. Лобода

Задание принял к исполнению 1 февраля 2021г.

Студент

А.С. Соколова

РЕФЕРАТ

На 48 с., 26 рисунков, 4 таблицы, 2 приложения.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ, ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ, ПРОСТРАНСТВЕННАЯ МОДЕЛЬ, НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ, КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ, ДИАФИЗ, ПРОКСИМАЛЬНЫЙ ЭПИФИЗ, ДИСТАЛЬНЫЙ ЭПИФИЗ, ЛАТЕРАЛЬНАЯ СТОРОНА, МЕДИАЛЬНАЯ СТОРОНА.

Тема выпускной квалификационной работы: «Исследование напряженно-деформированного состояния бедренной кости с установленным эндопротезом. Оценка влияния различных форм ножек».

В данной работе будет проведено ремоделирование операции эндопротезирования тазобедренного сустава. Построены пространственные модели бедренной кости и пяти типов ножек, отличающихся формой поперечного сечения. Проведен их сравнительный анализ, с целью выявления той, значения напряжений и деформаций при которой будут попадать в диапазон абсолютной стабильности модели. Для корректного обоснования адекватности системы «кость-эндопротез» численно решены две задачи, со статическим и динамическим нагружением дистального эпифиза бедренной кости.

ABSTRACT

48 pages, 26 pictures, 4 tables, 2 applications.

KEYWORDS: HIP JOINT, ENDOPROSTHETICS, SPATIAL MODEL, STRESS-DEFORMED STATE, FINITE ELEMENTAL ANALYSIS, DIAPHYSIS, PROXIMAL EPIPHYSIS.

The theme of the final qualifying work: “Study of the stress-strain state of the femur with the installed endoprosthesis. Assessment of the influence of different forms of body.

In this work, the remodeling of the hip replacement surgery will be carried out. Spatial models of the femur and five types of body, differing in the shape of the cross-section, were constructed, and their comparative analysis was carried out in order to identify the one, the values of stresses and deformations at which would fall within the range of absolute stability of the model. To correctly substantiate the adequacy of the "bone-endoprosthesis" system, two objective will be solved numerically, with static and dynamic load attached to the distal femoral epiphysis.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	6
ГЛАВА 1. ИССЛЕДОВАНИЕ ХАРАКТЕРНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ	8
1.1 Анатомия и физиологические особенности тазобедренного сустава	8
1.2 Показания к оперативному вмешательству – эндопротезированию тазобедренного сустава	9
1.3 Конструктивные особенности эндопротеза тазобедренного сустава.....	10
1.4 Выбор оптимального метода исследования НДС системы кость-эндопротез	11
1.5 Физико-механические свойства и прочностные характеристики материалов.	12
1.6 Цели, задачи и порядок проведения исследования.....	12
ГЛАВА 2. ПОСТРОЕНИЕ ТВЕРДОТЕЛЬНОЙ МОДЕЛИ «КОСТЬ - ЭНДОПРОТЕЗ».....	14
2.1 Работа со снимками компьютерной томографии в программном комплексе Materialise Mimics Medical 21.0.....	14
2.2 Создание твердотельной 3-D модели бедренного компонента эндопротеза – ножки в программном комплексе автоматизированного проектирования SolidWorks	15
2.3 Построение твердотельной модели «кость-эндопротез» в программном пакете 3- matic Medical 13.0. Задание физико-механических свойств материалов и формирование КЭ сетки 18	
2.3.1 Формирование КЭ сетки	20
2.3.2 Задание физико-механических свойств материалов	21
2.4 Характеристика полученной пространственной модели.....	23
ГЛАВА 3. ПОИСК ЧИСЛЕННОГО РЕШЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ЗАДАЧИ ПРИ ПОМОЩИ МКЭ	23
3.1 Построение конечно-элементной модели «кость-эндопротез»	23
3.2 Статическая постановка задачи	25
3.2.1 Условия нагружения, закрепления и контактного взаимодействия	25
3.2.2 Полученная картина распределения напряжений и деформаций при функциональной нагрузке для разного типа ножек, закрепленных в канале бедренной кости 27	
3.2.3 Модальный анализ.....	34
3.2.4 Основания, доказывающие корректность модели.....	35
3.3 Динамическая постановка задачи	35
3.3.1 Математическое моделирование ходьбы	35
3.3.2 Задание кинематических и силовых граничных условий.....	37
3.3.3 Картина распределения напряжений и перемещений при динамической постановке.....	38

ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	40
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	42
Приложение 1. Напряжения, возникающие в бедренной кости в момент совершения одного шага	45
Приложение 2. Деформации, возникающие в бедренной кости в момент совершения одного шага	47

ВВЕДЕНИЕ

Тазобедренный сустав (ТБС) – самый крупный сустав опорно-двигательного аппарата человека. Сформированный за счет соединения головки бедренной кости и вертлужной впадины тазовой кости, несет основную силовую нагрузку при передвижении, беге, переносе тяжестей. При возникновении дегенеративных изменений, появлении болевых ощущений в кости, эффективность быстрого медицинского вмешательства будет значительно выше. Несвоевременное обнаружение патологий провоцирует рост частичной или полной потери двигательной активности человека, атрофию мышц, снижение трудоспособности.

При наличии поражений, когда консервативное лечение не может обеспечить возобновления нормальной амплитуды передвижения, ликвидировать боль, принимается решение об эндопротезировании тазобедренного сустава (ЭТС). В процессе которого происходит извлечение пораженных элементов сустава и замена их на искусственные протезы.

Бедренный компонент эндопротеза изготавливают преимущественно из титана. Это обусловлено хорошей биосовместимостью металла, отсутствием потенциальной аллергической опасности, низким модулем упругости и высокой удельной прочностью.

Ежегодно в мире проводится более 1,5 млн. операций по первичному эндопротезированию тазобедренного сустава. К 2025 году эта цифра достигнет 2.1 млн., а к 2030 уже 4.4 млн. [9]. Количество повторных операций составляет 10% от первичных, здесь также виден рост абсолютных значений с течением времени.

На долю России на сегодняшний день приходится не менее 300 тысяч операций в год. Поэтому так важно продлить срок службы протеза, избежать последующего ревизионного вмешательства и предотвратить возникновение постоперационных осложнений.

Характерной причиной проведения повторной операции является обнаружение так называемой асептической нестабильности. Ножка эндопротеза теряет свою фиксацию в канале бедренной кости, что приводит к расшатыванию бедренного компонента. Из различных источников можно установить, что вероятность данного осложнения колеблется в пределах от 25 до 60% [6].

Существует два основных фактора, влияющих на длительную жизнеспособность модели «кость-имплантат» - это правильная первичная фиксация протеза в кости пациента и, в длительном постоперационном периоде, отсутствие критических значений напряжений, как в кости, так и в имплантате.

В данной работе будет проведен сравнительный анализ геометрических форм поперечного сечения ножек эндопротеза, с целью выявления той, при которой значения определяемых величин не будут критическими и в лучшем случае попадают в диапазон абсолютной стабильности модели.

На сегодня единственным методом численного исследования НДС модели является МКЭ, используя который можно получить картину распределения напряжений и деформаций в костных структурах под действием физиологических нагрузок.

ГЛАВА 1. ИССЛЕДОВАНИЕ ХАРАКТЕРНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ

1.1 Анатомия и физиологические особенности тазобедренного сустава

Тазобедренный сустав сформирован полулунной поверхностью вертлужной впадины и головкой бедренной кости. По своим морфологическим особенностям относится к шаровидным суставам ограниченного типа (чашеобразный). Являясь основным опорным механизмом, реализует как устойчивость скелета, так и подвижность ноги вокруг трех осей: фронтальной (сгибание/разгибание), сагиттальной (отведение/приведение) и вертикальной (вращение внутрь/наружу).

Головка бедренной кости представляет собой эллипсоид, покрытый гиалиновым хрящом, толщина которого максимальна на верхнем полюсе, испытывающем большее давление.

Вертлужная впадина образована слиянием трех костей: подвздошной, седалищной и лобковой, обрамленных волокнисто-хрящевым образованием – вертлужной губой.

Хрящевые ткани, благодаря упругой, прочной и обтекаемой структуре, не только осуществляют оптимальное скольжение костей друг относительно друга, но и выполняют роль амортизатора, равномерно распределяя приложенную нагрузку.

Строение хряща представляет собой сетку из коллагеновых волокон с вплетенными в нее молекулами протеогликанами, задача которых регулировать поглощение и выделение воды в суставе. Потеря упругих свойств хрящевой ткани с возрастом напрямую связана с уменьшением количества воды (у молодых людей вода составляет до 70% всей массы хряща).

Также неотъемлемо наличие суставной капсулы. Прикрепленная по окружности вертлужной впадины, она сохраняет целостность суставной

жидкости. Которая в свою очередь питает хрящ, выполняет смазывающую функцию и защищает кости от истирания.

1.2 Показания к оперативному вмешательству – эндопротезированию тазобедренного сустава

Эндопротезирование тазобедренного сустава (ЭТС) – оперативное вмешательство, которое предполагает извлечение пораженных или изношенных частей костной ткани и замену их на искусственные имплантаты.

Однозначно можно выделить три основных показания к тотальному эндопротезированию тазобедренного сустава (ТЭТБС) – это артроз тазобедренного сустава (коксартроз), асептический некроз головки бедренной кости (АНГБК) и перелом проксимального отдела бедренной кости (ПОБК).

Коксартроз – это дегенеративное заболевание, которое обусловлено разрушением хрящевой ткани. Истончение амортизационного слоя в виде хряща приводит к большему давлению костей друг на друга. Поверхности сустава перестают быть гладкими и приобретают рельеф в виде микропереломов и костных разрастаний (остеофитов) на головке бедра. Трение в суставе увеличивается, провоцируя сильную боль и деформацию опорно-двигательного аппарата.

АНГБК является следствием потери кровоснабжения головки бедренной кости и ее фактическим разрушением. Появление несоответствий форм вертлужной впадины и головки, разрушение костной ткани вызывают боль в суставе и утрату нормальной амплитуды движений.

Перелом ПОБК представляет собой потерю целостности бедренной кости, в 90 % случаев возникающей при падении с высоты, не превышающей рост человека.

Структура диагнозов на основании данных регистра эндопротезирования РНИИТО им. Р.Р. Вредена включает, что 81.2 % пациентов была проведена операция ТЭТБС в связи с коксартрозом, 6.48 %

был поставлен диагноз АНГБК и 2.1 % имели перелом ПОБК (соответственно 30342, 2424 и 782 диагнозов из 37373). [13]

1.3 Конструктивные особенности эндопротеза тазобедренного сустава

Эндопротез тазобедренного сустава ремоделирует поврежденные костные ткани, формирующие сустав. Вертлужный компонент представляет собой сферическую чашку, повторяющую поверхность вертлужной впадины. Бедренный компонент, состоящий из ножки и головки, воссоздает эпифиз бедренной кости. Выполняет амортизационную роль и обеспечивает свободное скольжение компонентов друг относительно друга вкладыш, размещенный в неподвижном модуле протеза (чашке).

Тип фиксации, как ножки эндопротеза в костномозговом канале бедренной кости, так и чашки в вертлужной впадине тазовой кости, может быть цементным и бесцементным. Первый предполагает использование удерживающего полимерного цемента, предпочтителен в выборе для старшей возрастной группы при наличии осложняющих проведение операции заболеваний, например, остеопороза. Проникая в костную ткань, цемент снижает ее пористость и делает систему кость-имплант более стабильной. Бесцементный тип предусматривает установку протеза по методу «плотной посадки», его вколачивание в ткань, после того, как форма кости будет адаптирована под геометрию имплантата. В отдаленном реабилитационном периоде происходит врастание костной ткани в специально нанесенное пористое покрытие или каналы на поверхности эндопротеза, также обеспечивая надежное слияние биологического и искусственного тел.

На сегодняшний день геометрия бедренного компонента представляет высокий интерес в связи с большей вариативностью форм. Помимо индивидуальных анатомо-морфологических особенностей строения бедренной кости, влияющих на шеечно-диафизарный угол и офсет ножки эндопротеза, существует еще один важный параметр формы – поперечное сечение.

Шеечно-диафизарный угол определяет наклон шейки бедра относительно продольной оси бедренной кости в вертикальной плоскости. Офсет характеризует горизонтальное расстояние от вершины конуса ножки протеза до той же продольной оси.

В поперечном сечении ножки могут быть коническими, цилиндрическими, прямоугольными, в форме клина или двойного клина. Задача хирурга - добиться равномерного распределения нагрузки на кость не только по окружности канала, но и в верхней и нижней ее частях.

1.4 Выбор оптимального метода исследования НДС системы кость-эндопротез

Для задач современной биомеханики характерны сложность рассматриваемой геометрии, присущая костной ткани анизотропия свойств, необходимость учета контактного взаимодействия между элементами системы, затруднительность задания условий нагружения или закрепления. Получение аналитического решения перестает быть возможным или требует сильного упрощения модели, искомым параметрам материалов, по которым и должен строиться анализ поведения системы. Следствием чего будет недостоверность полученных результатов.

Экспериментальные методы исследования также имеют ряд ограничений, связанных с недостаточной технической оснащенностью при моделировании нагружения, обусловленного двигательной активностью человека. Труднореализуема задача регистрирования напряжений, возникающих внутри костной ткани.

МКЭ позволяет численно находить решение данных задач. Компьютерный инженерный анализ дает возможность создавать математические аналоги костей человека по данным компьютерной томографии, подобных биологическому прототипу. Исследовать механическое поведение системы, деформированное состояние сборных конструкций, фиксации переломов при функциональных нагрузках.

1.5 Физико-механические свойства и прочностные характеристики материалов.

Таблица 1.1

Физико-механические свойства материалов [3]

Материалы	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, г/см ³	Критическое напряжение, МПа
Титан	105-110-115	0.3-0.34	4.4-4.41	1020-1065-1110
Компактное вещество (кортикальная кость)	9.6-10-17.4	0.2-0.3-0.32	1.0-1.47-1.94	80-100.5-121
Губчатое вещество (спонгиозная кость)	0.5-1.5; 4.45-14.0	0.3	0.5-1.19-1.87	48-53.5-59

Предел прочности костной ткани при растяжении составляет около 100 МПа, относительная деформация достигает 1%.

Различные способы деформирования (нагружения) провоцируют вариативное поведение кости. Прочность на сжатие выше, чем на растяжение или изгиб. Максимальное значение продольной нагрузки, которую бедренная может выдержать, равняется 45000 Н, в то время как на изгиб существенно меньше - 2500 Н.

Критические эквивалентные напряжения по Мизесу, согласно таблице 1.1, для кортикальной костной ткани не должны превышать 121 МПа, для спонгиозной – 59 МПа.

Наличие малых упругих относительных перемещений в областях контакта кости с пористым покрытием ножки эндопротеза, равняющихся 20 мкм и меньше, говорят о хорошей биофиксации [2].

1.6 Цели, задачи и порядок проведения исследования

Целью данной исследовательской работы является анализ напряженно-деформированного состояния бедренной кости и ножки эндопротеза с метафизарно-диафизарным типом фиксации при функциональных нагрузках. Оценка влияния геометрии ножки эндопротеза. Процесс получения

адекватной картины НДС системы «кость-эндопротез» состоит из нескольких этапов, на каждом из которых предусмотрено решение своих задач:

1. Обработка снимков компьютерной томографии; построение геометрической твердотельной 3-D модели бедренной кости.
2. Исходя из анатомо-морфологических особенностей строения бедренной кости определение основных размеров будущего имплантата.
3. Создание твердотельной 3-D модели ножки эндопротеза.
4. Формирование модели «кость-эндопротез», задание физико-механических свойств материалов.
5. Построение конечно-элементной модели, учет контактного взаимодействия между элементами системы, задание условий нагружения и закрепления.
6. Анализ полученных результатов, опираясь на имеющиеся литературные данные.

ГЛАВА 2. ПОСТРОЕНИЕ ТВЕРДОТЕЛЬНОЙ МОДЕЛИ «КОСТЬ - ЭНДОПРОТЕЗ»

2.1 Работа со снимками компьютерной томографии в программном комплексе Materialise Mimics Medical 21.0

По снимкам компьютерной томографии с толщиной среза 0.5 мм в среде компьютерного моделирования Materialise Mimics Medical 21.0 была построена 3-D модель бедренной кости, полностью повторяющая реальную геометрию (Рис.2.1).

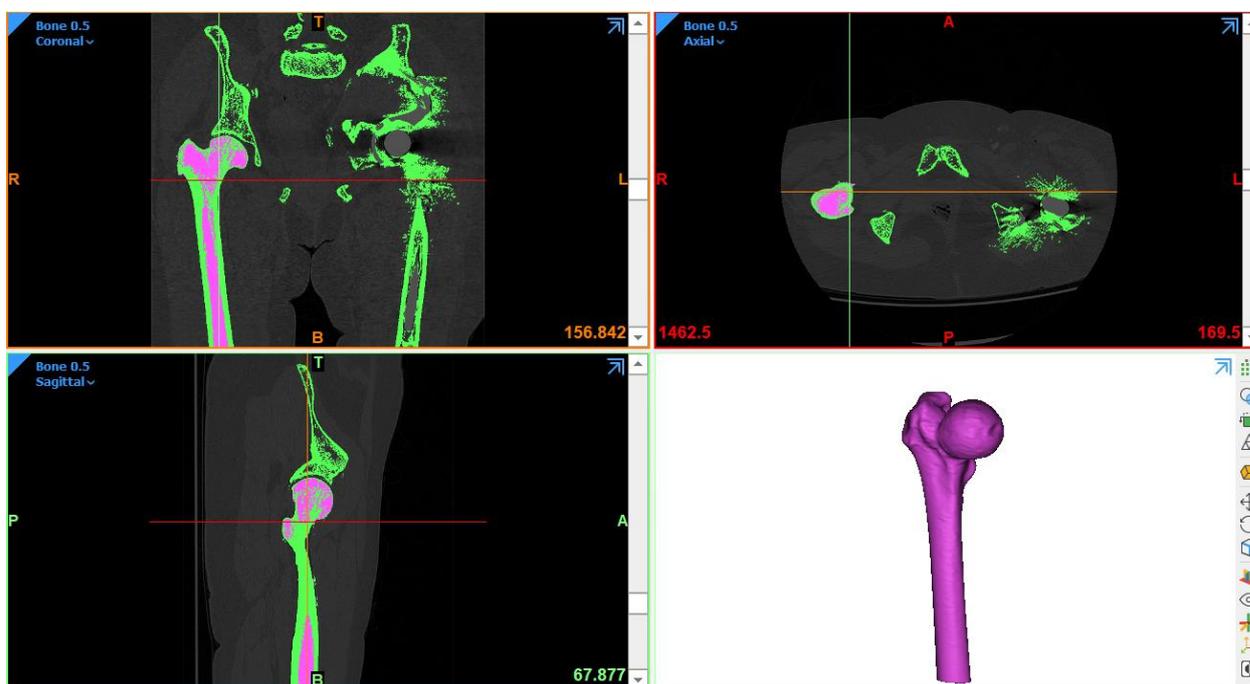


Рис.2.1. Получение пространственной модели бедренной кости

В процессе получения модели был использован ряд инструментов, основные из которых:

New Mask позволяет, опираясь на пороговые значения, отделить структуры, состоящие из костной ткани, от остальных.

Split Mask разделяет исходный Mask на два других. В нашем случае костный каркас будет поделен на часть с правой бедренной костью и вторую, включающую в себя, мало интересующие нас левую бедренную кость, тазовую кость, крестец и нижние отделы позвоночника.

Smart Fill исключает отверстия и полости в выбранной маске по глобальным и локальным заполнению.

Те отверстия, которые не были устранены автоматически, по слоям самостоятельно заполняем при помощи Edit Masks.

2.2 Создание твердотельной 3-D модели бедренного компонента эндопротеза – ножки в программном комплексе автоматизированного проектирования SolidWorks

Для дальнейшего получения объемной детали первостепенен эскиз. Реализовать который можно в пакете Solidworks при переходе на одну из основных плоскостей (Спереди, Сверху или Справа) или на созданной плоскости и нажатия кнопки Эскиз. Далее, воспользовавшись одним из основных инструментов, таких как: линия, окружность, дуга и др., создадим необходимый нам контур (Рис.2.2 а).

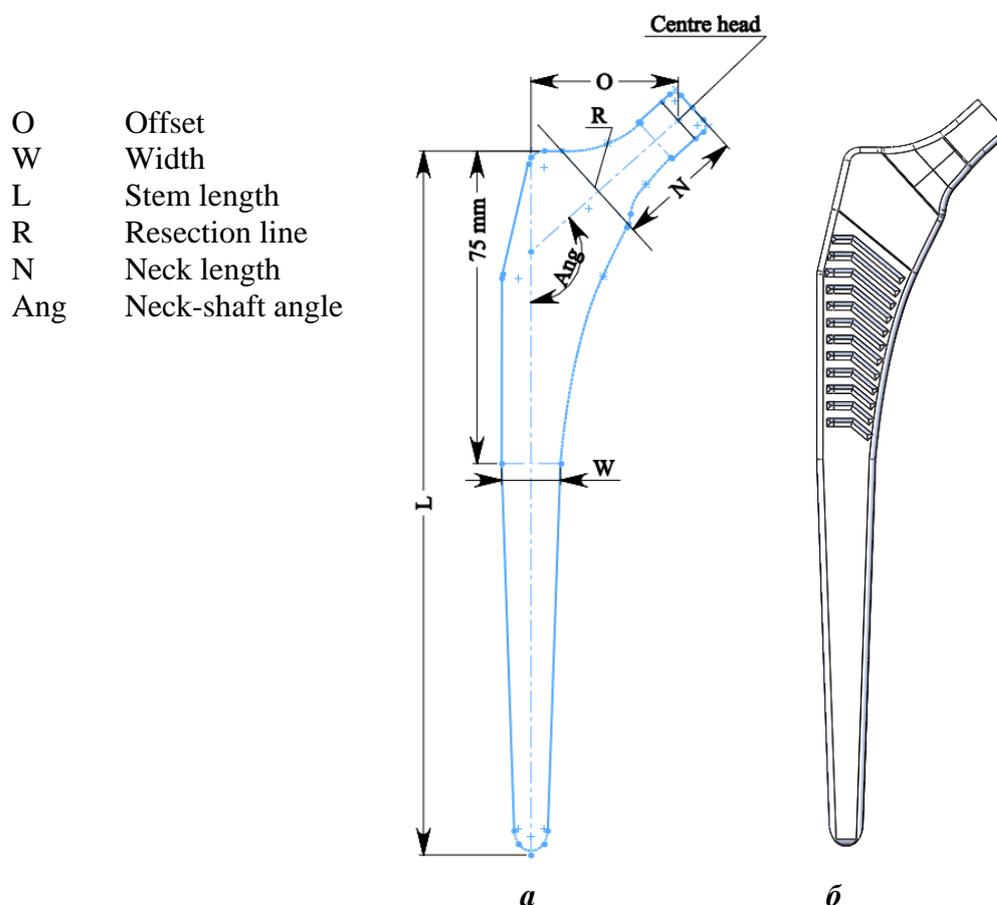
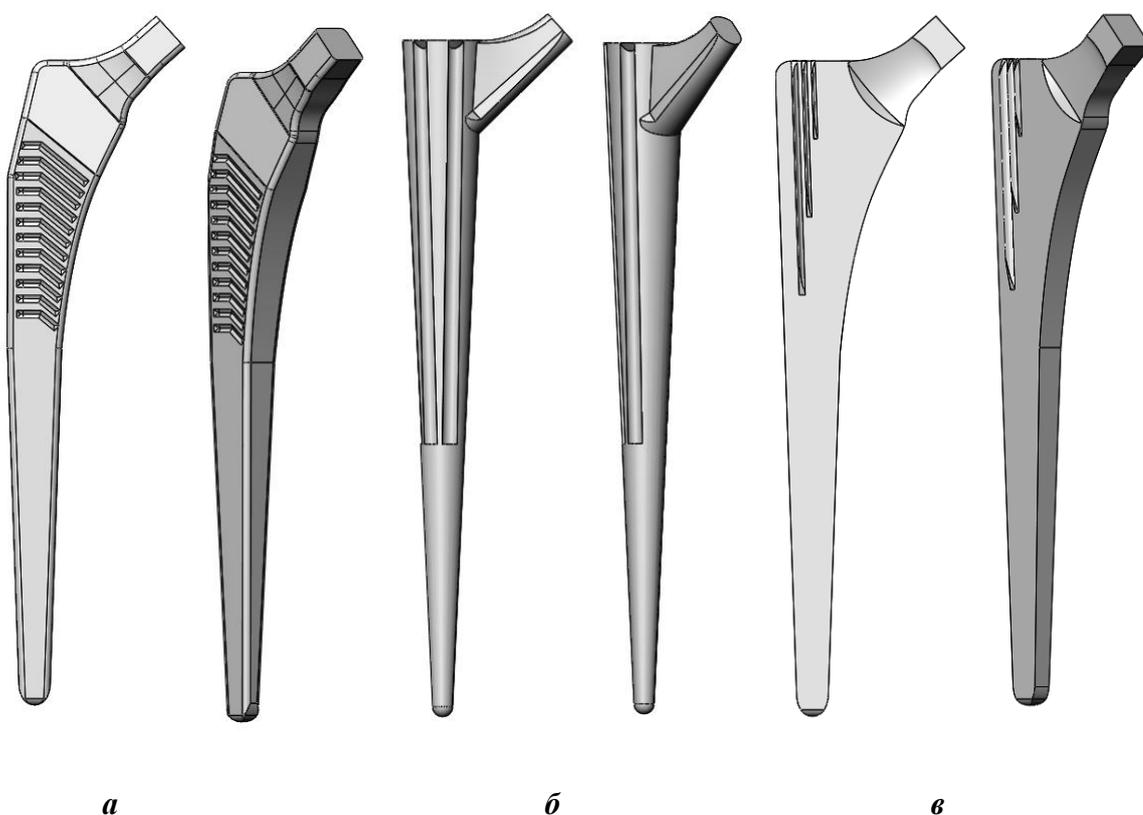


Рис.2.2. Построение пространственной модели ножки эндопротеза: а – эскиз, б – объемная модель

Создать объемную модель по эскизу можно при помощи инструментов: бобышка/основание по траектории, повернутая бобышка/основание, вытянутая бобышка/основание и др. Для достижения необходимого экстерьера использовались инструменты: вытянутый вырез, вырез по траектории, скругление, оболочка и др. (Рис.2.2 б).

Всего было построено пять форм ножек различного поперечного сечения: ножка конической формы, ножка клиновидной формы с прямым наружным краем, ножка клиновидной формы со скошенным наружным краем, ножка прямоугольного поперечного сечения, ножка цилиндрической формы (Рис.2.3). Усложнение геометрии за счет добавления дополнительных ребер жесткости имеет свои конструктивные преимущества в осуществлении эффекта прессовой посадки, дополнительной компрессии смещенной губчатой кости, усиленном поглощении сил вращения, увеличении контактной поверхности для лучшей биофиксации протеза.



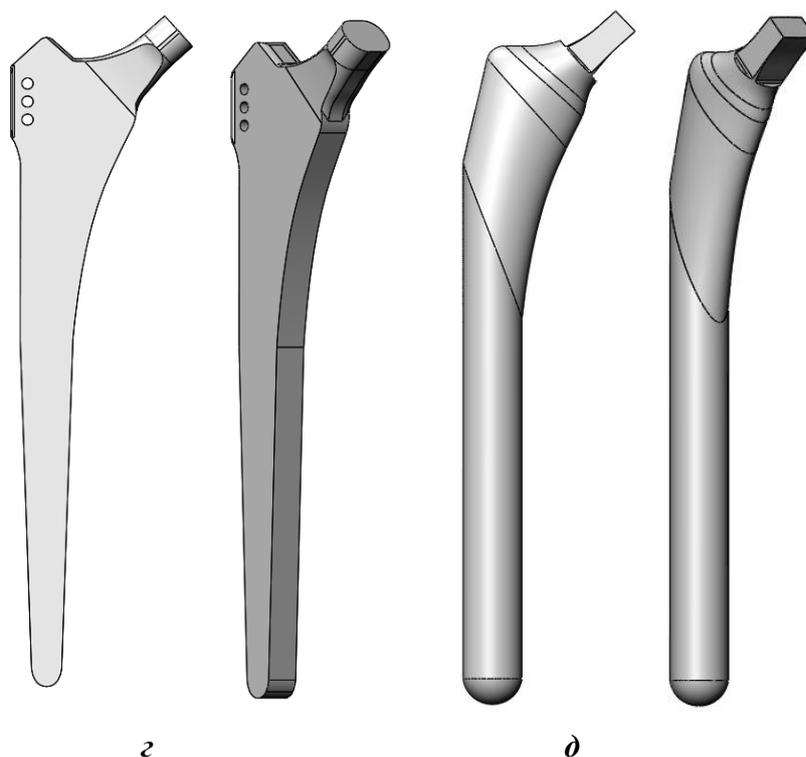


Рис.2.3. Геометрические формы ножек: а – ножка клиновидной формы со скошенным наружным краем, б – ножка конической формы, в – ножка клиновидной формы с прямым наружным краем, г – ножка прямоугольного поперечного сечения, д – ножка цилиндрической формы

Основные геометрические размеры подбирались исходя из анатомических особенностей строения бедренной кости пациента и идентичны для всех ножек (Табл.2.1).

Таблица 2.1

Геометрические параметры ножек	
Параметр	Значение, мм
Offset	35
Width	14
Stem length	169
Neck length	30
Neck-shaft angle	132°

Полученная стереолитографическая модель (STL-модель) бедренного компонента эндопротеза будет импортирована в программный комплекс 3-matic Medical 13.0 (который является инструментом анализа данных САПР) для последующего объединения с трехмерной моделью кости.

2.3 Построение твердотельной модели «кость-эндопротез» в программном пакете 3-matic Medical 13.0. Задание физико-механических свойств материалов и формирование КЭ сетки

При помощи программного пакета 3-matic Medical 13.0 выделенную бедренную кость стало возможно совместить с полученной ножкой эндопротеза. Была осуществлена так называемая сборка, в результате которой получена трехмерная твердотельная модель «кость-эндопротез».

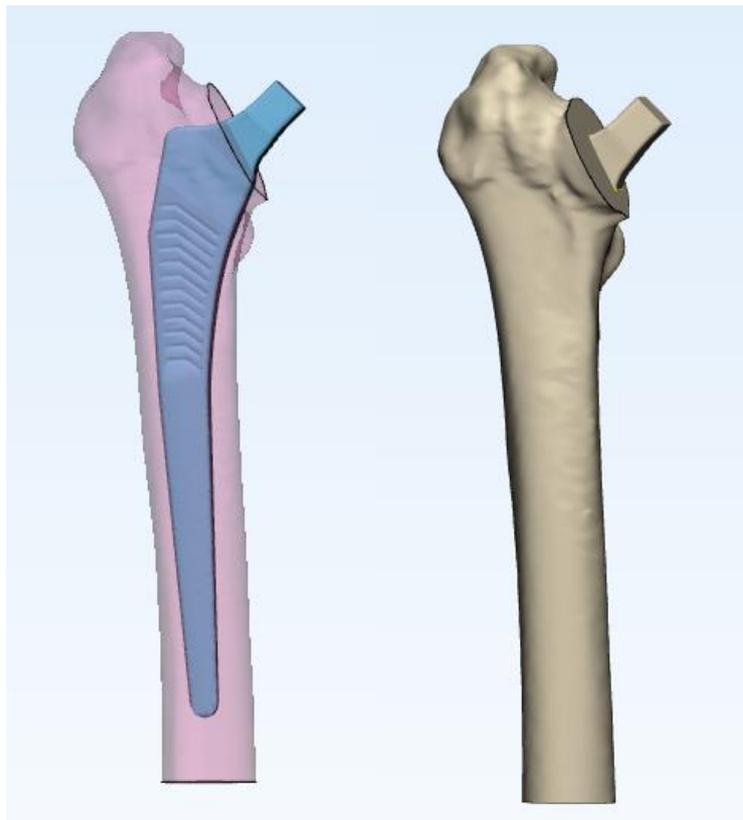


Рис.2.4. Формирование твердотельной модели «кость-эндопротез»

Существует девять типов крепления ножки эндопротеза, размещенной в проксимальном отделе бедренной кости.

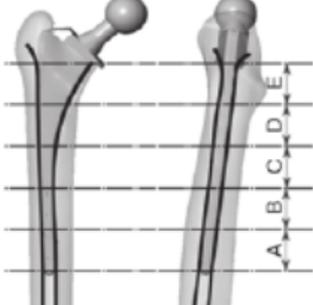
	Зона фиксации	Тип фиксации
	E	Опора на калькар
	DE	Опора на калькар и метафиз
	CDE	Метафизарный
	BCDE	Метафизарно-проксимально-диафизарный
	ABCDE	Метафизарно-диафизарный
	ABCD	Диафизарно-дистально-метафизарный
	ABC	Диафизарный
	AB	Диафизарный
	A	Диафизарный

Рис.2.5. Типы фиксации ножек в канале бедренной кости [7, с.50]

При типах крепления, обозначенных на рис.2.5 желтым цветом максимальные напряжения, возникающие в имплантате, сконцентрированы с медиальной стороны, в месте контакта кортикальной кости и диафизарного отдела ножки. При типах фиксации, обозначенных зеленым цветом, напряжения равномерно распределены, как с латеральной, так и с медиальной сторон. [7]

Таким образом, большая площадь контакта костных структур и эндопротеза препятствует возникновению опасного уровня напряжений в бедренной кости, способствует меньшему изгибу ножки под действием функциональной нагрузки. Модель «кость-эндопротез» приобретает жесткость.

Также следует отметить, что в момент нагружения изгиб ножки влияет на уменьшение площади контакта. Распределение напряжений можно считать адекватным при достижении контакта ножки с костью $\geq 50\%$.

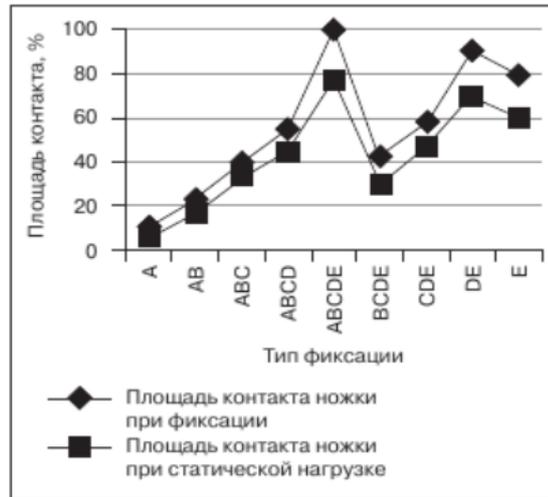


Рис.2.6. Площадь контакта ножки эндопротеза с костной тканью при фиксации и приложении статической нагрузки [7, с.53]

Опираясь на результаты проведенного исследования (Рис.2.6), для достижения максимальной площади контакта, и в последующем предотвращения развития асептической нестабильности, размещаем ножку протеза согласно требованиям метафизарно-диафизарного типа крепления. Предполагаем, что костномозговой канал бедренной кости точно совпадает с поверхностью соприкосновения ножки.

2.3.1 Формирование КЭ сетки

Для дальнейшего получения численного решения задачи о НДС системы «кость-эндопротез» необходимо построить конечно-элементную сетку (Рис.2.7). Сетка строится в том же программном пакете 3-matic Medical 13.0, а позже импортируется в систему КЭ анализа Ansys.

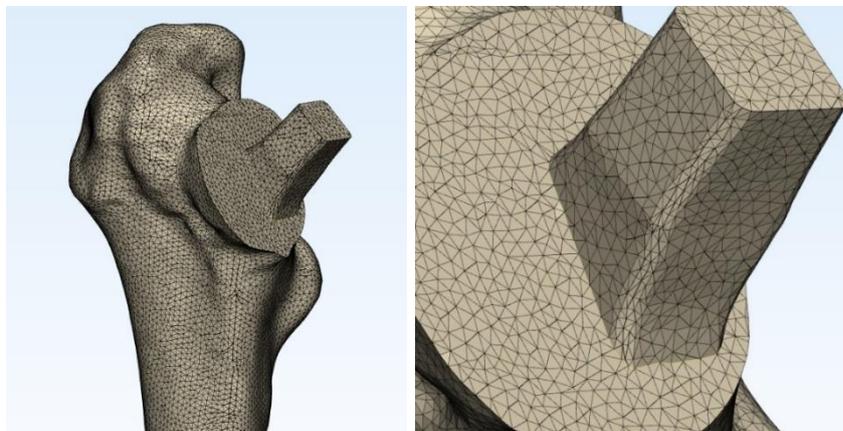


Рис.2.7. Сгенерированная сетка на проксимальном эпифизе бедренной кости

Сетка была построена с использованием инструмента Adaptive Remesh, позволившим автоматически состыковать узлы на поверхности ножки и бедренной кости. Максимальная длина ребра треугольного элемента составляет 1 мм.

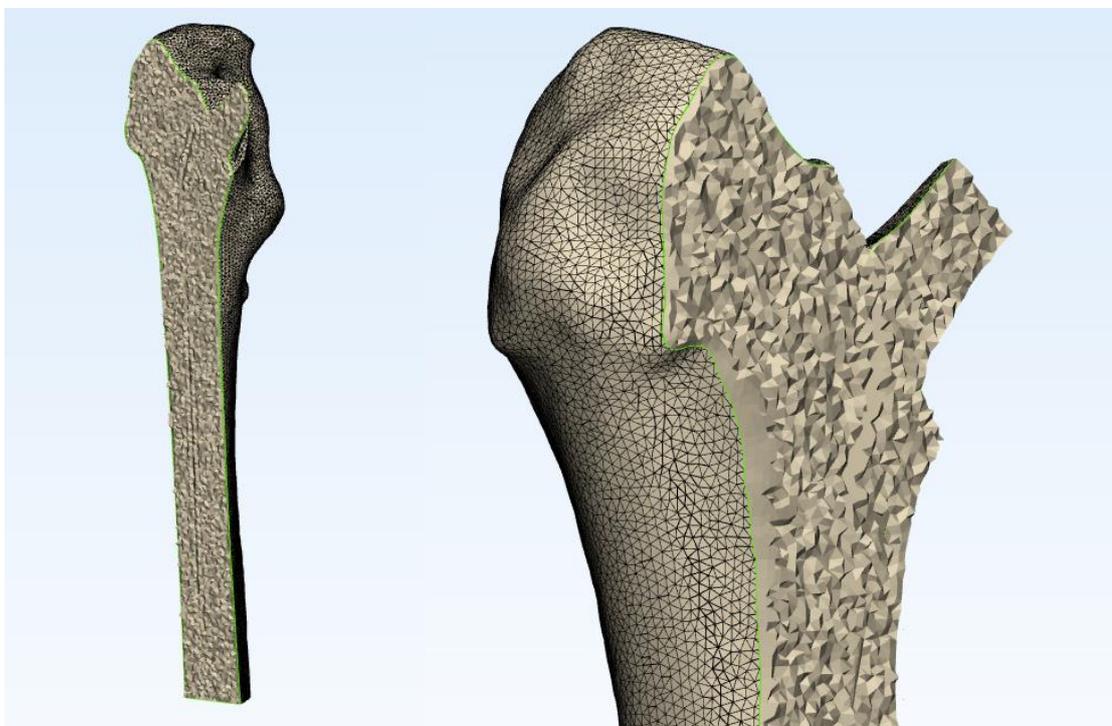


Рис.2.8. Объемная сетка диафиза и проксимального эпифиза бедренной кости

Также при помощи инструмента Create Volume Mesh по оригинальной поверхностной сетке была сгенерирована четырехгранная объемная для выбранного объекта (Рис.2.8). Максимальная длина ребра результирующей сетки не превышает 3 мм. В дополнении к этому параметру, уточняем, чтобы тетраэдры, по возможности не имели ребро длиннее 4 мм.

2.3.2 Задание физико-механических свойств материалов

В качестве параметров, определяющих свойства материалов, как протеза, так и бедренной кости выступают плотность, модуль Юнга и коэффициент Пуассона (Табл.2.2).

Значения задавались на основе литературных данных, соответствующих характеристикам костной ткани людей средней возрастной группы без костных патологий.

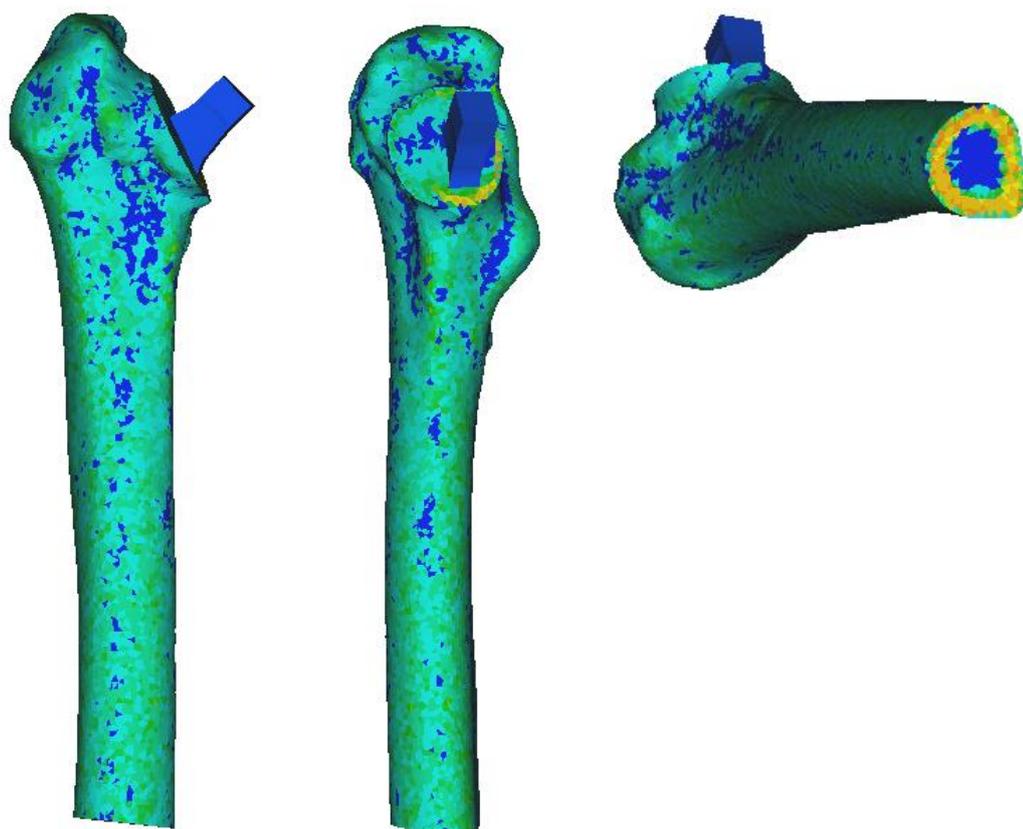
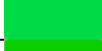


Рис.2.9. Распределение свойств костной ткани по пространственной модели бедренной кости

Таблица 2.2

Параметры, определяющие свойства материалов

Бедренная кость	Плотность, кг/м ³	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
	50	10.399	0.3
	143.276	86.2922	0.3
	327.837	455.547	0.3
	512.398	1117.82	0.3
	696.959	2074.47	0.3
	881.52	3326.42	0.3
	1066.08	4874.37	0.3
	1250.64	6718.89	0.3
	1435.2	8860.45	0.3

Продолжение табл.2.2

		1619.76	11299.5	0.3
		1804.33	14036.3	0.3
Ножка эндопротеза				
		4500	55000	0.33

К каждому элементу объемной сетки будут привязаны те свойства материала, которые его характеризуют (Рис.2.9).

2.4 Характеристика полученной пространственной модели

В данной биомеханической задаче рассматривается правая бедренная кость пациентки, возраст которой 55 лет. Осуществлено матмоделирование операции эндопротезирования тазобедренного сустава с внедрением в костно-мозговой канал титанового имплантата. Тип фиксации протеза в костной ткани выбран метафизарно-диафизарный, способ закрепления – бесцементный. К материалам применены, характеризующие их, физико-механические свойства. Пять типов ножек будут последовательно помещены в канал бедренной кости, характеристики каждой из последующих моделей будут идентичны.

ГЛАВА 3. ПОИСК ЧИСЛЕННОГО РЕШЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ЗАДАЧИ ПРИ ПОМОЩИ МКЭ

3.1 Построение конечно-элементной модели «кость-эндопротез»

Так как сетка для реализации численного решения была создана ранее, остается только ее импортировать в систему КЭ анализа Ansys.

Реализовать это возможно при помощи дополнительного компонента системы External Model. Основной системой анализа, в которой будет проводиться главный инженерный расчет выступает Static Structural (Рис.3.1).

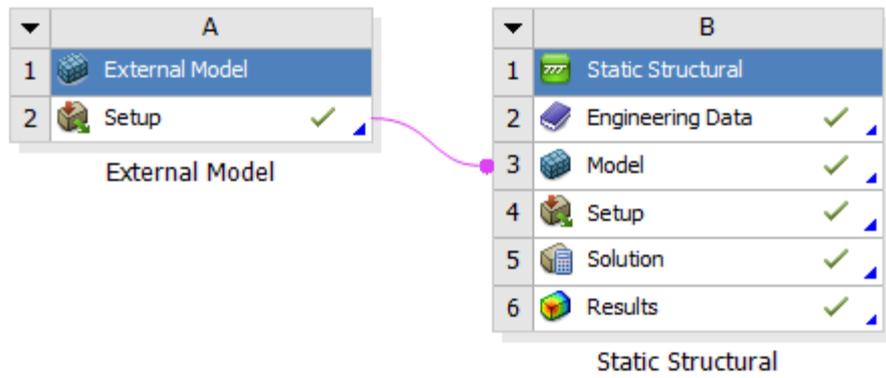


Рис.3.1. Основная система анализа, используемая в Ansys Workbench

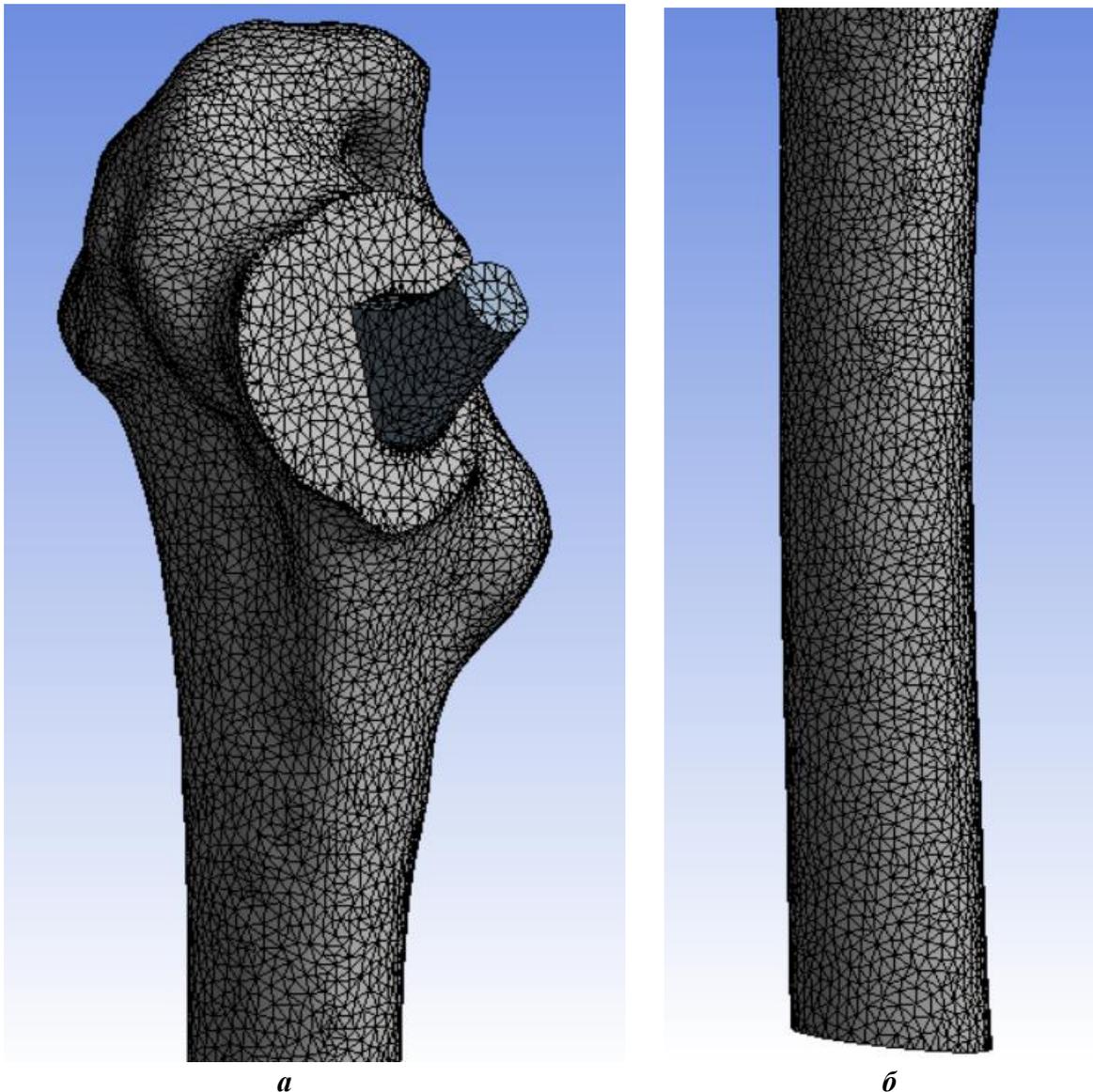


Рис.3.2. КЭ сетка: а – проксимальный эпифиз бедренной кости, б – диафиз бедренной кости

Таким образом, общее количество элементов сгенерированной сетки (Рис.3.2) составило 214100, количество узлов – 43211.

Для задания параметров материалов в дереве модели добавляем блок Commands (APDL) (Рис.3.2 а), куда подгружаем файл формата txt. В результате каждый элемент сетки приобретет необходимые свойства.

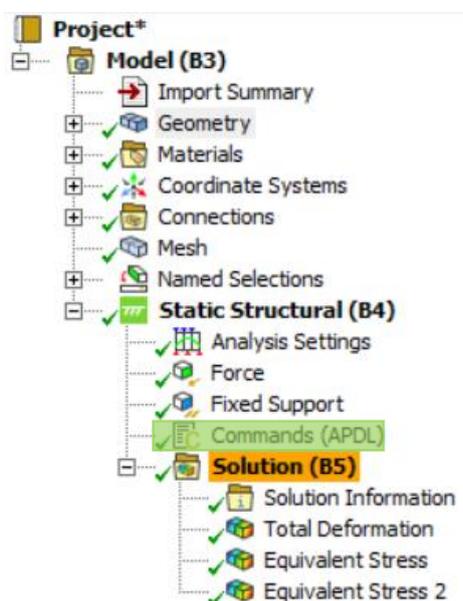


Рис.3.3. Дерево модели в системе КЭ анализа Ansys

3.2 Статическая постановка задачи

3.2.1 Условия нагружения, закрепления и контактного взаимодействия

Численный анализ НДС в системе «кость-эндопротез» проводился под действием статической нагрузки в 400 N, прикладываемой из расчета, что масса пациента составляет 80 кг, и на каждую ногу приходится половина общего веса. В качестве условия закрепления выбрана жесткая заделка дистального эпифиза бедренной кости, блокирующая любые поступательные или вращательные степени свободы.

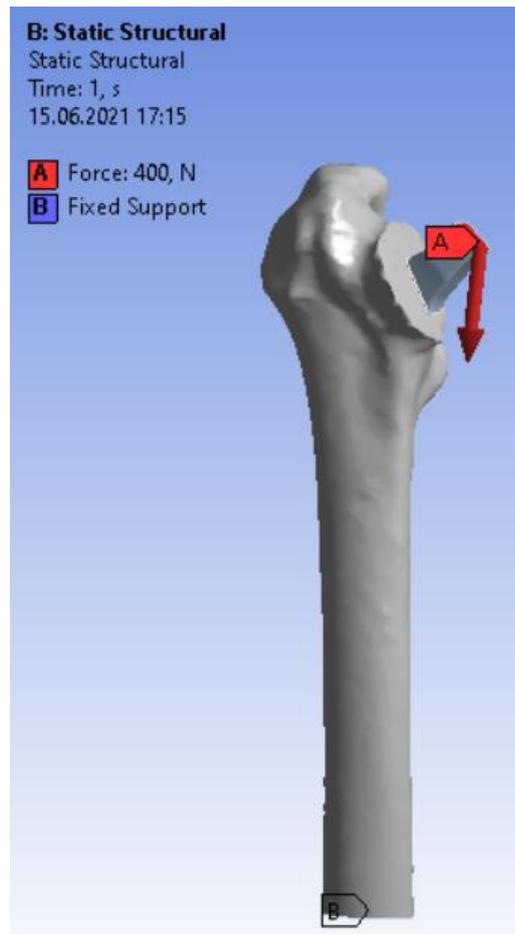


Рис.3.4. Кинематические и силовые граничные условия для статической постановке задачи

Коэффициент трения для пар материалов титан–кортикальная кость находится диапазоне от 0.1 до 0.3 [3]. В данной работе было выбрано значение 0.3.

3.2.2 Полученная картина распределения напряжений и деформаций при функциональной нагрузке для разного типа ножек, закрепленных в канале бедренной кости

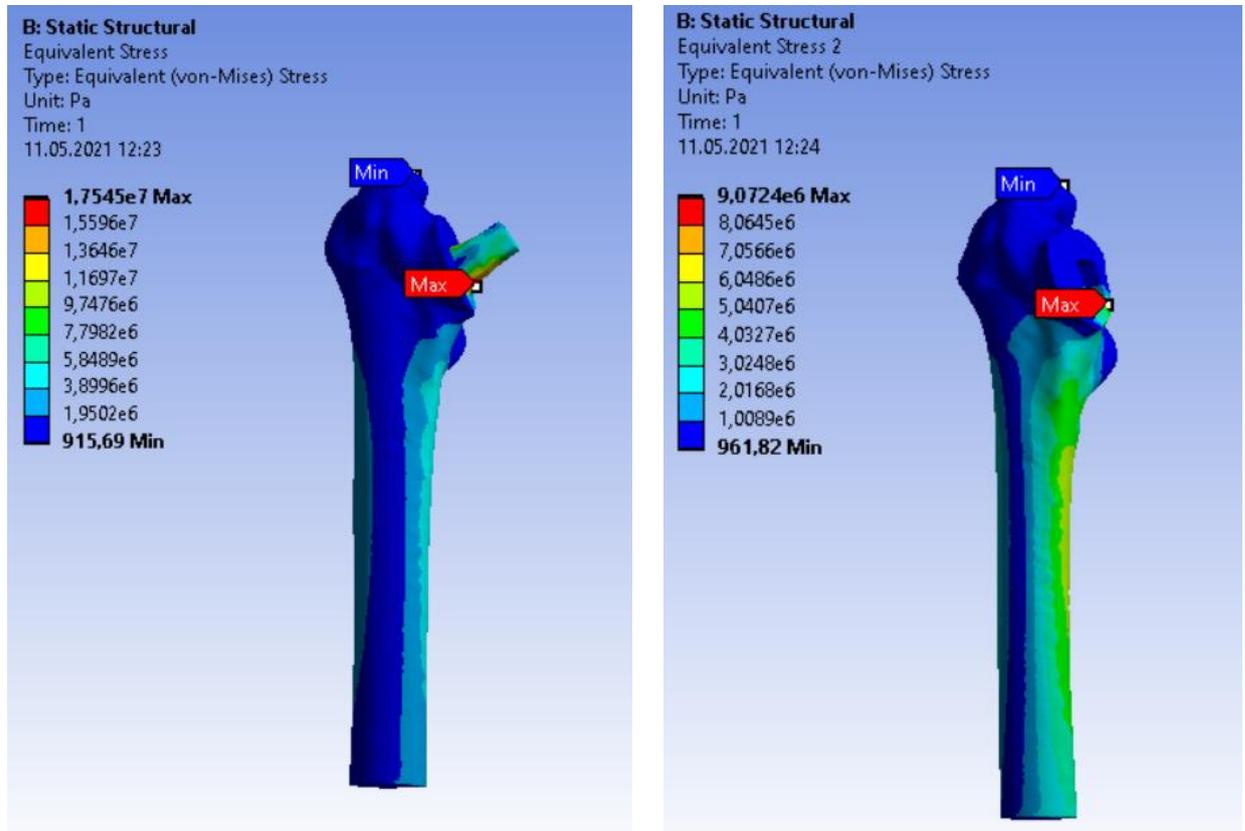


Рис.3.5 Распределение напряжений. Ножка клиновидной формы со скошенным наружным краем

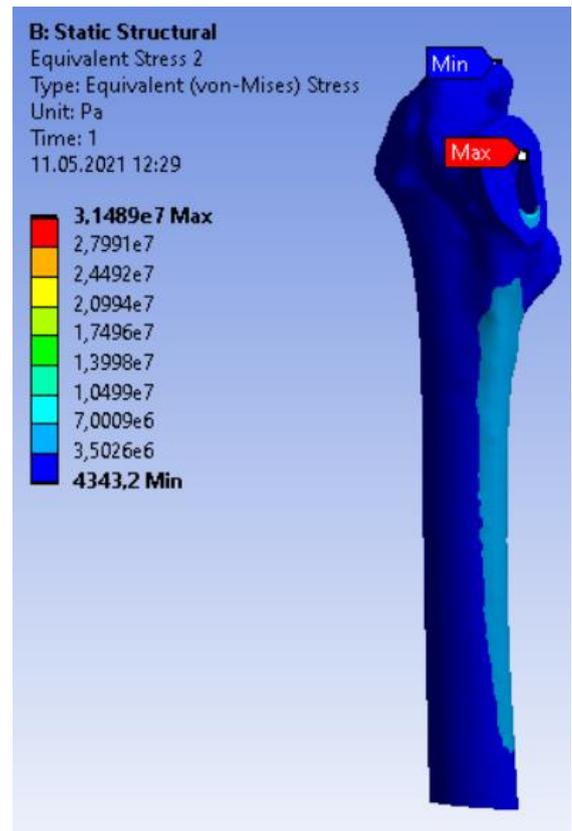
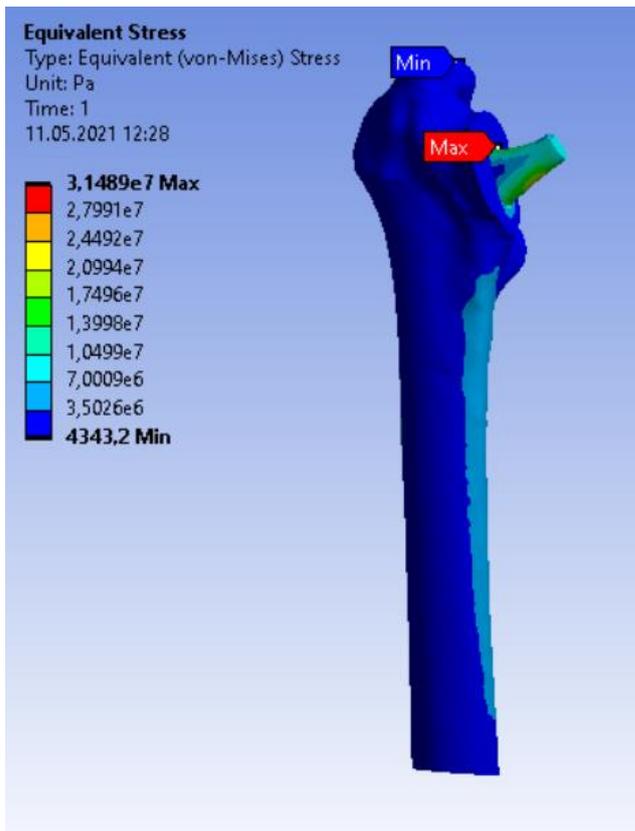


Рис.3.6 Распределение напряжений. Ножка конической формы

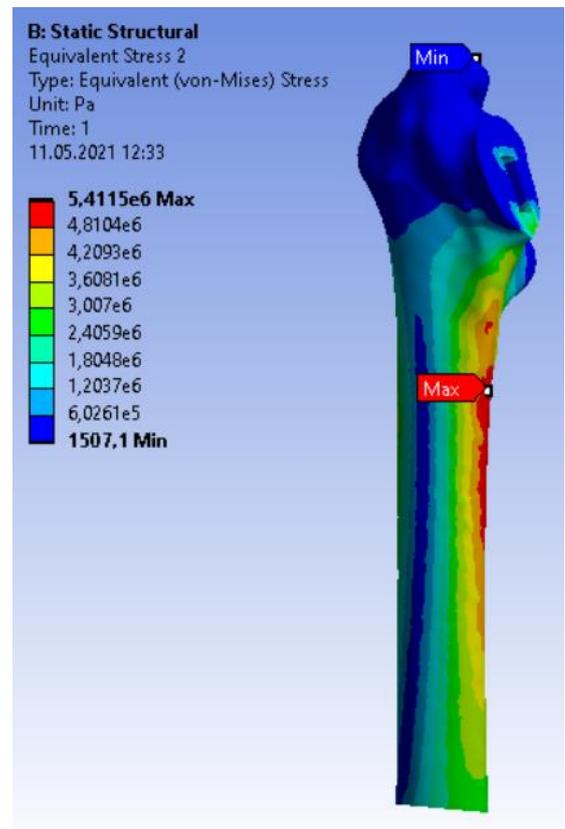
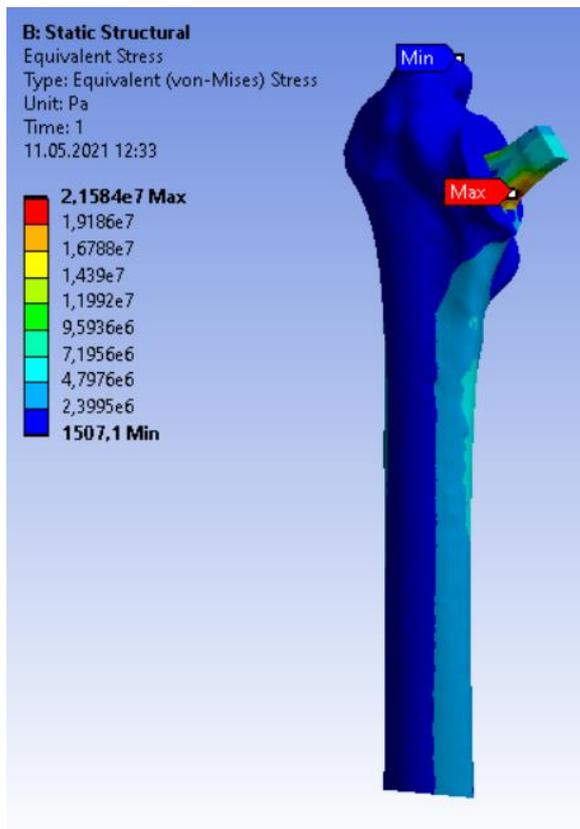


Рис.3.7 Распределение напряжений. Ножка клиновидной формы с прямым наружным краем

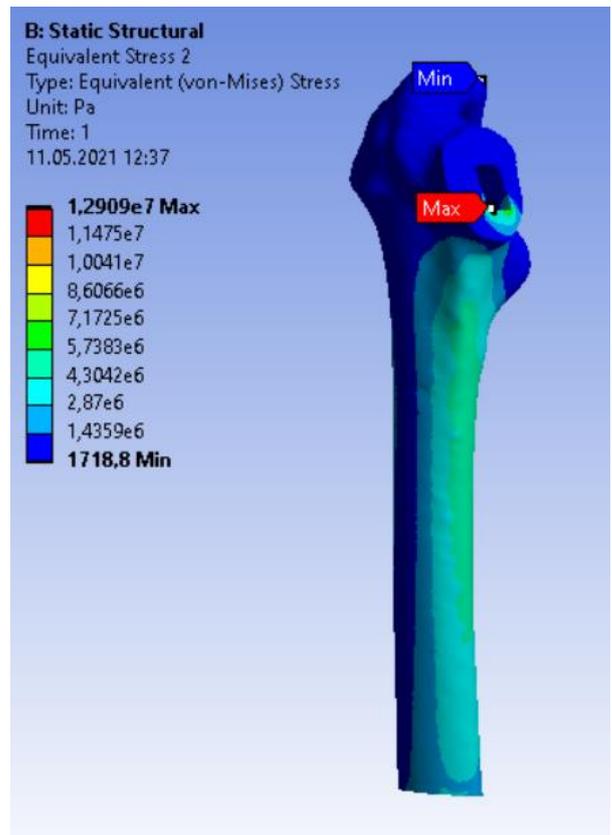
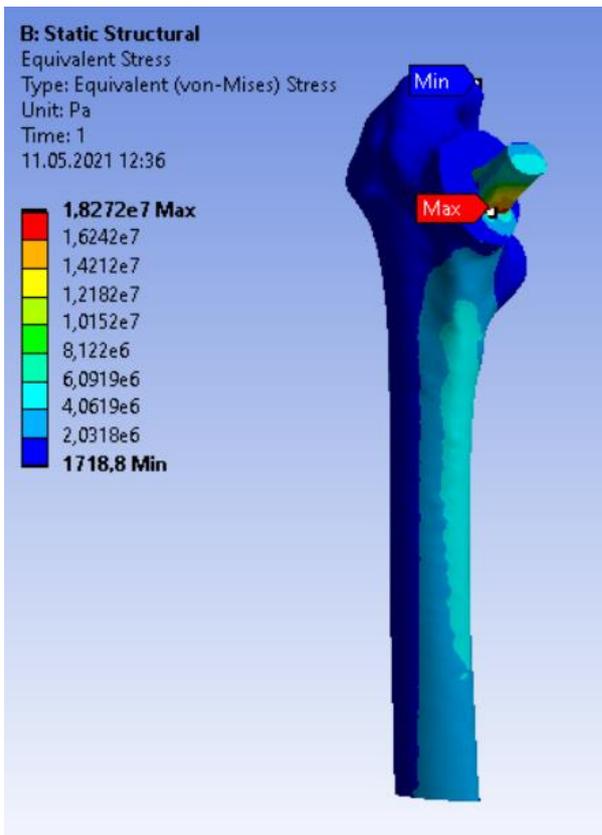


Рис.3.8 Распределение напряжений. Ножка прямоугольного поперечного сечения

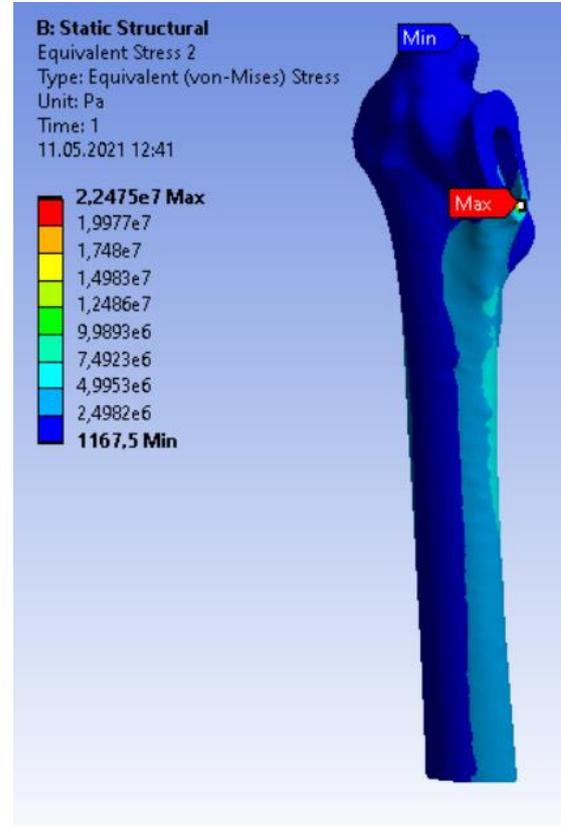
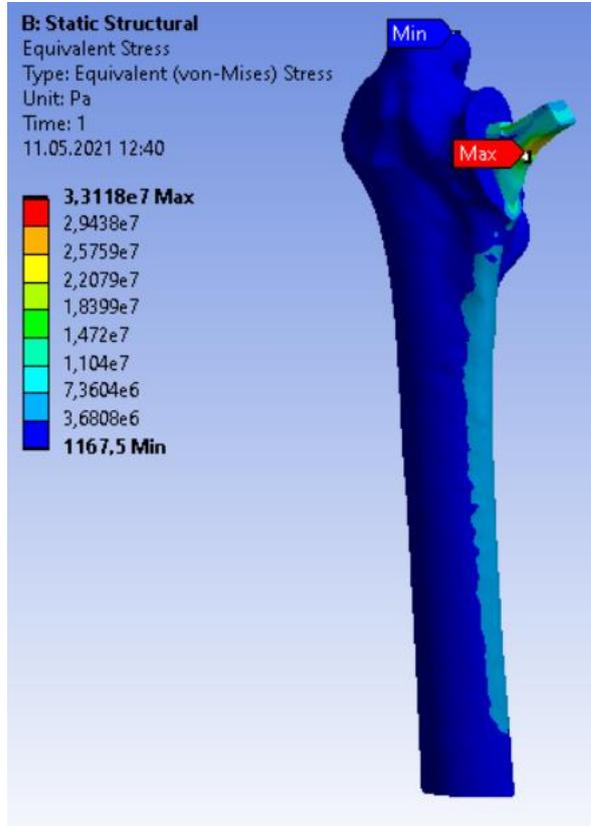


Рис.3.9 Распределение напряжений. Ножка цилиндрической формы

Проводя анализ полученных картин распределения напряжений (Рис.3.5 – Рис.3.9), можно отметить, что напряжения распределены сравнительно равномерно как по медиальной, так и по латеральной сторонам диафиза бедренной кости, для разных типов геометрических форм установленных ножек эндопротеза.

Наибольшее сосредоточение максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдается в области кромочного контактного взаимодействия протеза и костной ткани. Пики в отдельных точках носят нерегулярный, локализованный характер. Максимальное значение напряжений выявлено при установке ножки конической формы и составляет 31.5 МПа. При этом согласно табл.1.1 для губчатой ткани, характерной для выявленного места максимального напряжения, остается хороший запас прочности в 1.8.

Значения средних напряжений, не вызывают опасений, находятся в диапазоне корректных (Табл.1.1) для эндопротезированной бедренной кости.

Несмотря на то, что ни в одном из случаев критический порог для напряжений перейден не был, наиболее низкие значения напряжений возникают в кости при установке клиновидной ножки с прямым наружным краем, что значительно снижает вероятность последующего расшатывания протеза и необходимость ревизионного вмешательства.

Значения как максимальных, так и средних напряжений, распределенных по пространственной модели бедренной кости, приведены на соответствующих гистограммах (Рис.3.10, Рис.3.11).

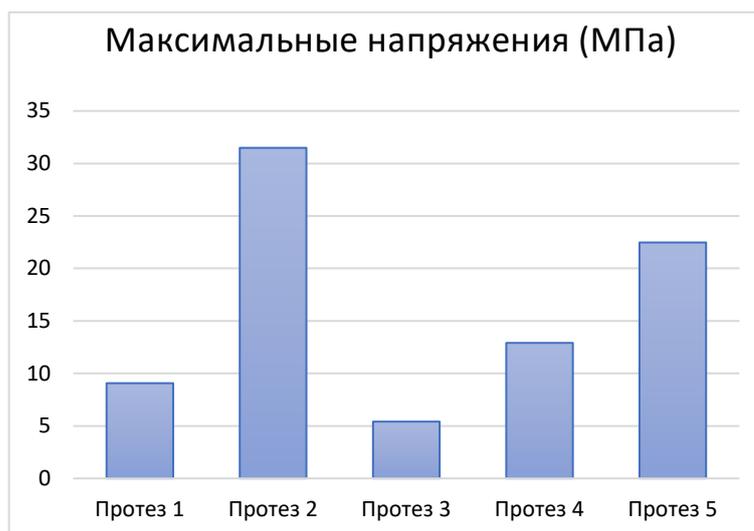


Рис.3.10. Значения максимальных напряжений*

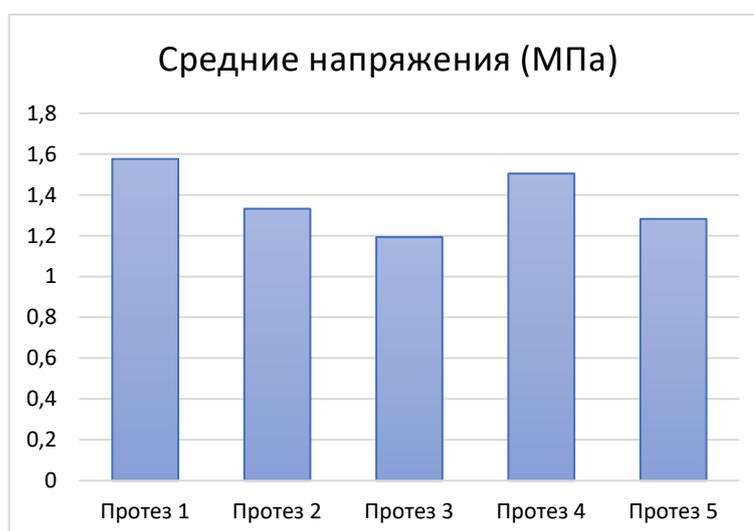
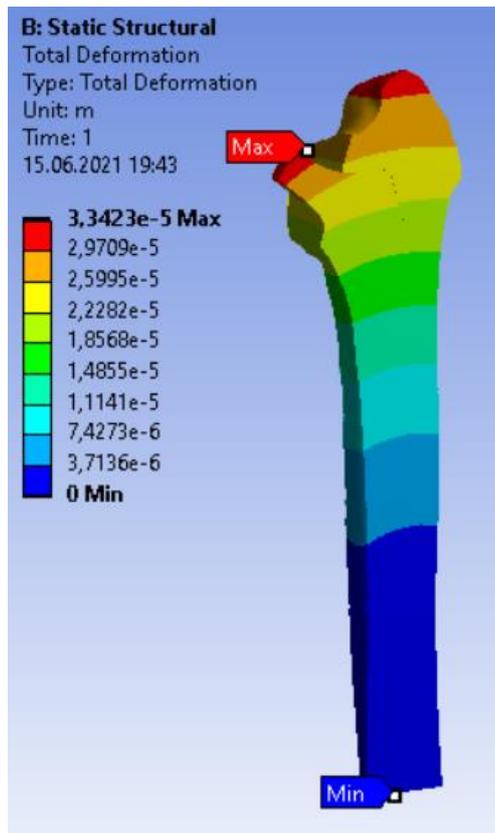
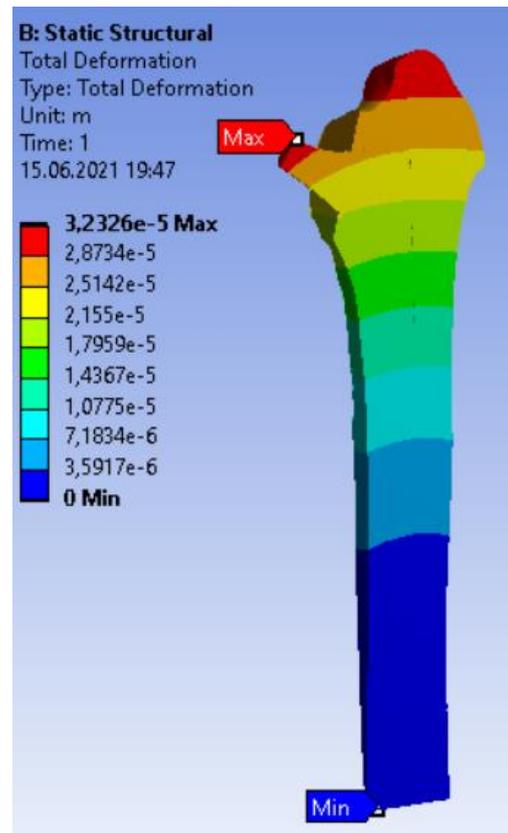


Рис.3.11. Значения средних напряжений*

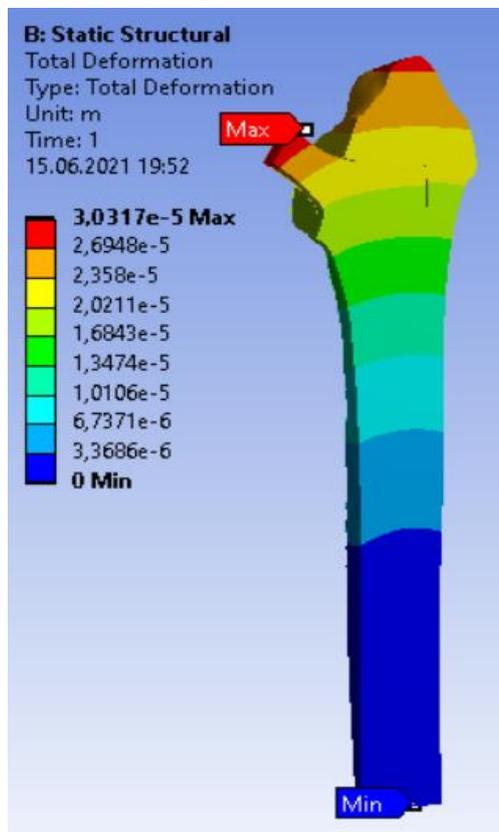
* - Протез 1 – ножка клиновидной формы, со скошенным наружным краем; Протез 2 – ножка конической формы; Протез 3 – ножка клиновидной формы с прямым наружным краем; Протез 4 – ножка прямоугольного поперечного сечения; Протез 5 – ножка цилиндрической формы (Рис.2.3).



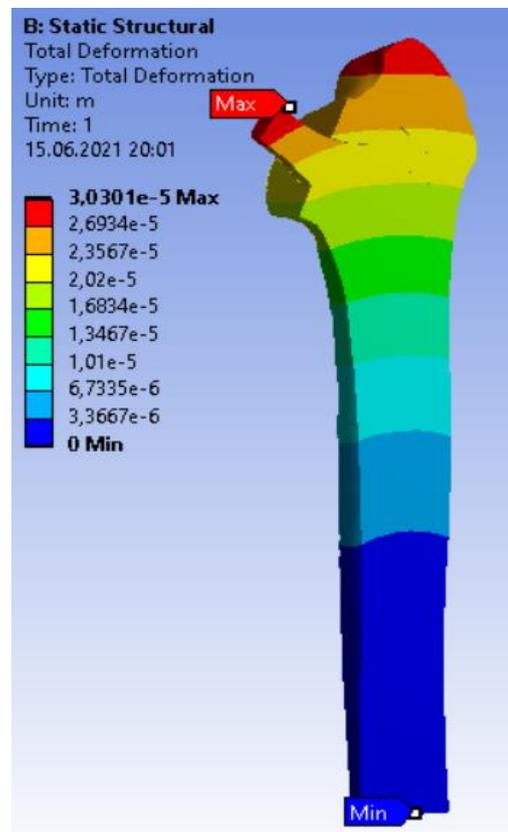
a



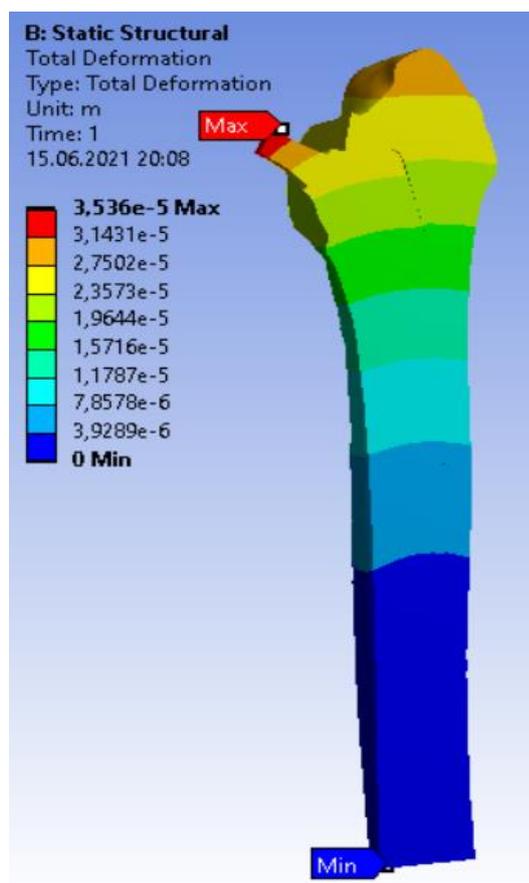
b



c



d



д

Рис.3.12. Распределение деформаций: а – ножка клиновидной формы со скошенным наружным краем, б – ножка конической формы, в – ножка клиновидной формы с прямым наружным краем, г – ножка прямоугольного поперечного сечения, д – ножка цилиндрической формы

Интересующие нас малые относительные перемещения располагаются в местах контакта костной ткани с ножкой. Исходя из рисунка 3.12, можно отметить, что данные значения перемещений определены в мкм. Максимальные из них составляют в среднем 21,56 мкм. Опираясь на литературные источники [2], наличие деформаций близких к значению 20 мкм говорят о хорошей биофиксации протеза и жесткости системы «кость-эндопротез».

3.2.3 Модальный анализ

Модальный анализ проводится для определения собственных частот и соответствующих им форм колебаний. Одним из условий правильной работоспособности численной модели является отсутствие нулевых собственных частот колебаний. Выполнение данной проверки гарантирует отработку всех контактных взаимодействий, отсутствие несвязных составляющих модели, корректность задания кинематических граничных условий.

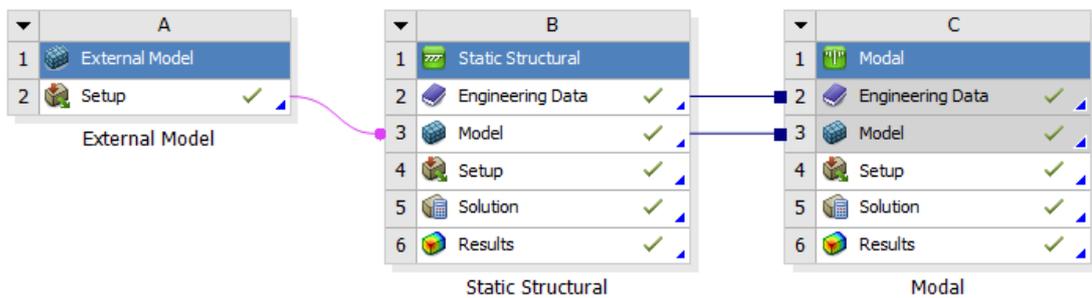


Рис.3.13. Основная система анализа, используемая в Ansys Workbench для модального анализа

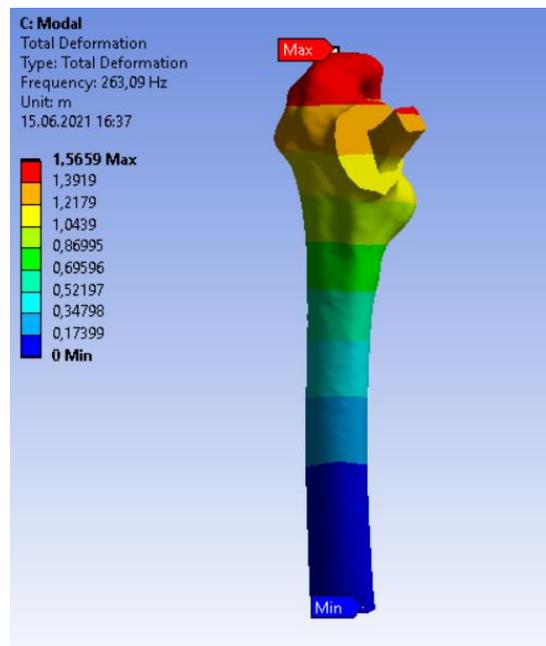


Рис.3.14. Форма колебаний, соответствующая первой собственной частоте (263,09 Гц)

На рис.3.14 представлена первая форма колебаний, соответствующая нижней частоте свободных колебаний, равной 263,09 Гц.

Анализ формы колебаний говорит о корректности полученной КЭ модели, которая ведет себя как единая конструкция, совершая свободные колебания при заданных условиях закрепления на собственной частоте, лежащей в допустимых числовых пределах.

3.2.4 Основания, доказывающие корректность модели

1. Пространственная модель бедренной кости воспроизводит сложную подлинную геометрию.
2. Модели ножек эндопротеза построены с учетом анатомо-морфологических особенностей.
3. Физико-механические параметры материалов задавались исключительно с опорой на литературные источники.
4. Полученные картины распределения напряжений соответствуют корректным, описанным в литературе.
5. Дополнительно проведен модальный анализ, доказывающий правильную работоспособность численной модели и отработку всех контактных взаимодействий.

3.3 Динамическая постановка задачи

Для ножки клиновидной формы с прямым наружным краем, показавшей наилучшие результаты, была реализована динамическая постановка задачи.

3.3.1 Математическое моделирование ходьбы

Получение корректных нагрузок требует дополнительного математического моделирования. В программной системе The Any Body Modeling System была реализована динамика ходьбы пациентки, рост которой был принят в 167 см, вес – 80 кг.

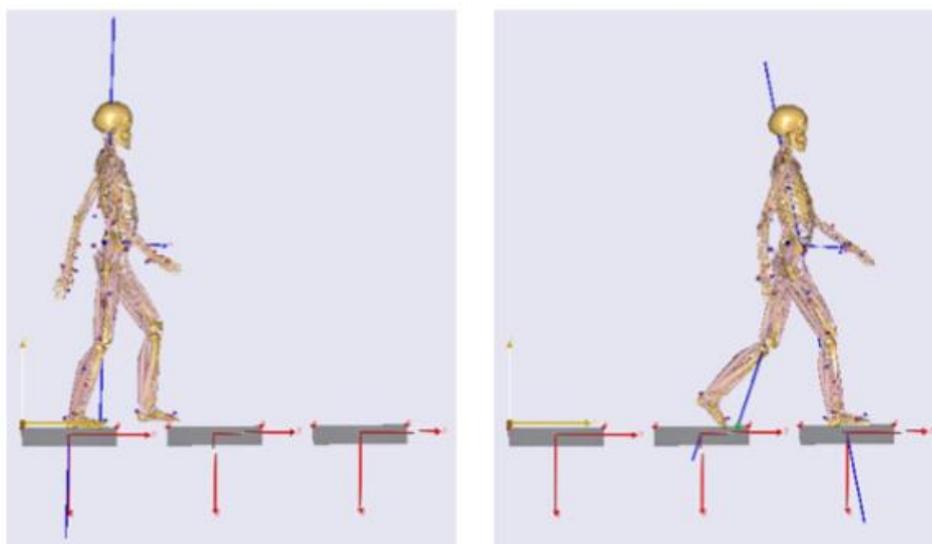


Рис.3.15. Положение скелета в момент ходьбы

Рациональнее будет рассмотреть силу реакции, возникающую в дистальном эпифизе бедренной кости в момент совершения одного шага, так как ходьба есть чередование одинаковых по своей амплитуде шагов.

Таблица 3.1

Значение силы реакции в дистальном эпифизе бедренной кости

Этап	1	2	3	4	5	6	7	8
Угол, °	23.47	19.2	14,9	10.47	6.13	2.01	-2.07	-6.57
F_y , Н	80.809	470.49	360.67	207.81	112.19	36.076	-40.619	-133.87
F_z , Н	194.23	1363.3	1374.8	1130.1	1056.8	1087.5	1153.7	1175
Этап	9	10	11	12	13	14	15	16
Угол, °	-10.43	-14.69	-18.81	-23.07	-20.3	-16.54	-11.77	-8.51
F_y , Н	-257.55	-462.59	-775.69	-872.55	-148.89	-50.887	-25.975	-15.677
F_z , Н	1397.8	1754.5	2270.8	2053.6	396.14	170.15	124.01	106.55
Этап	17	18	19	20	21	22		
Угол, °	-4.92	-0.44	4.01	8.95	13.41	17.15		
F_y , Н	-7.0749	-0.5268	2.9054	2.502	0.7136	7.5616		
F_z , Н	83.902	61.098	42.401	16.107	3.0167	24.458		

В результате моделирования шаг будет разбит на 22 этапа по степени отклонения ноги от оси, направленной вдоль бедренной кости в момент стояния (Табл.3.1).

3.3.2 Задание кинематических и силовых граничных условий

На посадочном конусе ножки эндопротеза имитируется наличие шарнира при помощи задания Joint-Rotation с единственной степенью свободы – вращение вокруг оси z локальной системы координат.

Сила реакции, возникающая в коленном суставе, прикладывается к дистальному эпифизу бедренной кости. Перемещения происходят в единственной плоскости YZ также локальной системы координат.

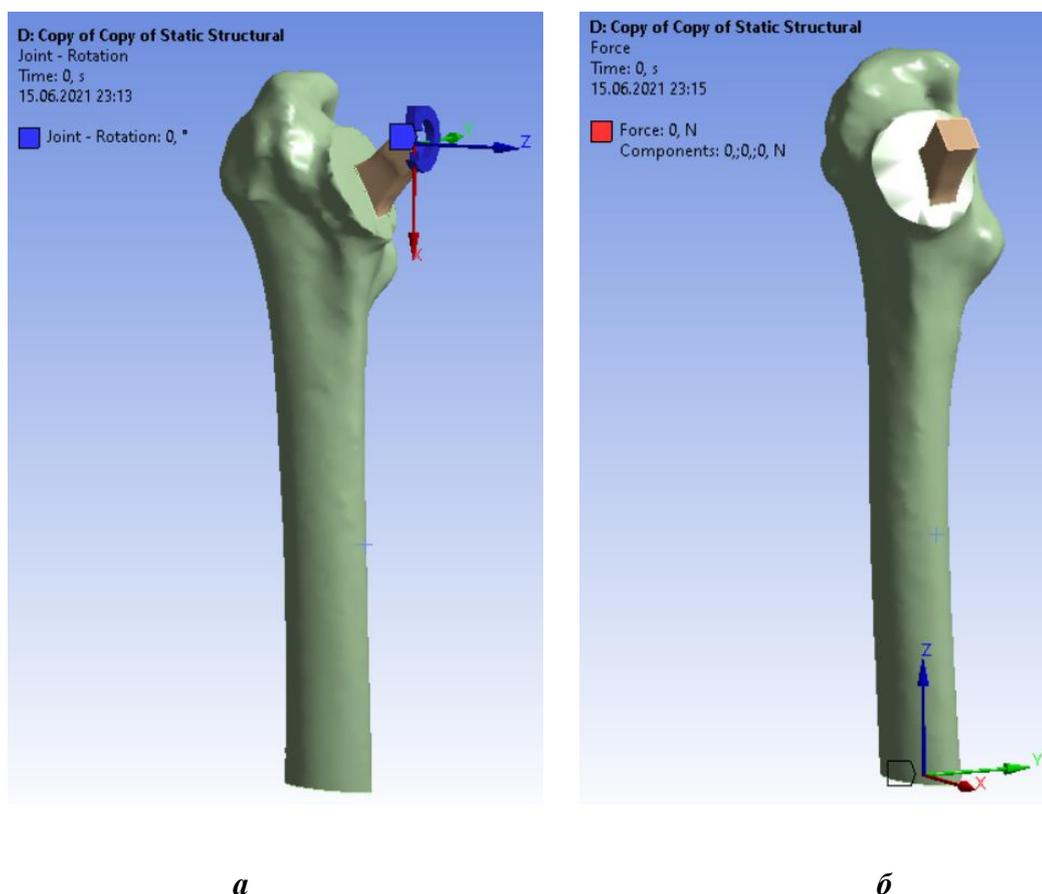


Рис.3.16. а – кинематические граничные условия, б – силовые граничные условия

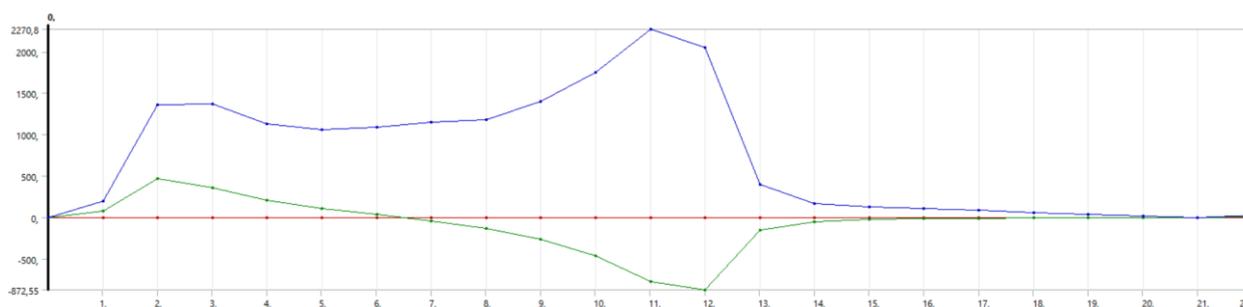


Рис.3.17. Значение силы реакции в дистальном эпифизе бедренной кости в зависимости от шага по времени

3.3.3 Картина распределения напряжений и перемещений при динамической постановке.

Проанализируем значения напряжений, возникающие при математическом моделировании одного шага человека. Из полученной раскадровки этапов шага можно сделать вывод, что напряжения, распределенные по диафизу бедренной кости, находятся в корректном диапазоне и для кортикальной костной ткани не превышают 121 МПа. Однако в моментах максимального отклонения бедренной кости от положения равновесия возникают локальные точки с большой концентрацией напряжений, значения в которых на порядок выше допустимых. Данное обстоятельство легко объяснимо, так как выполняется оно только в области кромочного контактного взаимодействия посадочного конуса ножки эндопротеза и кости из-за прямоугольной формы поперечного сечения конуса, а также возможно слабой конечно-элементной аппроксимацией расчетной области.

Необходимым условием последующего проведения операции эндопротезирования хирургом с установкой ножки подобного типа является внесение конструктивных изменений в геометрию конуса, скругление формы поперечного сечения.

Иллюстрации представлены в Приложении 1.

Анализируя деформации, возникающие при моделировании шага, можно отметить, что максимальные из них возникают в момент большего отклонения ноги от оси стояния в области дистального эпифиза бедренной кости. Максимальное значение выявлено для 12-го этапа шага и равно 0,0875 м. Деформация < 0.02 м гарантирует жесткость и стабильность системы, в диапазоне от 0,02 м до 0,1 м определяет упруго-деформируемую систему с относительной стабильностью, более 0,1 м характеризует абсолютную нестабильность системы и разрыв костной ткани.

Иллюстрации представлены в Приложении 2.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе было проведено исследование напряженно-деформированного состояния бедренной кости с установленным в костномозговой канал эндопротеза. По снимкам КТ сформирована пространственная модель бедренной кости, полностью повторяющая оригинальную геометрию. Построены, с учетом анатомо-морфологических особенностей, пять типов ножек различного поперечного сечения. Выполнено совмещение бедренной кости и эндопротеза в единую систему.

Картины распределения напряжений и перемещений получены путем корректного задания параметров свойств материалов, кинематических и силовых граничных условий, контактного взаимодействия тел.

Также численно были решены статическая и динамическая задачи с использованием МКЭ. Анализируя полученные результаты, можно сделать вывод о том, что для сложных биомеханических задач простой статической постановки недостаточно. В нашем случае, при статическом нагружении, установленная ножка клиновидной формы с прямым наружным краем показала наилучшие результаты. Напряжения, распределенные по медиальной и латеральной сторонам, равномерны, максимальное значение равно 5.6 МПа. Значения малых перемещений в области контакта эндопротеза с костной тканью, полученные при решении статической задачи, близки к 20 мкм, что говорит о хорошей биофиксации эндопротеза. Данные результаты подтверждают корректность постановки задачи и гарантируют длительную жизнеспособность системы. Моделируя ходьбу человека, также удалось получить адекватную картину распределения напряжений и перемещений. Значения напряжений в бедренной кости попадают в диапазон допустимых (табл.1.1), максимальное перемещение в 0.0875 м соответствует упруго-деформируемой системе с относительной стабильностью. Одним из достоинств динамической постановки является возможность выявления конструктивных недостатков данной формы ножки (см. с. 38), которые

требуют устранения во избежание послеоперационных осложнений у пациента.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Акулич Е.В., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В. Анализ адаптационной комфортности различных конструкций эндопротезов тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики – 2005, Пермь – Т. 9, № 2.
2. Акулич Ю.В., Денисов А.С., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В., Субботина К.С. Роль адаптации костной ткани бедра вокруг ножки имплантата тазобедренного сустава в развитии остеопении // Российский журнал биомеханики - 2007 – Т. 1, № 1.
3. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В. Экспериментальное исследование деформаций бедренной кости с установленным эндопротезом тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики – 2006 – Т. 10.
4. Батпенев Н.Д., Мамонов А.М., Карпов В.Н., Левочкин А.А. Математическое компьютерное моделирование биомеханического поведения модифицированной ножки эндопротеза тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России – 2013.
5. Боровков А.И., Маслов Л.Б., Жмайло М.А., Зелинский И.А. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при двухопорном стоянии // Российский журнал биомеханики – 2018 – Т. 22, № 4, с. 437-458.
6. Зверева К.П., Марков Д.А., Голядкина А.А. Оценка напряженно-деформированного состояния бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава с нестандартным размером конуса и с переходником для его стандартизации // Российский журнал биомеханики – 2019, Саратов – Т. 23, № 4 – с. 549-556.
7. Лоскутов О.А., Левадный Е.В. Анализ напряженного состояния элементов системы «бедренная кость – имплантат» при функциональных

нагрузках эндопротеза тазобедренного сустава // Оригинальные достижения – 2015, Днепропетровск – с. 48-53.

8. Прохоренко В.М., Азизов М.Ж., Шакиров Х.Х. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава: исследование «случай-контроль» // Современные проблемы науки и образования – 2016, М. - № 6.

9. Сементковский А.В. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава при асептической нестабильности бедренного компонента эндопротеза // Травматология и ортопедия России – 2011, СПб – с. 153-158.

10. Середа А.П. Эндопротезирование тазобедренного сустава // издательство ГРАНАТ – 2014.

11. Трубин А.Р. Оценка качества жизни пациентов с травмами и заболеваниями тазобедренного сустава, перенесших тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава // Креативная хирургия и онкология - 2009, Уфа – с. 68-70.

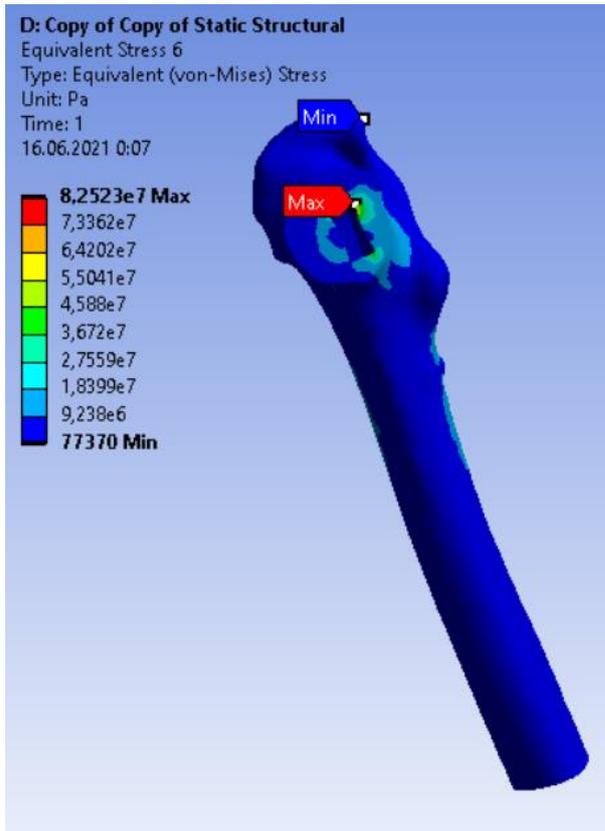
12. Федосеев А.В., Литвинов А.А., Чекушин А.А., Филоненко П.С. Проблемы цементной фиксации компонентов при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава у больных с переломом шейки бедренной кости // Рязанский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова – 2015.

13. Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Николаев Н.С. Эпидемиология первичного эндопротезирования тазобедренного сустава на основании данных регистра РНИИТО им. Р.Р. Вредена // Травматология и ортопедия России – 2017 – Т. 23, № 2.

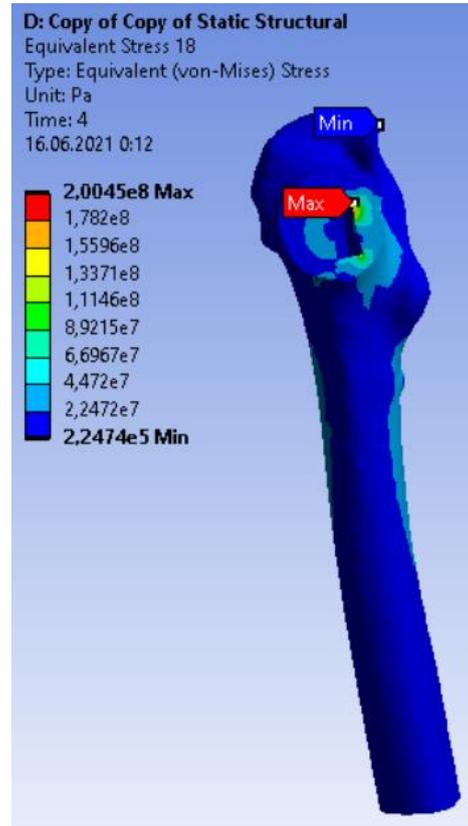
14. Nulsholtz G.S. Pelvic stress / G.S. Nulsholtz, P.S. Kaiker // J. Biomechanics. –1986. –Vol. 19 (12). –P. 1003–1014.

15. VasuR. Stress distributions in the acetabular region –I. Before and after total joint replacement. Post annos studio meis relinquens clara per fidem in posterum / VasuR., Carter D.R., Harris W.H. // J. Biomechanics. –1982. –Vol. 15 (3). –P. 155–164.
16. Zimmer biomet – Hip Replacement Products [Электронный ресурс], - <https://www.zimmerbiomet.eu/medical-professionals/hip.html>

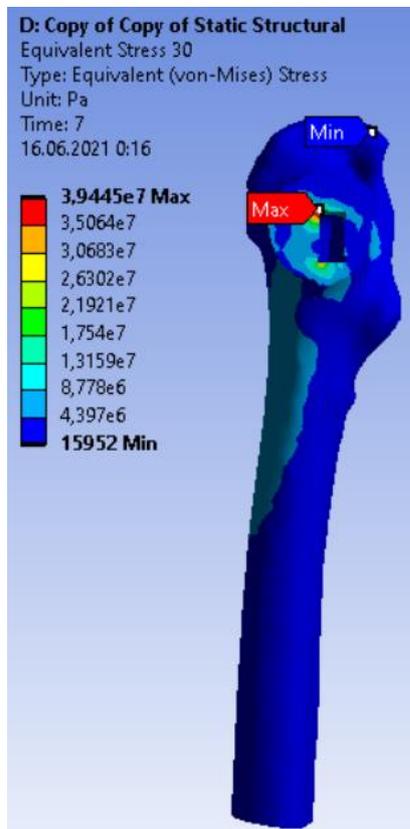
Приложение 1. Напряжения, возникающие в бедренной кости в момент совершения одного шага



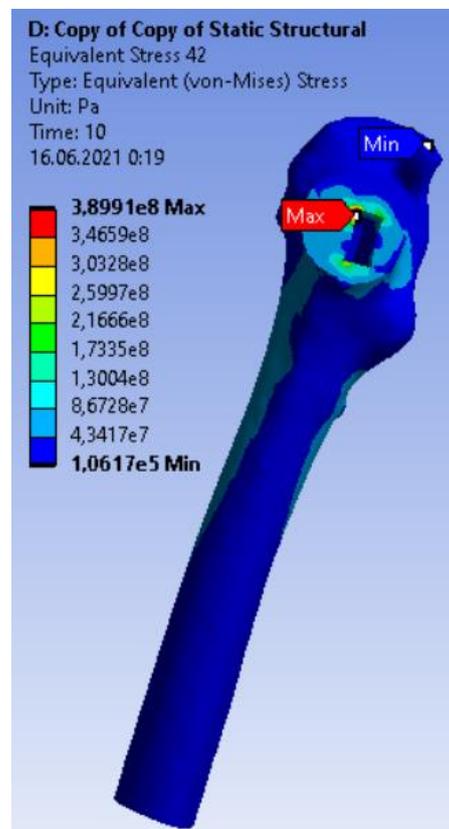
Time: 1



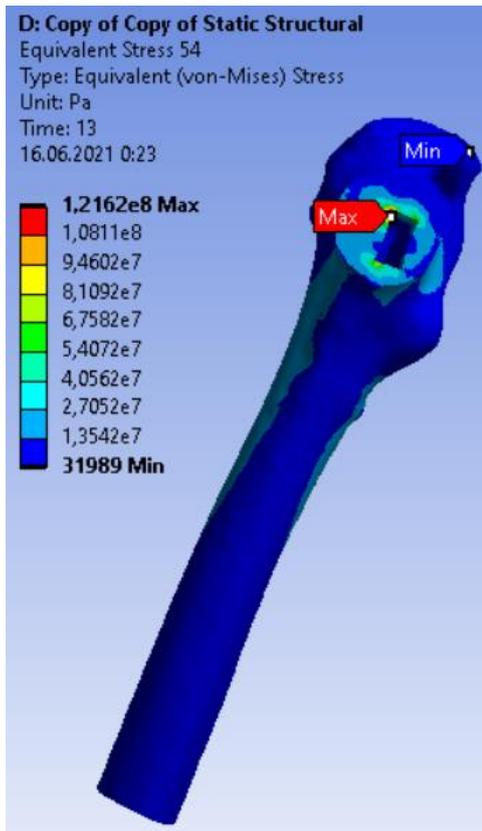
Time: 4



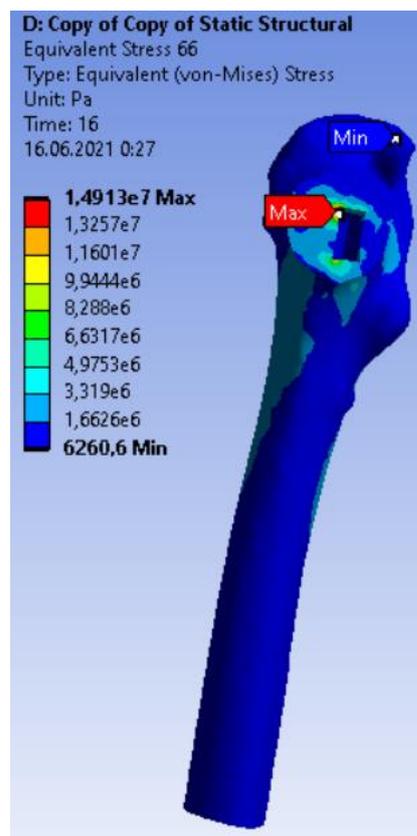
Time: 7



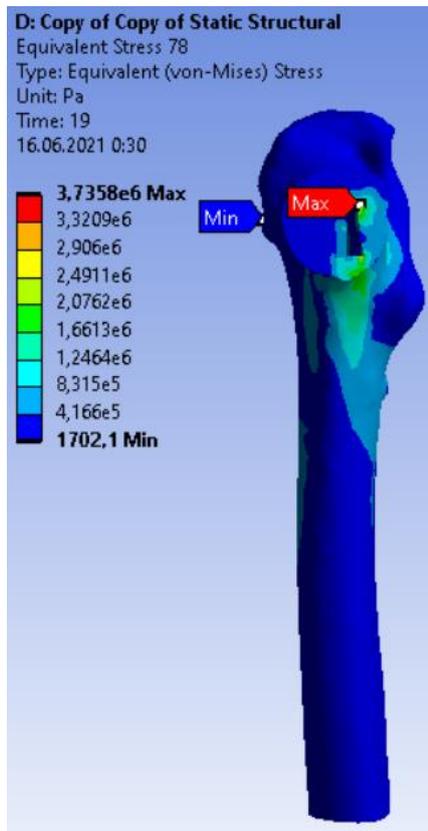
Time: 10



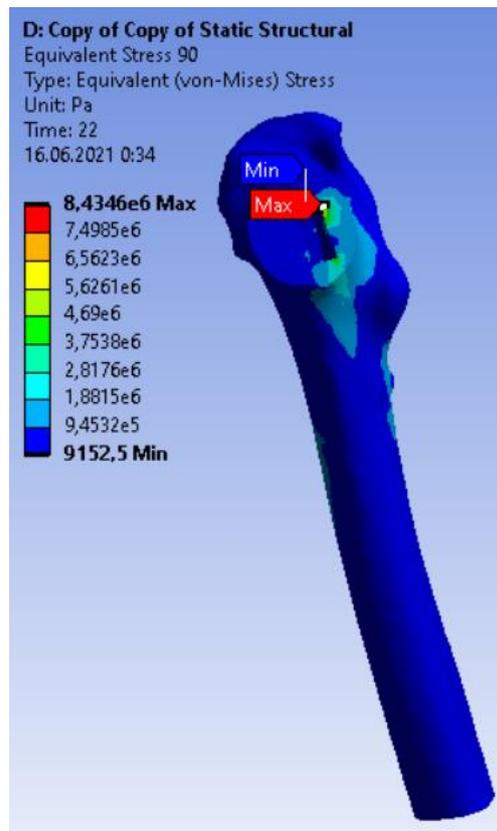
Time: 13



Time: 16

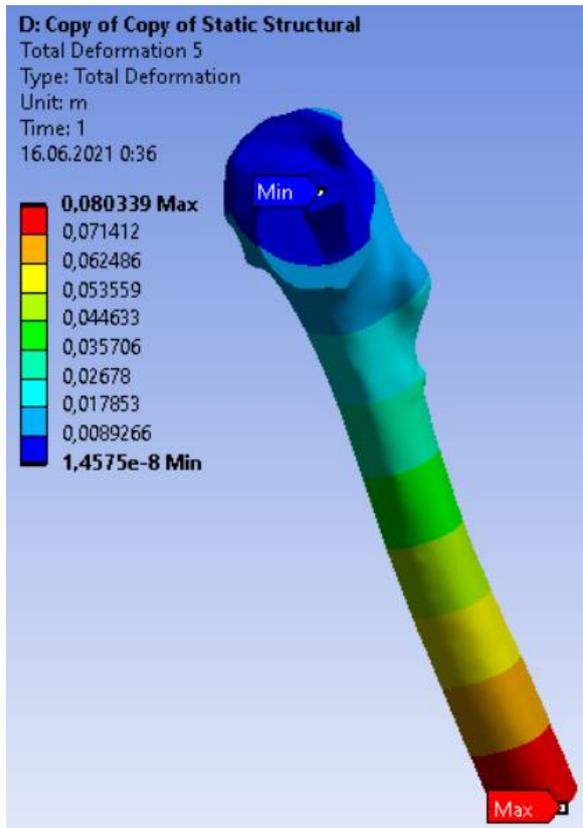


Time: 19

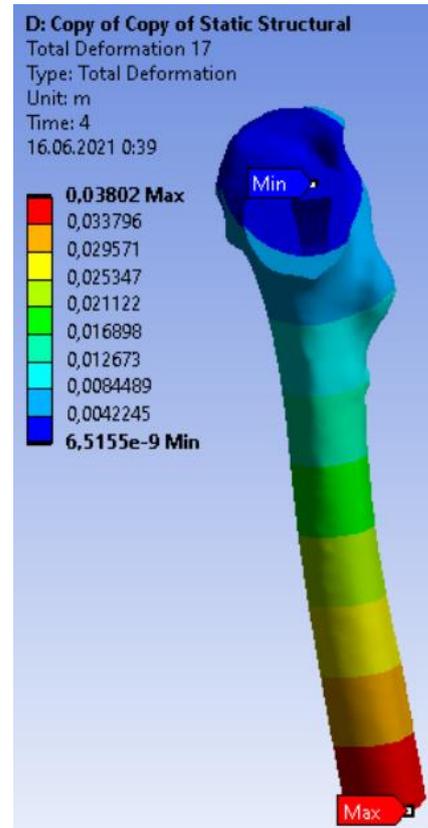


Time: 22

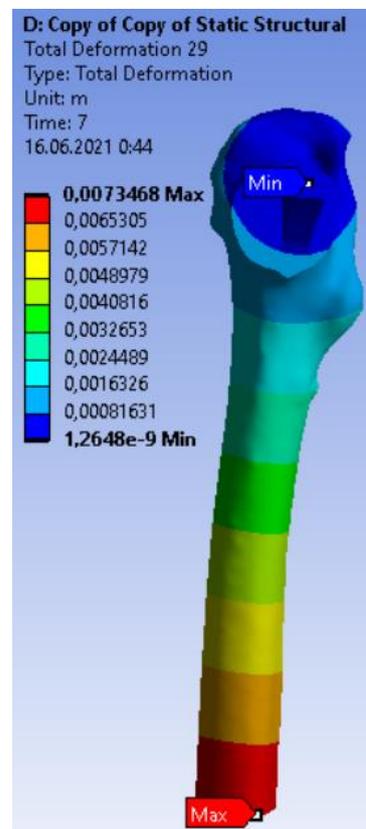
Приложение 2. Деформации, возникающие в бедренной кости в момент совершения одного шага



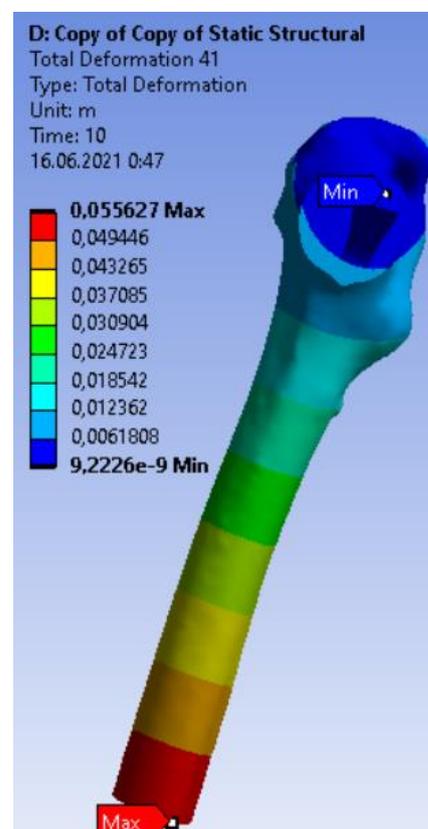
Time: 1



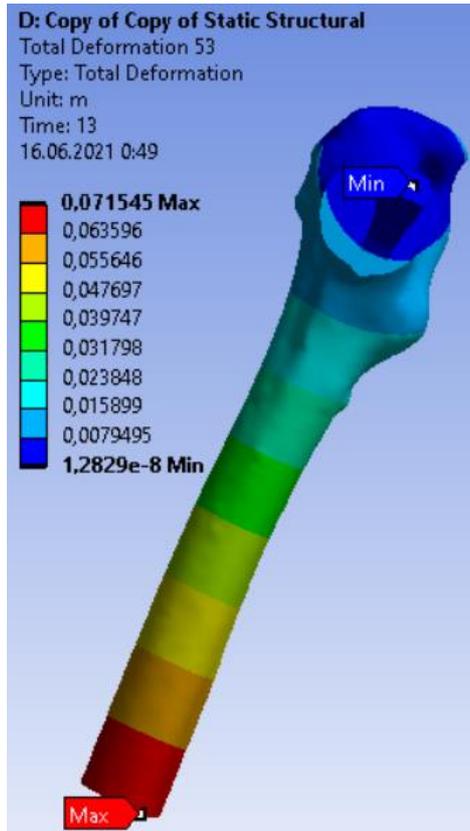
Time: 4



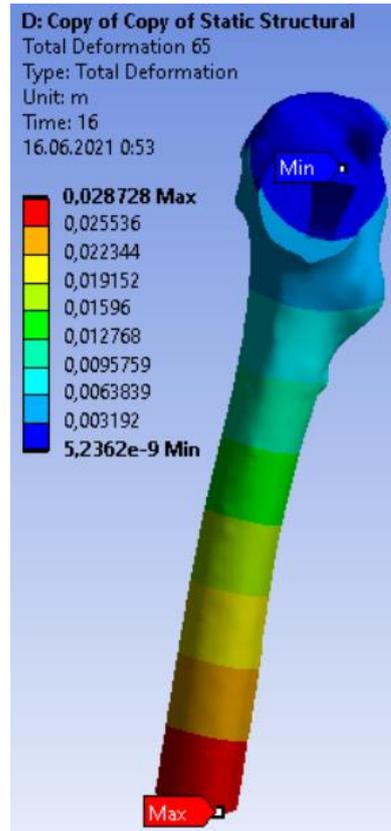
Time: 7



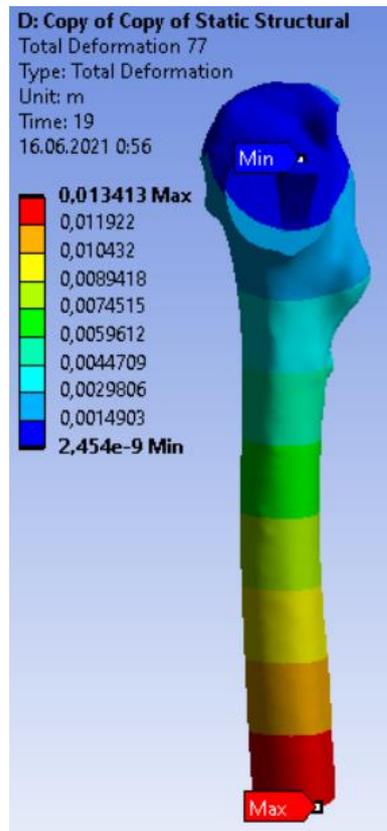
Time: 10



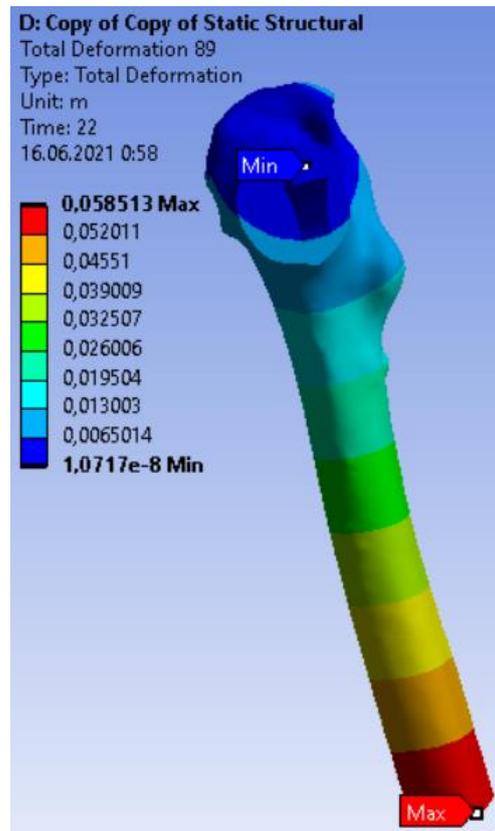
Time: 13



Time: 16



Time: 19



Time: 22