

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский  
технический университет имени К.И.Сатпаева»



Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматики

УДК 617.3:615.46 (043)

На правах рукописи

Муратов Диас Муратович

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ (ПРОЕКТ)**  
На соискание академической степени магистра

Название диссертации: «Разработка протеза для замены коленного сустава»  
Направление подготовки: 7M07106 - Биомедицинская инженерия

Научный руководитель  
к.т.н., профессор,  
заведующий кафедрой «РТиТСА»  
Ожикенов К.А.

«12» 01 2026г.

Рецензент  
доктор физико-математических наук, ассоциированный профессор  
кафедры «Физика» КазНПУ имени Абая

Жаманкеев Е.К.

2026г.

Доктор PhD, ассоциированный профессор  
Рахметова П.М.

«12» 01 2026г.



**ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ**  
Заведующий кафедрой «РТиТСА»  
Кандидат технических наук,  
профессор

К.А.Ожикенов  
«12» 01 2026г.

Алматы 2026

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский технический университет имени К.И.Сатпаева»



Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматики

7M07106 – Биомедицинская инженерия



**ЗАДАНИЕ  
на выполнение дипломного проекта**

Магистранту Муратову Диасу Муратовичу

Тема: Разработка протеза для замены коленного сустава

Утверждена приказом №13-н от «28» 03 2024 г.

Срок сдачи законченной диссертации: «29» 12 2025 г.

Исходные данные к магистерской диссертации: Научные и учебные публикации по эндопротезированию коленного сустава, биомеханике и анатомии опорно-двигательного аппарата; существующие конструкции и классификации эндопротезов коленного сустава, применяемые в клинической практике; данные о материалах, используемых при изготовлении эндопротезов, и их механических свойствах; анатомо-геометрические и модельные данные костей коленного сустава; результаты численного моделирования напряжённо-деформированного состояния элементов системы «кость — протез»; программные средства для трёхмерного моделирования и расчётов методом конечных элементов (SolidWorks или аналогичные среды); нормативно-техническая и методическая документация в области медицинских изделий и эндопротезирования.

Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов:

- а) проанализировать анатомические и биомеханические особенности коленного сустава, а также основные требования, предъявляемые к эндопротезам коленного сустава.
- б) выполнить обзор и анализ существующих конструкций эндопротезов коленного сустава, применяемых в клинической практике, с выявлением их преимуществ и недостатков.
- в) проанализировать материалы, используемые при изготовлении эндопротезов коленного сустава, и их механические и биосовместимые свойства.
- г) разработать конструктивную модель эндопротеза для замены коленного сустава с учётом биомеханических нагрузок и условий эксплуатации.
- д) построить трёхмерную модель эндопротеза и системы «кость — протез» в программной среде автоматизированного проектирования.
- е) выполнить численное моделирование напряжённо-деформированного состояния элементов системы методом конечных элементов.

ж) провести анализ полученных результатов моделирования и оценить влияние конструктивных параметров эндопротеза на распределение нагрузок и стабильность фиксации.

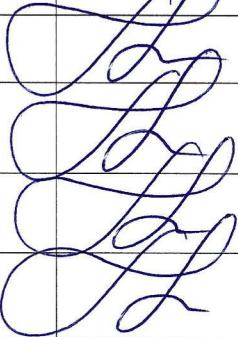
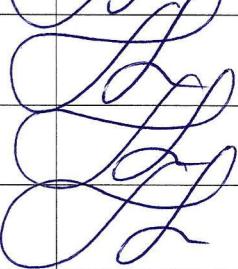
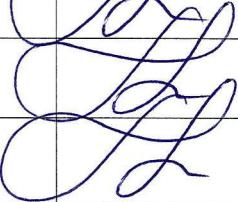
Рекомендуемая основная литература:

1. Arthritis Data and Statistics // Centers for Disease Control and Prevention (CDC). – б. г.
2. National Statistics // Centers for Disease Control and Prevention (CDC). – б. г.
3. Всемирная организация здравоохранения. Ревматоидный артрит. – 28 июня 2023 г.
4. Эндопротезирование суставов // OrthoScheb. – б. г.
5. Коленный сустав // Википедия: свободная энциклопедия. – 1 марта 2023 г.
6. Dynda L. 10 knee surgeries that impact history // Becker's Spine Review. – б. г.
7. Liang W., Qian Z., Chen W., Song H., Cao Y., Wei G., Ren L., Wang K., Ren L. Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. – 2022.
8. Bernal-Torres M.G., Medellín-Castillo H.I., Arellano-González J.C. Design and control of a new biomimetic transfemoral knee prosthesis using an Echo-Control Scheme // Journal of Healthcare Engineering. – 2018. – P. 1–16.
9. Morton P.N. Durability of knee replacement implants. – 12 июня 2023 г.
10. Эндопротезирование колена – протезы, операции // Спорт-Мед. – б. г.
11. Machinability of cobalt-based and cobalt chromium molybdenum alloys – a review // WOTEK Precision Tools Co., LTD. – 8 сентября 2021 г.
12. ООО «Кен-ТАЧ.РУ». CobaltChrome MP1: сверхпрочный сплав кобальт-хром-молибден. – 9 сентября 2016 г.
13. Pearson J. Polyethylene – knee replacement plastic. – б. г.
14. Macroscopic images of the failed polyethylene components from total knee prosthesis // ResearchGate. – б. г.
15. Types of knee replacements // JointSurgery.in. – б. г.
16. Yeoman M.S. Investigating the loading behaviour of intact and meniscectomy knee joints and the impact on surgical decisions // COMSOL Conference 2014. – 2014.

**ГРАФИК**  
подготовки магистерской диссертации

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Анализ литературных данных и результатов исследования в производстве протезов коленного сустава	01.09. - 20.09. 2025г.	Выполнено
Сравнительный анализ существующих эндопротезов коленного сустава	21.09 - 18.10. 2025г.	Выполнено
Моделирование 3D модели	19.10 - 15.11. 2025г.	Выполнено
Проведение симуляций с 3D моделью	16.11 - 27.12. 2025г.	Выполнено

**ПОДПИСИ**  
консультантов и норм контролера на законченную магистерскую диссертацию с указанием относящихся к ним разделов диссертации

Наименование разделов	Консультанты Ф.И.О. (уч.степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Обзорный раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	12.09.26	
Исследовательский раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	12.09.26	
Технологический раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	12.09.26	
Экспериментальный раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	12.09.26	
Норм контролер	Рахметова П.М. Доктор PhD, ассоциированный профессор	12.09.26	

Научный руководитель

к.т.н., профессор

  
подпись

Ожикенов К.А.  
Ф.И.О.

Задание принял к исполнению  
обучающийся

  
подпись

Муратов Д.М.  
Ф.И.О.

Дата

«12» 09 2026 г.

## АНДАТПА

Магистрлік диссертацияда адамның тірек-қымыл аппаратының биомеханикалық және анатомиялық ерекшеліктерін ескере отырып, тізе буыны протезінің конструкциясын өзірлеу қарастырылады. Тізе буыны ең көп жүктемеге ұшырайтын буындардың бірі болып табылады, ал оның дегенеративтік және жарақаттық зақымданулары жиі әндопротездеуді қажет етеді. Қазіргі заманғы технологиялардың дамуына қарамастан, қолданыстағы протез конструкциялары әрдайым ұзақ мерзімді тұрақты бекітуді және сүйек тінінде жүктемелердің біркелкі бөлінуін қамтамасыз ете бермейді.

Зерттеудің мақсаты — тізе буыны протезінің сенімді бекітілуін арттыруға және асептикалық босаңсу қаупін төмендетуге бағытталған конструкцияны өзірлеу. Жұмыс барысында CAD-жүйелерді қолдана отырып протездің үшөлшемді моделін құру, буын анатомиясын, протез түрлері мен материалдарын талдау, сондай-ақ SolidWorks бағдарламалық ортасында сандық модельдеу әдістері арқылы биомеханикалық сипаттамаларды бағалау жүргізілді. Алынған нәтижелер протездің сүйек тінімен биомеханикалық үйлесімділігін арттыруға мүмкіндік береді.

## АННОТАЦИЯ

В магистерской диссертации рассматривается разработка конструкции протеза коленного сустава с учётом биомеханических и анатомических особенностей опорно-двигательного аппарата человека. Коленный сустав относится к числу наиболее нагруженных, а его дегенеративные и травматические поражения нередко требуют эндопротезирования. Несмотря на развитие современных технологий, существующие конструкции протезов не всегда обеспечивают долговременную стабильность фиксации и равномерное распределение нагрузок в костной ткани.

Целью работы является разработка конструкции протеза коленного сустава, направленной на повышение надёжности фиксации и снижение риска асептического расшатывания. В ходе исследования выполнено трёхмерное моделирование протеза с использованием CAD-систем, проанализированы анатомия сустава, типы протезов и материалы, а также проведена оценка биомеханических характеристик методом численного моделирования в среде SolidWorks. Научная и практическая значимость работы заключается в обосновании конструктивных решений, способствующих повышению биомеханической совместимости протеза с костной тканью.

## ANNOTATION

This master's thesis focuses on the development of a knee joint prosthesis design taking into account the biomechanical and anatomical characteristics of the human musculoskeletal system. The knee joint is one of the most highly loaded joints, and its degenerative diseases and traumatic injuries often require total knee arthroplasty. Despite advances in modern technologies, existing prosthetic designs do not always provide long-term fixation stability and uniform load distribution within the bone tissue.

The aim of the study is to develop a knee joint prosthesis design that improves fixation reliability and reduces the risk of aseptic loosening. The research includes three-dimensional modeling of the prosthesis using CAD systems, analysis of knee joint anatomy, existing prosthesis types and materials, and evaluation of biomechanical characteristics through numerical simulation in the SolidWorks environment. The scientific and practical significance of the work lies in substantiating design solutions that enhance the biomechanical compatibility of the prosthesis with bone tissue.

## **РЕФЕРАТ**

Магистерская диссертация состоит из 93 страниц, содержит 86 рисунков, 0 таблиц. Список использованных источников - 16.

Ключевые слова: протез коленного сустава, эндопротезирование, биомеханика, опорно-двигательный аппарат, ортопедия, конструирование, 3D-моделирование.

Объектом исследования является коленный сустав человека.

Цель работы – разработка конструкции протеза для замены коленного сустава, направленной на повышение надёжности фиксации и биомеханической совместимости с костной тканью.

В ходе работы проводились: анализ анатомических и биомеханических особенностей коленного сустава, обзор существующих конструкций и материалов протезов, разработка трёхмерной модели протеза в CAD-системе, а также анализ конструктивных решений, применяемых при эндопротезировании.

В результате выполненной работы был разработан прототип конструкции протеза коленного сустава, учитывающий особенности взаимодействия с костной тканью и направленный на снижение риска асептического расшатывания при длительной эксплуатации.

Область применения: ортопедия и травматология, эндопротезирование коленного сустава.

В дальнейшем планируется проведение дополнительных исследований, направленных на оптимизацию конструктивных параметров протеза и расширение возможностей его практического применения.

## СОДЕРЖАНИЕ

<b>ВВЕДЕНИЕ</b>	<b>9</b>
1. Общая характеристика исследования и теоретические основы протезирования коленного сустава	10
1.1 Актуальность проекта	10
1.2 Цель	11
1.3 Постановка задач исследования	12
1.4 Объект исследования	13
1.5 Предмет исследования	13
1.6 Методология исследования	14
1.7 Научная новизна	14
1.8 Теория и история коленного сустава	15
1.8.1 Анатомическое и физиологическое обоснование	15
1.8.2 История развития протезов для коленного сустава	16
1.9 Разновидности и строение протеза коленного сустава	18
1.9.2 Типы протезов	18
1.9.3 Материалы и конструкция	24
1.10 Хирургические особенности протезирования	27
1.10.1 Хирургические методы имплантации	27
1.10.2 Осложнения и реабилитация	29
2. Формирование и исследование конструкции протеза для замены коленного сустава	31
2.1 Анализ существующих конструкций протезов коленного сустава	31
2.1.1 Общие подходы в конструкциях коленных эндопротезов	31
2.1.2 Примеры промышленных систем: модели, сильные стороны и ограничения	32
2.1.3 Типовые инженерные «слабые места», общие для большинства серийных протезов	40
2.1.4 Обоснование разрабатываемой модели	40
2.2 Разработка и описание конструктивного прототипа протеза коленного сустава	41
2.3 Изучение COMSOL Multiphysics	50
2.3.1 Геометрическая структура модели коленного сустава	50

2.3.2 Свойства материалов и напряжённо-деформированное состояние	51
3. Финальная конструкция и расчётно-экспериментальное исследование протеза для замены коленного сустава	55
3.1 Окончательная конструкция протеза	55
3.2 Конструктивные особенности финальной модели протеза коленного сустава	58
3.3 Сравнительный анализ прототипа и финальной конструкции протеза	61
3.4 Расчёты и анализ напряжённо-деформированного состояния конструкции	63
3.4.1 Результаты расчёта по эквивалентным напряжениям Мизеса	63
3.4.2 Результаты расчёта по эквивалентным деформациям конструкции	70
3.4.3 Результаты расчёта по эквивалентным перемещениям конструкции	79
СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ МАГИСТРАНТА	89
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	90
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	92

## ВВЕДЕНИЕ

Современное общество сталкивается с ростом заболеваний и повреждений опорно-двигательного аппарата, которые приводят к стойкому ограничению подвижности и снижению качества жизни значительной части населения. Одной из наиболее уязвимых структур является коленный сустав, на который ежедневно приходится существенная доля статических и динамических нагрузок. Дегенеративно-дистрофические процессы, травмы, воспалительные заболевания и последствия оперативных вмешательств приводят к болевому синдрому, деформации конечности и потере самостоятельности, что в ряде случаев заканчивается инвалидизацией пациента.

Развитие медицинских технологий и биомедицинской инженерии позволяет создавать и совершенствовать высокотехнологичные изделия, направленные на восстановление утраченных функций опорно-двигательного аппарата. Одним из наиболее эффективных методов лечения тяжёлых поражений коленного сустава является тотальное эндопротезирование, при котором поражённые суставные поверхности заменяются искусственным протезом. Однако существующие конструкции протезов не всегда обеспечивают длительную стабильность фиксации и оптимальное распределение нагрузок в костной ткани, что может приводить к асептическому расшатыванию, болевому синдрому и необходимости ревизионных операций.

В этих условиях особую актуальность приобретает разработка новых инженерных решений, направленных на улучшение биомеханических характеристик протеза коленного сустава, повышение надёжности его фиксации в кости и увеличение срока службы имплантата. Настоящая магистерская диссертация посвящена созданию и исследованию конструкции протеза для замены коленного сустава с использованием современных методов трёхмерного моделирования и численного анализа напряжённо-деформированного состояния.

# 1. Общая характеристика исследования и теоретические основы протезирования коленного сустава

## 1.1 Актуальность проекта

В современном обществе проблемы, связанные с заболеваниями и повреждениями опорно-двигательного аппарата, становятся все более актуальными и насущными. Одним из наиболее распространенных заболеваний, приводящих к нарушению функций опорно-двигательной системы, является дегенеративно-дистрофическое заболевание суставов, в частности коленного сустава. Так, например взяв статистику ВОЗ, только одним ревматоидным артритом на 2019 г. страдали 18 млн человек во всем мире, порядка 70% больных ревматоидным артритом составляют женщины, и 55% – люди в возрасте старше 55 лет, тринадцати миллионам человек ввиду тяжести ревматоидного артрита (средней или тяжелой) показана реабилитация [3].

Ревматоидный артрит – системное аутоиммунное заболевание, затрагивающее различные системы организма, но чаще всего поражающее суставы рук, запястья, ступни ног, лодыжки, коленные, плечевые и локтевые суставы [3].

Если же брать статистические данные, представленные на основе результатов Национального опроса по вопросам здоровья на Рисунке 1, которые собираются у граждан США, то в течение 2019–2021 годов примерно у каждого пятого взрослого населения США (21,2%), или около 53,2 миллиона человек, был диагностирован артрит [2].

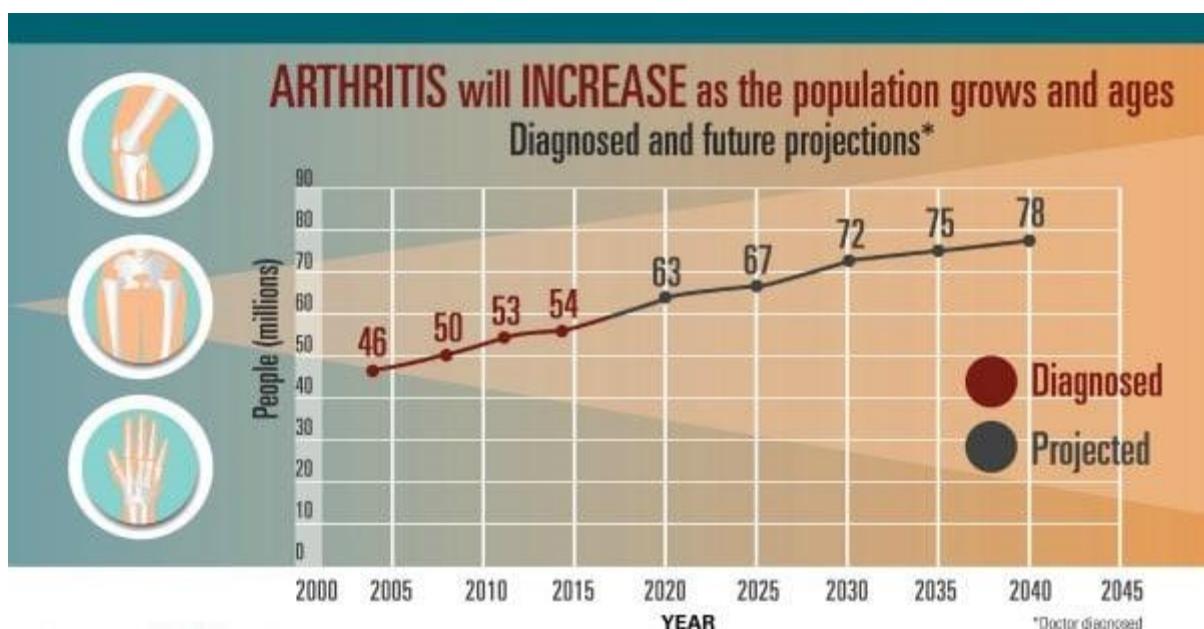


Рисунок 1 - Данные и статистика артрита от CDC

На сегодняшний день, несмотря на значительные достижения в медицинской науке и технологиях, лечение заболеваний и травм, связанных с коленным суставом, остается одной из актуальных проблем мировой медицины. Дегенеративные заболевания, такие как остеоартрит, а также последствия тяжелых травм нередко приводят к значительному снижению качества жизни пациентов, ограничению их подвижности и потере трудоспособности. Одним из наиболее эффективных методов лечения на поздних стадиях таких заболеваний является эндопротезирование коленного сустава. Это вмешательство позволяет восстановить функциональность сустава, уменьшить болевые ощущения и вернуть пациентам возможность вести активный образ жизни.

Однако, несмотря на успешное развитие технологий протезирования, в этой области по-прежнему сохраняется ряд нерешенных проблем, которые ограничивают эффективность и доступность существующих решений. Во-первых, срок службы современных протезов ограничен и составляет, как правило, 10–15 лет, что в большинстве случаев требует проведения ревизионных операций, связанных с дополнительными рисками и затратами. Во-вторых, современные протезы не всегда обеспечивают полное воспроизведение биомеханики здорового коленного сустава, что затрудняет процесс реабилитации, увеличивает нагрузку на соседние суставы и может приводить к преждевременному износу конструкций. Кроме того, недостаточное внимание уделяется индивидуализации протезов с учетом анатомических и физиологических особенностей конкретного пациента, что часто приводит к дискомфорту и осложнениям.

Научная проблема заключается в необходимости разработки новой конструкции протеза для замены коленного сустава, которая будет сочетать долговечность, улучшенную биомеханическую совместимость и возможность персонализации. Решение данной проблемы требует применения инновационных подходов, включая использование численного моделирования, технологий 3D-печати и материалов с высокой степенью биосовместимости. Исследование направлено на устранение существующих ограничений, что позволит не только улучшить качество жизни пациентов, но и снизить экономические затраты на лечение, связанные с заменой протезов и лечением осложнений.

## 1.2 Цель

Целью данной работы является разработка конструкции протеза коленного сустава, которая позволит обеспечить воспроизведение естественных биомеханических функций сустава при оптимальных затратах на материалы и технологии производства. Исследование направлено на создание научно обоснованной модели, которая будет сочетать долговечность, минимизацию риска осложнений и улучшение адаптации пациентов к имплантату.

Для достижения этой цели проводится комплексное изучение современных подходов к проектированию, включая численное моделирование, выбор перспективных материалов и технологий производства, таких как 3D-печать. Это позволит разработать конструкцию протеза, оптимизированную с учетом индивидуальных анатомических особенностей пациентов и соответствующую требованиям медицинской практики.

Желаемым результатом является создание концепции конструкции протеза, которая обеспечит восстановление естественных функций коленного сустава, повысит комфорт пациентов и сократит необходимость повторных операций. Полученные результаты будут иметь практическое значение как для развития биомедицинской инженерии, так и для улучшения качества эндопротезирования в медицинской практике.

### **1.3 Постановка задач исследования**

В рамках исследования проведен системный анализ существующих конструкций протезов коленного сустава, включая их биомеханические и функциональные характеристики. Это позволило выявить основные ограничения и проблемы, связанные с недостаточной долговечностью, ограниченной биомеханической совместимостью и отсутствием индивидуализации конструкций. Анализ стал основой для постановки дальнейших задач работы.

Одной из ключевых задач стало создание теоретической модели протеза, учитывающей анатомические и физиологические особенности коленного сустава. Для этого использованы методы численного моделирования, которые позволяют оценить поведение конструкции под нагрузками и оптимизировать её параметры. Такой подход обеспечивает возможность разработки протеза, максимально приближенного к естественным биомеханическим условиям.

Особое внимание в исследовании удалено изучению свойств перспективных материалов, включая их биосовместимость, износостойкость и прочностные характеристики. Целью данного этапа является выбор материалов, которые способны увеличить срок службы протеза и минимизировать риск осложнений при его использовании.

На основе результатов моделирования и анализа материалов была проведена оптимизация конструктивных параметров протеза. Это позволяет обеспечить более равномерное распределение нагрузки и повысить надежность изделия в процессе эксплуатации. Полученные данные использованы для разработки улучшенной конструкции, соответствующей современным требованиям медицины.

Заключительным этапом исследования стал сравнительный анализ предложенной конструкции с существующими решениями. Это позволило оценить преимущества нового подхода с точки зрения функциональности,

адаптивности и практической значимости. На основе всех полученных результатов сформулированы идеи по применению предложенных решений в дальнейшем проектировании и производстве протезов.

Поставленные задачи направлены на решение конкретной научной проблемы, связанной с улучшением характеристик протезов коленного сустава, и обеспечивают основу для дальнейших исследований и внедрения новых технологий в медицинскую практику.

## **1.4 Объект исследования**

Объектом исследования в данной работе является процесс проектирования и разработки конструкции протеза коленного сустава, направленного на восстановление функций поврежденного сустава. Этот процесс включает в себя изучение биомеханических особенностей коленного сустава, выбор материалов для создания протеза, а также применение современных методов моделирования и проектирования для создания функционального и долговечного изделия.

В качестве материалов исследования рассматриваются существующие конструкции протезов, их основные характеристики, а также перспективные материалы, такие как биосовместимые металлы, полимеры и керамика. Особое внимание уделяется анализу их износостойкости, прочности и адаптивности к биологической среде. Процесс взаимодействия протеза с костной и мягкой тканями также является важным аспектом объекта исследования, поскольку он влияет на долговечность и функциональность конструкции.

Объект исследования направлен на изучение ключевых аспектов проектирования и разработки протезов коленного сустава с целью создания конструкции, которая отвечает современным медицинским и инженерным требованиям.

## **1.5 Предмет исследования**

Предметом исследования в данной работе являются биомеханические и конструктивные аспекты проектирования протеза коленного сустава. В рамках исследования рассматриваются ключевые параметры, которые определяют функциональность и долговечность протеза, такие как распределение нагрузки, взаимодействие с костной тканью и имитация естественных движений сустава.

Особое внимание уделяется выбору материалов для элементов протеза, их износостойкости, биосовместимости и способности адаптироваться к физиологическим условиям организма. Кроме того, в предмет исследования входит применение методов численного моделирования для оценки механических характеристик протеза, что позволяет оптимизировать его

конструкцию с учетом индивидуальных анатомических особенностей пациента.

Предмет исследования сосредоточен на изучении аспектов, которые влияют на качество, надежность и эффективность протезирования, а также на разработке рекомендаций для совершенствования конструкции современных коленных протезов.

## **1.6 Методология исследования**

Методология исследования основывается на комплексном подходе, включающем теоретические, аналитические и моделирующие методы, которые планируется применить для достижения поставленной цели и решения задач, связанных с разработкой конструкции протеза коленного сустава.

Первый этап исследования предусматривает обзор и анализ научной литературы, а также существующих решений в области эндопротезирования. Планируется изучить современные подходы к проектированию протезов, их конструктивные особенности и применяемые материалы, чтобы выявить основные проблемы и недостатки. Аналитическая часть будет служить базой для формулирования рекомендаций по улучшению характеристик конструкций.

Следующий этап включает применение численного моделирования, в частности метода конечных элементов (МКЭ), для исследования биомеханических характеристик протеза. Планируется разработать и протестировать базовую модель протеза, чтобы оценить её поведение под нагрузкой, выявить критические зоны и определить направления для оптимизации конструкции. Моделирование будет учитывать анатомические и физиологические особенности коленного сустава, что позволит адаптировать проектируемую конструкцию к реальным условиям.

Особое внимание в исследовании планируется уделить анализу перспективных материалов, таких как титановые сплавы, полиэтилен и керамика. Предполагается изучение их свойств, включая биосовместимость, износостойкость и прочностные характеристики, чтобы обосновать выбор материалов для элементов протеза.

Завершающий этап методологической части будет направлен на сравнение разработанных теоретических решений с существующими аналогами. Планируется сформулировать критерии оценки и провести сравнительный анализ для определения преимуществ и выявления возможных недостатков предложенной конструкции.

## **1.7 Научная новизна**

Научная новизна проекта заключается в разработке подхода к проектированию протеза коленного сустава, который учитывает

современные достижения в области численного моделирования, материаловедения и технологий производства. Предлагаемая конструкция протеза будет основываться на применении инновационных методов оптимизации, таких как метод конечных элементов (МКЭ), что позволит обеспечить более точное воспроизведение биомеханических функций коленного сустава.

Одним из новых аспектов исследования является изучение и обоснование выбора перспективных материалов для элементов протеза. Планируется исследовать свойства таких материалов, как титановые сплавы, высокопрочный полиэтилен и керамика, с точки зрения их биосовместимости, износостойкости и адаптивности к условиям человеческого организма. Анализ позволит предложить оптимальные материалы для повышения долговечности и функциональности протеза.

Дополнительно проект предполагает внедрение персонализированного подхода к проектированию протезов, который будет учитывать анатомические особенности каждого пациента. Это станет возможным благодаря использованию современных методов 3D-моделирования, что позволит адаптировать конструкцию протеза к индивидуальным нагрузкам и условиям эксплуатации.

Данный аспект проекта заключается в интеграции современных инженерных методов и биомедицинских требований для создания концепции конструкции протеза коленного сустава, которая будет способствовать улучшению функциональности, долговечности и адаптивности протезов в медицинской практике. Предполагаемые результаты исследования закладывают основу для дальнейших разработок в области эндопротезирования.

## **1.8 Теория и история коленного сустава**

### **1.8.1 Анатомическое и физиологическое обоснование**

Коленный сустав является одним из самых крупных и сложных суставов человеческого организма, обеспечивающим подвижность и поддержку нижних конечностей. Он состоит из трех основных компонентов: бедренной кости, голени и костей-буторков, соединенных связками, суставным хрящом и сумками суставной жидкости [5].

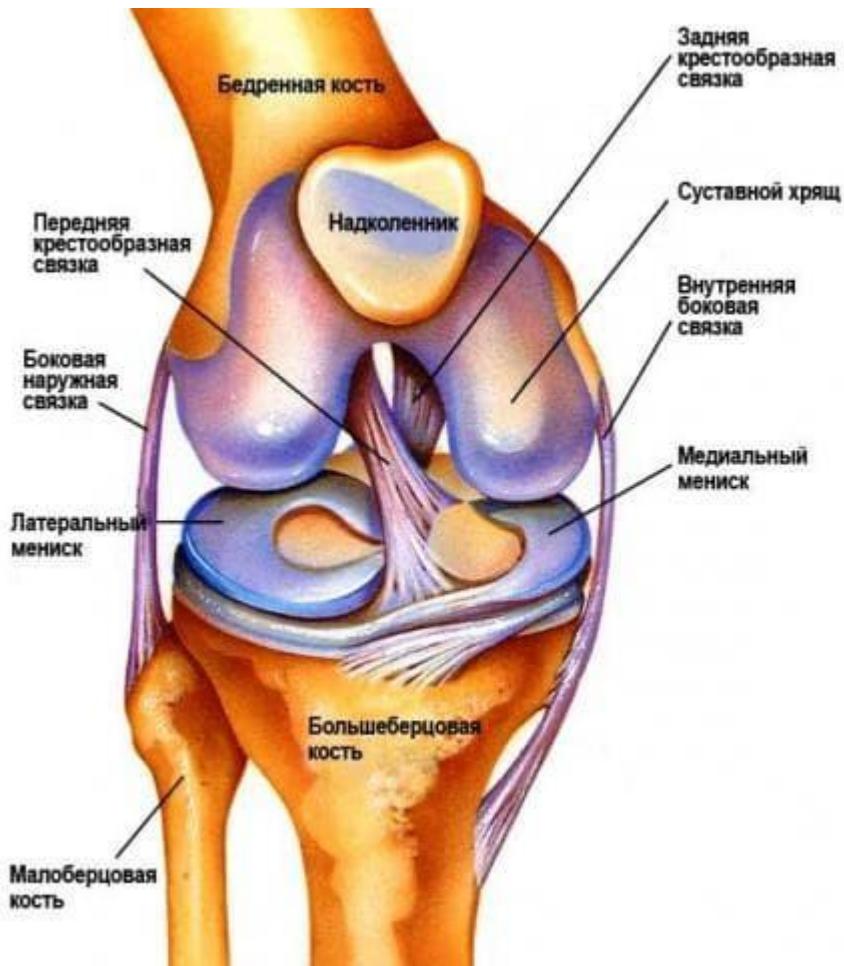


Рисунок 2 – Строение коленного сустава

Функции коленного сустава включают поддержку тела, амортизацию и передачу нагрузки, а также обеспечение подвижности и стабильности при движении. Это делает его ключевым элементом опорно-двигательного аппарата, который подвержен различным видам травм и заболеваний, таким как остеоартрит, травматические повреждения связок и хрящевые дефекты.

Поражения коленного сустава могут привести к ограничению двигательной активности, боли и нарушению качества жизни пациентов. В некоторых случаях, когда консервативное лечение не приносит ожидаемого результата, необходимо обратиться к хирургическим методам, включая имплантацию протеза для замены коленного сустава.

### **1.8.2 История развития протезов для коленного сустава**

История развития протезов для замены коленного сустава насчитывает несколько десятилетий и отражает постоянное стремление медицинской науки и технологий к улучшению качества жизни пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Первые попытки создания протезов для коленного сустава были сделаны в середине XX века.

Одним из ранних примеров такого протеза является протез, разработанный в 1954 году американским хирургом Джоном Чарнили вместе с инженером Л. Маккинсоном. Этот протез был сделан из пластика и использовался для замены только одной компоненты коленного сустава.

Значительным прорывом в развитии протезов для коленного сустава стало появление первого полного коленного протеза, разработанного в 1968 году американским хирургом Джоном Инсаллом. Этот протез включал в себя компоненты для замены как бедренной, так и голеностопной части коленного сустава и использовался для лечения пациентов с остеоартритом и травматическими повреждениями.

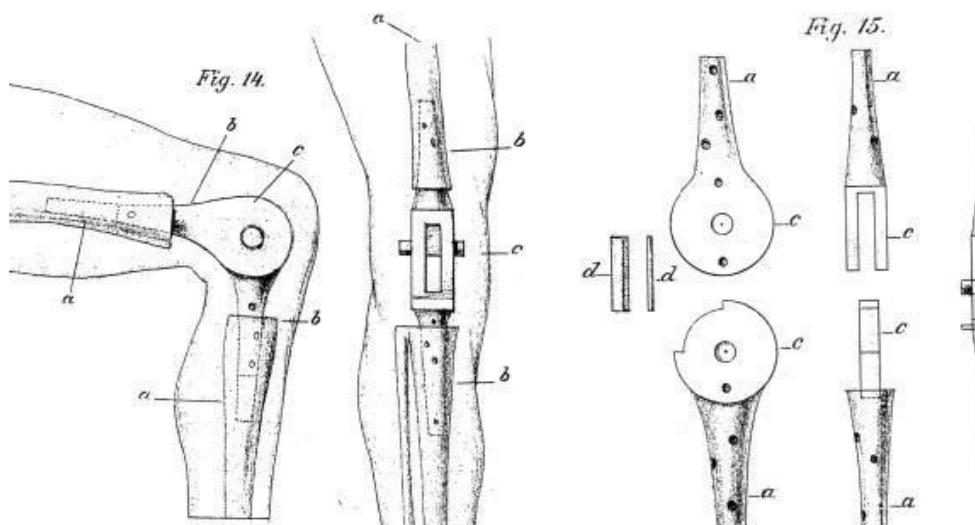


Рисунок 3 – Один из первых концептов протеза коленного сустава



Рисунок 4 – Первый современный разработанный протез коленного сустава

С течением времени протезы для коленного сустава продолжали совершенствоваться, появлялись новые материалы и конструкции, а также различные типы протезов, учитывающие особенности анатомии и потребности пациентов. Сегодня существуют различные модели и варианты протезов для замены коленного сустава, от классических фиксируемых протезов до более инновационных мобильных и индивидуализированных дизайнов, которые позволяют учитывать индивидуальные особенности каждого пациента.

## **1.9 Разновидности и строение протеза коленного сустава**

### **1.9.2 Типы протезов**

Протезы для замены коленного сустава разнообразны и могут быть классифицированы по различным критериям, таким как их конструкция, степень индивидуализации, метод крепления и тип движения.

Фиксируемые протезы обеспечивают жесткую фиксацию между бедренной и голеностопной костями, тогда как мобильные протезы позволяют некоторую степень свободного движения между компонентами протеза. Мобильные протезы имеют преимущество в более естественной биомеханике сустава и уменьшении риска износа, однако они также могут требовать более тщательной имплантации.



Рисунок 5 – Эндопротез с задней стабилизацией

В этом типе импланта большеберцовая часть проложена слегка выступающей поверхностью, на которой расположен столбик, соответствующий специальному элементу, так называемому эксцентрику, в бедренной части. Задняя крестообразная связка подвергается резекции, чтобы подогнать элементы к кости. Все части работают вместе, чтобы выполнять функции задней крестообразной связки: предотвращать скольжение бедренной кости вперед от большеберцовой при сгибании колена [10].



Рисунок 6 – Эндопротез с сохранением крестообразной связки

Как следует из названия, в этом типе эндопротеза задняя крестообразная связка сохраняется. Импланты с сохранением крестообразной связки не имеют встроенной сердцевины. Протез может быть целесообразным для пациентов, у которых задняя крестообразная связка достаточно健康а, чтобы стабилизировать коленный сустав [10].

Универсальные протезы имеют стандартные размеры и формы, которые подходят для большинства пациентов, в то время как индивидуализированные протезы создаются на основе индивидуальных анатомических данных каждого конкретного пациента. Индивидуализированные протезы могут обеспечивать более точную посадку и лучшее функциональное восстановление, но требуют более высокой степени кастомизации и могут быть более дорогостоящими.



Рисунок 7 – Классический универсальный протез



Рисунок 8 – Протез коленного сустава для людей с отсутствующей конечностью

Помимо этих основных типов, существует также множество вариаций и модификаций протезов для замены коленного сустава, включая гибридные протезы, компоненты с различными поверхностями и специализированные протезы для определенных видов активности. Выбор оптимального типа протеза зависит от множества факторов, включая возраст и активность пациента, степень повреждения сустава и хирургические предпочтения врача.



Рисунок 9 – Различные вариации протезов коленного сустава

Приводя в пример статью из журнала Healthcare Engineering, где группа лиц провела исследование в области изучении движения, моделирования и создания прототипа коленного сустава, стоит отметить, что подобного рода протезы имеют весьма хорошие показатели. Так, они создали свой протез на основе математического моделирования и кинематических расчетов, после этого создали стенд, на котором смогли провести симуляцию сгибания созданного ими коленного сустава, далее с помощью датчиков и программного обеспечения они замерили реальное движение коленного сустава здорового человека и в конце сравнили обе полученные модели. Как они сами говорят результаты показывают, что форма центроды прототипа протеза очень близка к смоделированной траектории. Различия между этими двумя траекториями можно объяснить неточностями изготовления, а также ошибками, присущими анализу обработки изображений. Результаты показали, что максимальная длина во время сгибательно-разгибательного движения прототипа протеза приходится примерно на 70% цикла походки, что согласуется с моделированием и естественным движением колена [9]. Это исследование говорит нам о том, что протезы в целом довольно эффективны благодаря своему анатомически правильному проектированию, что является очень важной частью протеза, как и подбор материалов для его изготовления.

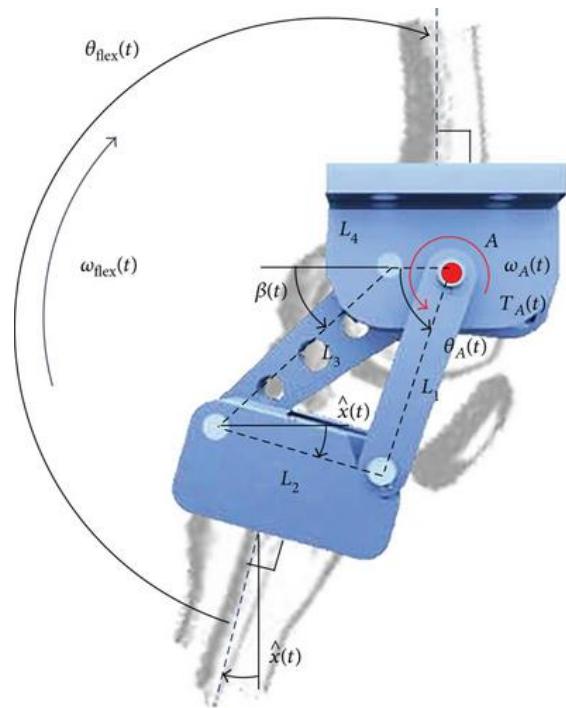


Рисунок 10 – Кинематическая схема коленного механизма



Рисунок 11 – Физический прототип коленного протеза

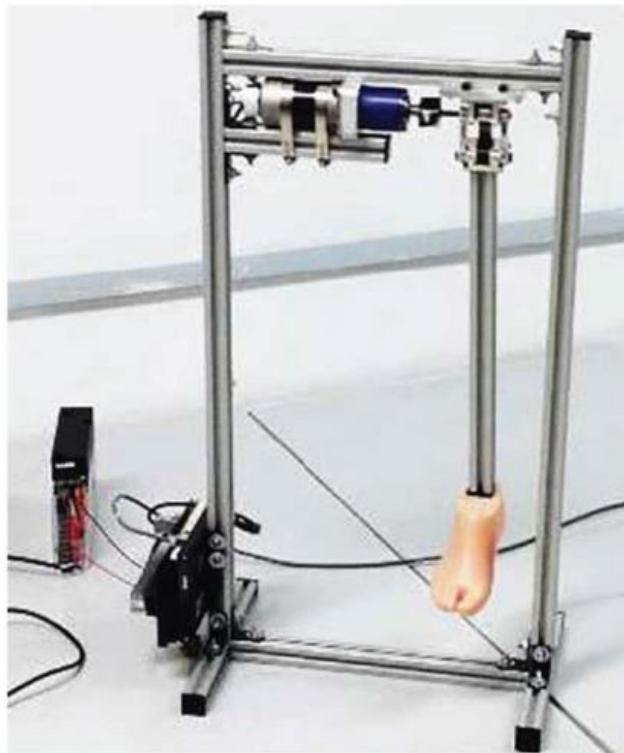


Рисунок 12 – Экспериментальный тест на испытательном стенде



Рисунок 13 – Экспериментальный тест на аппаратуре метода эхоконтроля на звуковом лонжероне

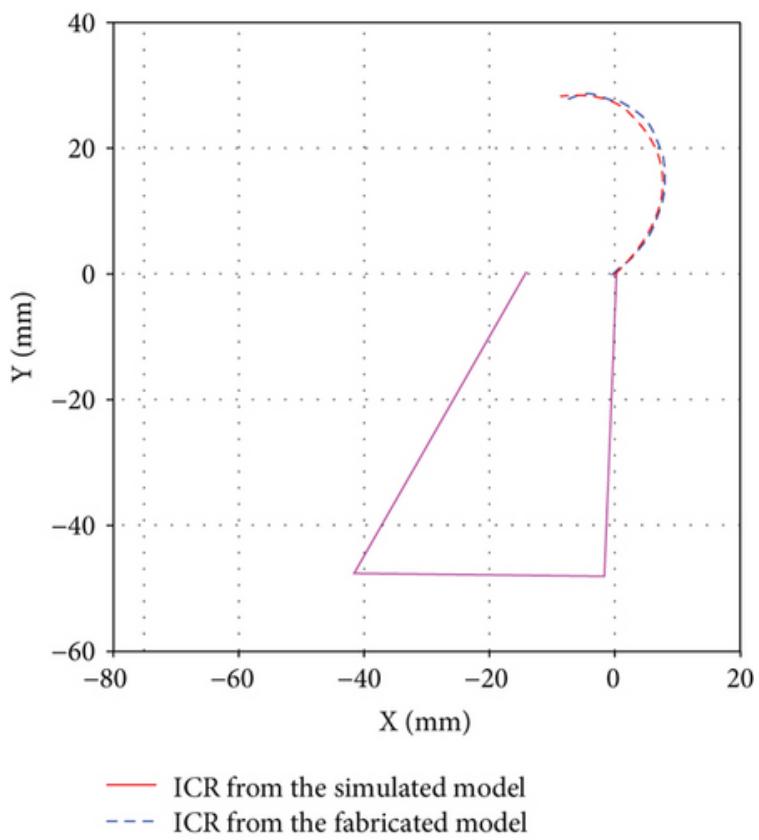


Рисунок 14 – ICR-траектории имитационной модели и изготовленного устройства.

### 1.9.3 Материалы и конструкция

Материалы, используемые для изготовления протезов для замены коленного сустава, играют ключевую роль в их функциональности, долговечности и совместимости с организмом. Основные требования к материалам включают прочность, износостойкость, биологическую совместимость и возможность воспроизведения естественной биомеханики сустава.

Одним из наиболее распространенных материалов для протезов является металл, такой как нержавеющая сталь, кобальт-хромовые сплавы и титан. Металлические компоненты протеза обеспечивают прочность и долговечность, а также возможность создания точной посадки и фиксации. Однако металлические протезы могут быть подвержены износу и коррозии с течением времени.

Если про титан и нержавеющую сталь информация всем известна, то вот про кобальт-хромовые сплавы не все знают.



Рисунок 15 - Хром-кобальт-молибденовые сплавы

Cobalt chrome molybdenum - это смесь металлической пудры, из которой при помощи металлической 3D-печати производятся детали из высоколегированного сплава кобальта, хрома и молибдена. Этот сплав характеризуется отличными механическими свойствами (прочность, жесткость и т. д.), устойчивостью к коррозии и термостойкостью. Подобные сплавы обычно применяют в биомедицинской сфере для создания имплантов [12].

Детали, выращенные из этого металлического порошка, не содержат никель, стерилизуемы и подходят для биомедицинского применения. Они также отличаются мелкой равномерной кристаллической зернистостью поверхности. Детали из CoCrMo полностью соответствуют стандартам ISO 5832-4 и ASTM F75 для литья из сплава под импланты CoCrMo, а также удовлетворяют требованиям стандартов ISO 5832-12 и ASTM F1537 [12].

Table 1: Mechanical Properties of the Ti-6Al-4V and Co-28Cr-6Mo alloys

Mechanical Properties	Ti-6Al-4V	Co-28Cr-6Mo
Young Modulus (GPa)	110 - 119	235 - 247
Tensile Strength (MPa)	862 - 1200	1290 - 1420
Yield strength (elastic limit) [MPa]	786 - 910	760 - 839
Elongation [%]	10 -14	25 - 29
Hardness [HV]	337- 357	363 - 402

Рисунок 16 - Механические свойства сплавов Ti-6Al-4V и Co-28Cr-6Mo.

Другими распространенными материалами являются полимеры, такие как полиэтилен и акрилонитрил-бутадиен-стирол (ABS). Полимерные материалы обладают хорошими амортизационными свойствами и могут уменьшить износ на смежных поверхностях сустава. Однако они могут быть менее прочными и менее износостойкими по сравнению с металлическими материалами.

Полиэтилен является широко используемым материалом в операциях по замене суставов, особенно при замене тазобедренного и коленного суставов. Это прочный и долговечный материал, который десятилетиями использовался для создания искусственных суставов, которые точно имитируют естественное движение и функцию сустава [13].



Рисунок 17 – Использование полиэтилена в протезе коленного сустава

Полиэтилен используется при замене суставов в качестве опорной поверхности между металлическими компонентами сустава. Это материал с низким коэффициентом трения, который позволяет суставу двигаться плавно и с минимальным износом. Полиэтилен также биосовместим, то есть не вызывает побочных реакций в организме и может безопасно использоваться в качестве материала для имплантатов [13].

Одной из потенциальных проблем, связанных с использованием полиэтилена при замене суставов, является их износ с течением времени. По мере движения сустава полимер может постепенно изнашиваться, потенциально вызывая повреждение окружающих тканей и требуя ревизионной операции. Для борьбы с этим были разработаны новые полиэтиленовые материалы с улучшенной износостойкостью, такие как сшитый полиэтилен [13].

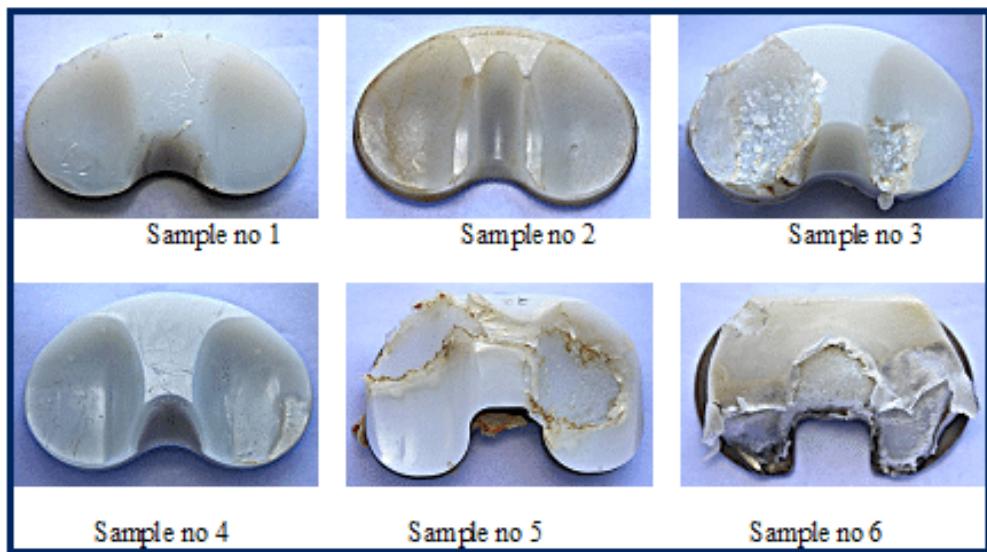


Рисунок 18 – Износ полиэтилена в протезе сустава

Конструкция протезов для коленного сустава может варьироваться в зависимости от их типа и дизайна. Она включает в себя компоненты для замены бедренной и голеностопной части сустава, а также элементы для обеспечения стабильности, фиксации и движения. Современные протезы обычно имеют модульную конструкцию, которая позволяет хирургам выбирать и комбинировать различные компоненты в соответствии с анатомическими особенностями и потребностями пациентов.

Понимание материалов и конструкции протезов для замены коленного сустава играет важную роль в выборе наиболее подходящего типа протеза и оптимизации результатов хирургического вмешательства.

## 1.10 Хирургические особенности протезирования

### 1.10.1 Хирургические методы имплантации

Хирургическая имплантация протеза для замены коленного сустава является сложной и многоступенчатой процедурой, которая требует высокой квалификации хирурга, соблюдения строгих стандартов и индивидуализации под каждого пациента. Существует несколько основных методов и техник имплантации, включая:

- Открытая имплантация: традиционный метод, при котором хирург делает разрез над коленом, чтобы получить доступ к суставу. Затем он удаляет поврежденные структуры сустава и имплантирует протез, закрывая разрез швами.



Рисунок 19 – Открытая имплантация

- Минимально инвазивная имплантация: метод предполагает использование более маленьких разрезов и специальных инструментов, чтобы минимизировать травму окружающих тканей. Это может привести к быстрому восстановлению и сокращению периода реабилитации.



Рисунок 20 – Минимально инвазивная имплантация

- Роботизированная имплантация: новейшие технологии включают использование роботов и компьютерных навигационных систем для улучшения точности и позиционирования протеза в ходе операции. Это может помочь уменьшить риск осложнений и улучшить результаты.



Рисунок 21 – Роботизированная имплантация

Вне зависимости от выбранного метода, ключевыми этапами имплантации являются правильное подготовка кости, точное позиционирование компонентов протеза, обеспечение стабильности и сбалансированного выравнивания сустава. Это важно для предотвращения осложнений, таких как неправильное положение протеза, нестабильность сустава и износ.

После операции пациентам обычно требуется реабилитация, которая включает физиотерапию, упражнения для восстановления силы и подвижности сустава, а также обучение правильной технике ходьбы и выполнения повседневных действий. Хирургические методы имплантации протеза для замены коленного сустава постоянно совершенствуются, с целью улучшения результатов и уменьшения риска осложнений для пациентов.

### 1.10.2 Осложнения и реабилитация

Хотя хирургическая замена коленного сустава считается относительно безопасной и эффективной процедурой, она может сопровождаться различными осложнениями, как во время операции, так и в послеоперационном периоде. Некоторые из наиболее распространенных осложнений включают в себя:

Развитие инфекции в области оперативного вмешательства. Это серьезное осложнение, требующее антибиотиков и, в некоторых случаях, повторной операции.

Тромбозы, когда послеоперационный период сопровождается повышенным риском тромбозов (образование сгустков крови), особенно у пациентов с длительным бессознательным положением и ослабленной активностью.

Различные компликации, которые включают в себя кровопотерю, повреждение нервов и сосудов, неправильное положение или нестабильность протеза, асептический некроз головки бедренной кости и другие.

Однако исследования показали, что 98% всех протезов коленного сустава по-прежнему функционируют должным образом через десять лет, а более 80% по-прежнему функционируют должным образом через 20 лет [9].

Для предотвращения осложнений и максимизации результатов послеоперационного вмешательства важно строго соблюдать рекомендации врача по реабилитации. Программа реабилитации обычно начинается непосредственно после операции и включает в себя физиотерапию, упражнения для восстановления силы и подвижности сустава, а также обучение правильной технике ходьбы и выполнения повседневных действий.

Регулярные посещения физиотерапевта и контроль со стороны врача помогают отслеживать прогресс восстановления и своевременно выявлять любые осложнения, которые могут возникнуть. Подходящая реабилитация играет решающую роль в восстановлении функций коленного сустава и обеспечении пациента максимально возможным уровнем жизни после операции.

## **2. Формирование и исследование конструкции протеза для замены коленного сустава**

### **2.1 Анализ существующих конструкций протезов коленного сустава**

На современном этапе развития ортопедической техники эндопротезирование коленного сустава является одним из наиболее распространённых и клинически отработанных методов лечения дегенеративных и травматических поражений опорно-двигательного аппарата. На мировом рынке представлено большое количество моделей эндопротезов, разработанных ведущими производителями медицинских изделий.

К числу наиболее известных производителей относятся **Zimmer Biomet, DePuy Synthes, Smith & Nephew, Stryker** и другие. Их изделия широко применяются в клинической практике и характеризуются высокой надёжностью и длительным сроком службы.

Типовая конструкция тотального эндопротеза коленного сустава включает:

- бедренный компонент (чаще всего из кобальт-хромового сплава);
- большеберцовый компонент с металлическим основанием и полиэтиленовой вставкой;
- ножку (штырь) большеберцового компонента, обеспечивающую фиксацию в костной ткани.

#### **2.1.1 Общие подходы в конструкциях коленных эндопротезов**

Большинство современных систем тотального эндопротезирования коленного сустава (ТКА) развиваются внутри нескольких базовых инженерно-клинических концепций:

- **CR (Cruciate Retaining)** — сохранение задней крестообразной связки (ЗКС), акцент на «физиологичную» кинематику при условии сохранности связочного аппарата.
- **PS (Posterior Stabilized)** — замещение функции ЗКС за счёт механизма «кулачок-стойка» (cam-post), повышающего стабильность в сгибании.
- **Medially stabilized / medial-pivot** — «медиально стабилизированная» кинематика: более конгруэнтный (стабильный) медиальный отдел и более свободный латеральный, чтобы приблизить движение к естественной схеме.
- **Различия по платформе:** фиксированная вкладыш-платформа (fixed bearing) против вращающейся платформы (rotating platform), с разными компромиссами между стабильностью и потенциальным снижением контактных напряжений.

Эти подходы подробно обсуждаются в биомеханическом обзоре по конструкциям протезов колена (Liang et al., 2022), где подчёркивается, что конструкция компонентов и контактные взаимодействия напрямую

определяют кинематику, распределение нагрузок и потенциальные зоны риска износа/нестабильности.

### 2.1.2 Примеры промышленных систем: модели, сильные стороны и ограничения

#### **Zimmer Biomet — NexGen (в т.ч. Legacy LPS-Flex)**

Система **NexGen** — одна из наиболее распространённых линеек, имеющая варианты под разные «философии» и клинические сценарии (в т.ч. высокую амплитуду сгибания и разные типы фиксации). Отдельно вариант **NexGen Legacy LPS-Flex** ориентирован на глубокое сгибание и использует PS-механику с изменённой геометрией для устойчивости и сохранения контактной площади при сгибании.



Рисунок 22 – Zimmer Biomet — NexGen (Legacy LPS-Flex)

#### **Плюсы:**

- широкая вариативность компонентов и размеров → удобство подбора под анатомию и сценарий операции;
- PS-варианты обеспечивают предсказуемую стабильность в сгибании (за счёт cam-post).

#### **Минусы / ограничения:**

- PS-механика создаёт дополнительные контактные взаимодействия «кулачок-стойка», которые требуют аккуратной балансировки мягких тканей; при нарушении баланса возрастает риск нежелательных контактных нагрузок и субъективной «неестественной» кинематики (это относится к PS-классу в целом).
- варианты «под глубокое сгибание» конструктивно сложнее и чувствительнее к посадке/позиционированию (также типично для high-flex концепций).

## **Zimmer Biomet — Persona (The Personalized Knee)**

**Persona** позиционируется как система с акцентом на анатомичность и широкий диапазон размеров, включая лево-/правосторонние решения для большеберцового компонента и разные варианты вкладышей (в т.ч. витамин-Е полиэтилен).



Рисунок 23 – Zimmer Biomet — Persona (The Personalized Knee)

### **Плюсы:**

- анатомически ориентированный дизайн тибионального компонента, много размеров и L/R-варианты → потенциально лучшее покрытие и соответствие анатомии;
- широкий спектр степеней ограничения (от минимальной до более высокой) и опции материалов вкладышей.

### **Минусы / ограничения:**

- рост «персонализации» повышает требования к предоперационному планированию и точности техники (ошибка позиционирования может нивелировать преимущества анатомичного дизайна — типично для анатомически «тонких» систем).

## **DePuy Synthes — ATTUNE Knee System**

Система **ATTUNE** описывается как кинематически ориентированная, с особым акцентом на артикуляцию и пателлофеморальное взаимодействие, а также на конструкцию фиксации тибионального компонента (в т.ч. запатентованные решения замка/фиксации).



Рисунок 24 – DePuy Synthes — ATTUNE Knee System

### **Плюсы:**

- концепция «улучшения кинематики» и оптимизации взаимодействия компонентов (в частности тибиофеморальной и пателлофеморальной зон).
- внимание к инженерии фиксации/замка тибиональной платформы как фактору стабильности узла «платформа-вкладыш».

### **Минусы / ограничения:**

- как и у других систем с заявленной «кинематической» оптимизацией, итог сильно зависит от балансировки связок и точности установки; при отклонениях повышается вероятность жалоб на нестабильность/дискомфорт (ограничение относится к подходу в целом).

## **Stryker — Triathlon Total Knee System**

Система **Triathlon** делает акцент на **single-radius** подходе (единий радиус), который, по данным производителя, связан с устойчивостью в средних углах сгибания и стабильностью связочного аппарата в активном диапазоне движений.



Рисунок 25 – Stryker — Triathlon Total Knee System

### **Плюсы:**

- **single-radius** дизайн как инженерная попытка повысить стабильность в mid-flexion и сделать кинематику более предсказуемой;
- большая клиническая распространённость (косвенный плюс для отчёта: наличие материалов, техник, инструментария, опыта применения).

### **Минусы / ограничения:**

- **single-radius** не является «универсальным решением»: субъективное ощущение «естественноти» у разных пациентов может отличаться; также сохраняются общие требования к точности установки и балансу мягких тканей.

## **Smith+Nephew — LEGION Total Knee System**

Система **LEGION** позиционируется как «универсальная» (от первичных до более сложных случаев) и ориентирована на гибкость выбора решений во время операции.



Рисунок 26 – Smith+Nephew — LEGION Total Knee System

### **Плюсы:**

- высокая вариативность и «системность» (переход от первичной к более сложной реконструкции в рамках одной платформы).
- внимание к конструктивным деталям, связанным с долговечностью и износом узла (например, обработка/решения по базовой платформе и износу на «backside», что подчёркивается в продуктовых материалах).

### **Минусы / ограничения:**

- чем шире вариативность, тем выше риск «ошибки выбора конфигурации» при недостаточном планировании (типичный организационно-технический минус универсальных платформ).

## **Smith+Nephew — JOURNEY II (ТКА / BCS концепция)**

Линейка **JOURNEY II** акцентирует идею приближения к «нормальной» кинематике и формы, позиционируясь как система для функционального восстановления, включая активные нагрузки.



Рисунок 27 – Smith+Nephew — JOURNEY II (ТКА / BCS)

### **Плюсы:**

- попытка воспроизвести более «анатомичную» кинематику колена за счёт платформы и геометрии компонентов.
- наличие решений, ориентированных на эффективность процедуры и разные варианты фиксации.

### **Минусы / ограничения:**

- системы «анатомической кинематики» особенно чувствительны к точности позиционирования компонентов и к связочному балансу; при отклонениях возможны жалобы на «не тот ход колена» даже при технически корректной фиксации.

### **Medacta — GMK Sphere (medially stabilised / ball-in-socket medial compartment)**

**GMK Sphere** относится к медально-стабилизованным (medial pivot) решениям и использует концепцию «ball-in-socket» в медиальном отделе для повышения функциональной стабильности при сохранении более свободного движения латерального отдела.



Рисунок 28 – Medacta — GMK Sphere (medially stabilised / ball-in-socket medial compartment)

#### **Плюсы:**

- инженерно понятная цель: повысить субъективную стабильность и «нормальность» ощущений за счёт высокой конгруэнтности в медиальном отделе; в материалах приводятся данные о предпочтении пациентами такого решения в сравнительных ситуациях.
- наличие научных публикаций о поведении тибионального компонента (например, исследования миграции тибионального компонента), что полезно для обоснования в отчёте.

#### **Минусы / ограничения:**

- повышение конгруэнтности может увеличить требования к точности установки и к контролю ротации/позиционирования (иначе повышаются контактные напряжения и риск дискомфорта); это типичное ограничение медально-стабилизованных конструкций.

## **Exactech — Truliant**

В материалах по **Truliant** подчёркивается внимание к геометрии элементов PS-механики (соразмерность выреза/шипа по размерам) и к более конгруэнтному контакту для снижения рисков деформации контактирующих зон. Также у Exactech выделяются решения по «технологичным» версиям (например, 3D-печатные цементлесс компоненты и продвинутые полиэтилены), что отражает общий тренд рынка на пористые структуры и модернизацию вкладышей.



Рисунок 29 – Exactech — Truliant

### **Плюсы:**

- инженерная проработка PS-геометрии «под размер», что может снижать избыточные резекции у малых размеров и повышать функциональные параметры у больших.
- тренд на высокопористые/3D-печатные цементлесс компоненты и улучшенные полиэтилены.

### **Минусы / ограничения:**

- для цементлесс/пористых решений критична первичная стабильность (микроподвижность в раннем периоде ухудшает шансы на остеоинтеграцию); это типичное ограничение класса цементлесс фиксации.

### **2.1.3 Типовые инженерные «слабые места», общие для большинства серийных протезов**

С точки зрения механики и долговечности, основные проблемные зоны/риски, повторяющиеся в литературе и логике конструкций, сводятся к следующему:

- 1. Контактные напряжения и микроподвижность в зоне “кость — ножка/платформа”.**

Даже при хорошей геометрии компонентов, если ножка/фиксация не обеспечивают достаточной устойчивости, в кости возникают зоны локальных напряжений, что повышает риск расшатывания (обсуждается как общий биомеханический фактор в обзоре конструкций).

- 2. Чувствительность к позиционированию и балансу мягких тканей.**

Более «анатомичные» или «кинематические» системы могут давать лучший функциональный результат, но одновременно становятся более чувствительными к точности установки.

- 3. Износ полимерного вкладыша и контактные режимы.**

Даже при правильном выборе материалов, износ вкладыша остаётся одной из причин ухудшения результата и ревизий; поэтому производители усиливают материалы и меняют геометрию контакта.

### **2.1.4 Обоснование разрабатываемой модели**

На фоне рассмотренных систем можно сформулировать инженерную мотивацию разрабатываемой конструкции:

- Серийные системы решают задачу стабильности в основном через геометрию артикуляции (CR/PS/medial-pivot) и инструментальные подходы, однако локальная стабильность ножки в кости и снижение микроподвижности в зоне фиксации остаются критичным фактором долговечности.
- Пористые тенденции на рынке подтверждают актуальность улучшения остеointеграции и механической связи с костью, но такие решения требуют высокой первичной стабильности, иначе биологическая фиксация ухудшается.

В этой связи разрабатываемая модель, включающая перфорированную/пористую ножку (для потенциальной остеointеграции) и усиливающее кольцо (как элемент повышения поперечной устойчивости и ограничения боковых смещений), является логичным направлением: кольцо работает на первичную механическую стабильность, а пористая структура — на долговременную биологическую фиксацию. Проверка этих гипотез методом конечных элементов позволяет количественно оценить распределение напряжений в кости и в элементах протеза и сравнить конструктивные варианты на уровне инженерных критериев.

## **2.2 Разработка и описание конструктивного прототипа протеза коленного сустава**

В рамках исследования был создан базовый прототип конструкции протеза коленного сустава, выполненный для предварительного изучения и визуализации концепции. Прототип отражает основные идеи проектирования, однако требует дальнейшей доработки и оптимизации. Он служит отправной точкой для оценки геометрических параметров, понимания взаимодействия элементов конструкции и планирования следующих этапов исследования.

Исходный прототип выполнен в виде единой сборочной единицы, включающей опорную платформу, суставную часть и фиксирующий стержень для внедрения в большеберцовую кость.

На рисунках представлены основные проекции и аксонометрические виды исходного варианта протеза, а также его конструкторский чертёж, позволяющий оценить пространственную геометрию изделия и взаимное расположение элементов.

Конструкция прототипа включает в себя следующие ключевые элементы:

- Опорная платформа цилиндрической формы**

Является базовым элементом, через который нагрузка от суставной части передаётся на костное ложе большеберцовой кости. Платформа имеет кольцевое сечение и обеспечивает достаточную площадь опоры для равномерного распределения контактных напряжений.

- Суставная часть с двумя мыщелковыми площадками**

В верхней части конструкции сформированы две взаимно параллельные площадки, имитирующие медиальный и латеральный мыщелки. Их геометрия обеспечивает направленное скольжение соответствующих компонентов бедренной части протеза и формирует основные опорные зоны при сгибательно-разгибательных движениях коленного сустава.

- Задний стабилизирующий элемент клиновидной формы**

В центральной задней зоне предусмотрен выступающий объём в виде наклонённой треугольной пластины. Данный элемент служит для дополнительной стабилизации сустава при сгибании, ограничивает смещение бедренного компонента и имитирует функцию задней крестообразной связки в протезах с задней стабилизацией.

- Центральный фиксирующий стержень**

В нижней части платформы расположен осевой стержень конической формы, предназначенный для интрамедуллярной фиксации в канале большеберцовой кости. Наличие стержня повышает первичную устойчивость протеза, уменьшает риск ротационных смещений и обеспечивает передачу части нагрузки в глубжележащие отделы кости.

Выполненный прототип позволил отработать базовую форму суставной поверхности, оценить габаритные размеры конструкции, конфигурацию

опорной платформы и особенности фиксации в кости. На данном этапе основное внимание уделялось геометрической совместимости элементов между собой и общей кинематической схеме движения, без детальной оптимизации распределения напряжений и перераспределения нагрузок в костной ткани.

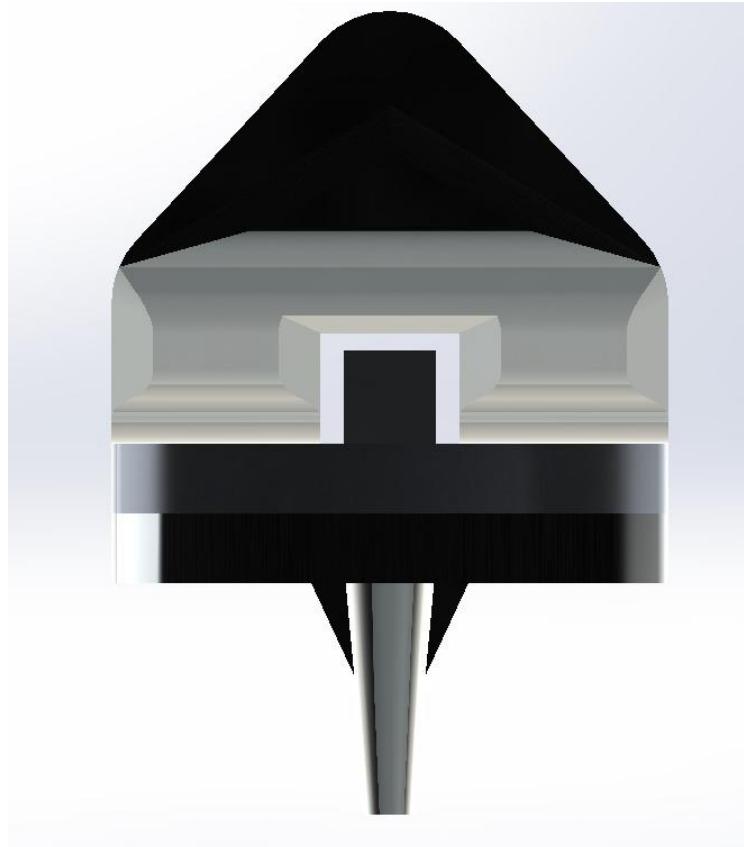


Рисунок 30 – Фронтальный вид прототипа



Рисунок 31 – Аксонометрический вид прототипа



Рисунок 32 – Аксонометрический вид сзади

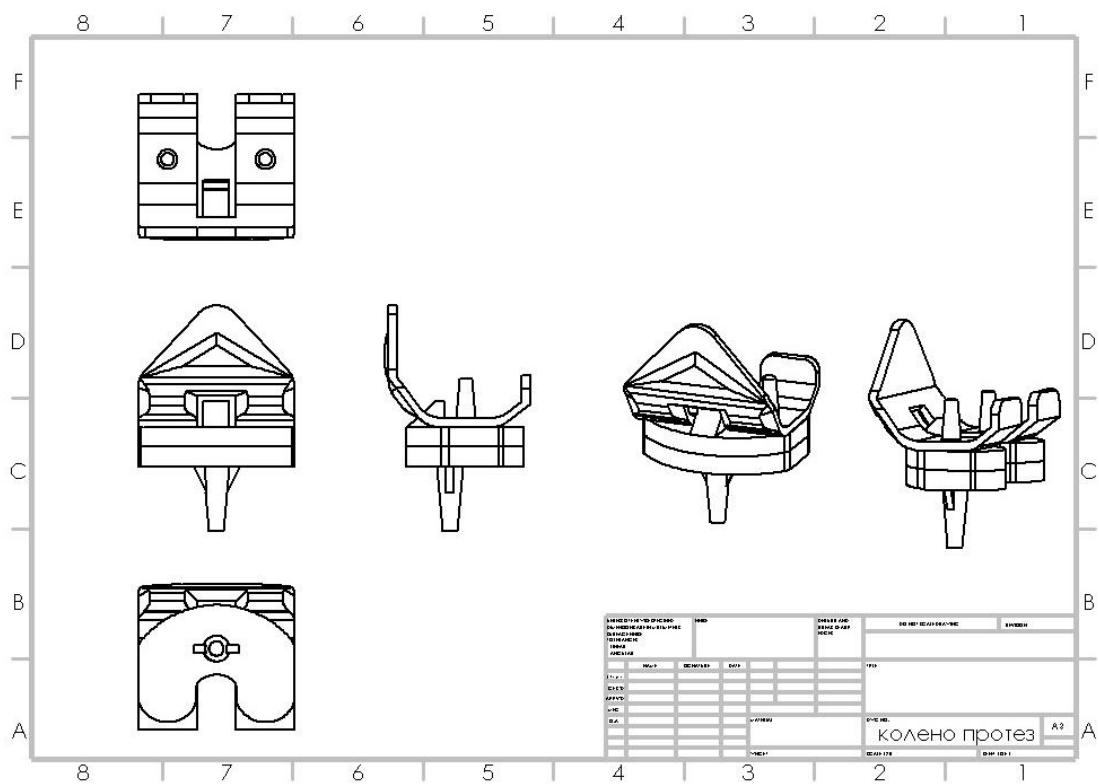


Рисунок 33 – Чертеж прототипа



Рисунок 34 – Физическая модель прототипа, металлический элемент бедренной кости, фронтальный вид

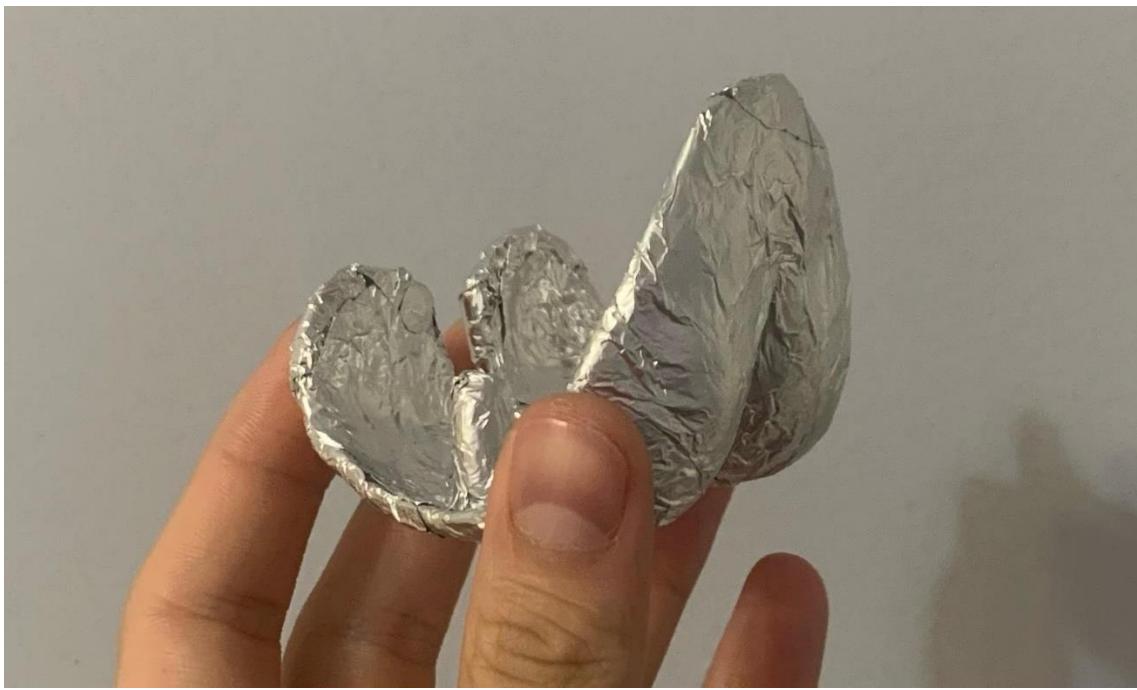


Рисунок 35 – Физическая модель прототипа, металлический элемент бедренной кости, аксонометрический вид



Рисунок 36 – Физическая модель прототипа, металлический элемент бедренной кости, аксонометрический вид сзади



Рисунок 37 – Физическая модель прототипа, металлический элемент бедренной кости, профильный вид



Рисунок 38 – Физическая модель прототипа, РЕ элемент, фронтальный вид



Рисунок 39 – Физическая модель прототипа, металлический элемент большеберцовой кости, фронтальный вид



Рисунок 40 – Физическая модель прототипа, металлический элемент большеберцовой кости, аксонометрический вид



Рисунок 41 – Физическая модель прототипа в сборке, профильный вид



Рисунок 42 – Физическая модель прототипа в сборке, аксонометрический вид

## 2.3 Изучение COMSOL Multiphysics

### 2.3.1 Геометрическая структура модели коленного сустава

COMSOL Multiphysics представляет собой программную среду, предназначенную для численного моделирования физических процессов с использованием метода конечных элементов. В области биомедицинской инженерии данное программное обеспечение применяется для построения трёхмерных моделей суставов, анализа контактных взаимодействий, деформационных характеристик и распределения нагрузок в условиях, приближённых к реальным физиологическим.

При создании конечно-элементной модели коленного сустава учитываются такие ключевые анатомические элементы, как бедренная и большеберцовая кости, медиальный и латеральный мениски, суставной хрящ, а также основные связки — передняя и задняя крестообразные, медиальная и латеральная коллатеральные, пателлярная связка и сухожилие четырёхглавой мышцы бедра. Геометрия формируется на основе сегментированных томографических изображений, что позволяет достичь высокой степени анатомической детализации.

Контактные поверхности моделируются с учётом трения или без него. Во многих моделях используется приближение без трения, что позволяет достоверно отразить биомеханику скольжения хрящевых поверхностей. Применяются осевые нагрузки, соответствующие положению стоя, и переменные нагрузки, имитирующие фазу опоры при цикле ходьбы. В этих сценариях учитываются сгибание, разгибание и боковые смещения, а также вращательные движения вдоль трёх ортогональных осей.

Часто рассматриваются модифицированные варианты модели, включающие удаление части медиального мениска на определённую длину, что позволяет отслеживать, как геометрические изменения влияют на нагрузку в различных зонах сустава. Так, например, при резекции медиального мениска на 30 мм наблюдается более равномерное распределение давления на задне-медиальной поверхности, тогда как при увеличении длины резекции до 35 мм возникают участки локального повышения контактного давления и сдвиг центра распределения нагрузки к краю платформы. Эти изменения особенно отчётливо проявляются на медиальной стороне, в отличие от латеральной, где контуры давления остаются практически неизменными [16].

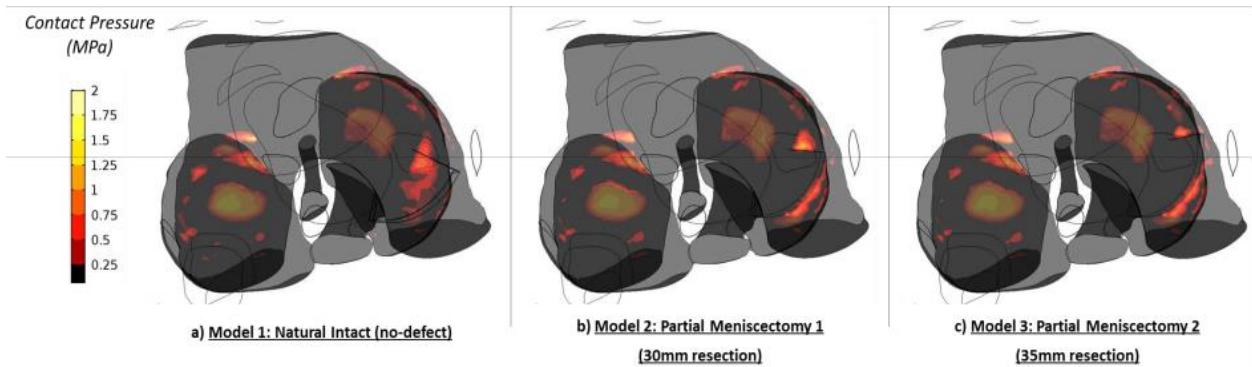


Рисунок 43 – Сравнительное распределение контактного давления в области медиального мениска при различных сценариях резекции

Для определения геометрии модели используется сглаженная высокоточечная сетка с повышенной детализацией в зонах хряща и менисков. Такой подход позволяет минимизировать искажения расчётовых данных и обеспечить корректную интерполяцию деформационных характеристик в местах контакта.

Дополнительно применяется визуализация смещений в аксиальной плоскости. В отдельных сценариях смещения, зафиксированные на модели с 30 мм резекцией, демонстрируют большую схожесть с исходным (интактным) состоянием, чем модель с 35 мм удалением. Это позволяет использовать подобные симуляции в качестве инструмента предварительной оценки хирургических решений, а также при проектировании элементов протезов, близких по биомеханике к естественным структурам [16].

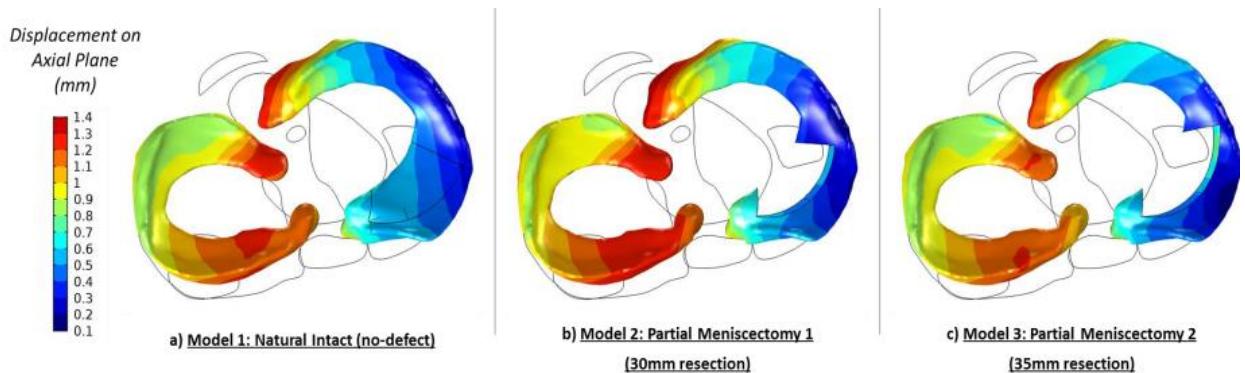


Рисунок 44 – Величины смещений в аксиальной плоскости при различных вариантах состояния медиального мениска

### 2.3.2 Свойства материалов и напряжённо-деформированное состояние

При построении модели коленного сустава в расчёт включаются основные группы биомеханических компонентов, каждый из которых обладает определёнными физико-механическими характеристиками. Для

кости, хряща, мениска и связок задаются параметры плотности, модуля упругости и коэффициента Пуассона. Такие свойства позволяют описывать поведение элементов в условиях нагрузки, приближенной к физиологической.

Костные элементы моделируются как линейно-упругие изотропные материалы с плотностью около  $2 \text{ г}/\text{см}^3$  и модулем упругости в пределах 15 000 МПа. Суставной хрящ характеризуется меньшей жёсткостью, его модуль составляет около 15 МПа при коэффициенте Пуассона, близком к 0.5, что отражает его способность к деформации и распределению давления [16].

Мениски рассматриваются как линейно-упругие ортотропные материалы, то есть материалы с различными механическими свойствами вдоль трёх взаимно перпендикулярных направлений: радиального, циркулярного и аксиального. Для описания ортотропии указываются модуль упругости в трёх направлениях (например,  $E_1 = 20 \text{ МПа}$ ,  $E_2 = 120 \text{ МПа}$ ,  $E_3 = 20 \text{ МПа}$ ), а также соответствующие коэффициенты Пуассона [16].

Knee Bodies	Material Model	Values			
		Density ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	Modulus (MPa)	Poisson's Ratio	Reference
Deformable Bony Components (Femur, Tibia, Fibula & Patella)	Linear elastic (isotropic)	2	$15 \times 10^3$	0.3	[6]
Articular cartilage	Linear elastic (isotropic)	1	15	0.475	[9]
Menisci*	Linear elastic (orthotropic)	1.5	$E_1: 20$	$v_{12}: 0.3$	[9]
			$E_2: 120$	$v_{13}: 0.45$	
			$E_3: 20$	$v_{23}: 0.3$	
Ligaments*	Hyper-elastic (neo-Hookean)	1	LCL: 6.06	0.45	[10]
			MCL: 6.43	0.45	
			ACL: 5.83	0.45	
			PCL: 6.06	0.45	
			PL: 5.83	0.45	
			QFT: 5.83	0.45	

Рисунок 45 – Параметры материалов, используемых в модели компонентов коленного сустава

Связки моделируются с использованием гиперупругих моделей, таких как нео-Гука, что позволяет корректно описать их поведение при растяжении. Коэффициенты жесткости различаются в зависимости от типа связки и могут варьироваться от 5.8 до 6.4 МПа при коэффициенте Пуассона около 0.45. Для расчёта нагрузки в суставе применяются два сценария: статический (стоячее положение) и динамический (фаза опоры при ходьбе). В статическом сценарии на сустав действует вертикальная компрессионная нагрузка, приблизительно равная половине массы тела. В динамическом сценарии учитываются дополнительные осевые, скручивающие и поперечные силы, возникающие в фазах переноса и опоры [16].

Для оценки реакций в модели анализируются такие параметры, как:

- смещения (в аксиальной и фронтальной проекциях),
- контактное давление на хрящевых поверхностях,

- напряжения первого и третьего главных направлений.

Результаты показывают, что при увеличении резекции мениска возрастает контактное давление, особенно на медиальной стороне. Наибольшие отклонения от нормы наблюдаются в модели с 35 мм удалением, где формируются локальные пики давления и высокие значения растягивающих и сжимающих напряжений [16].

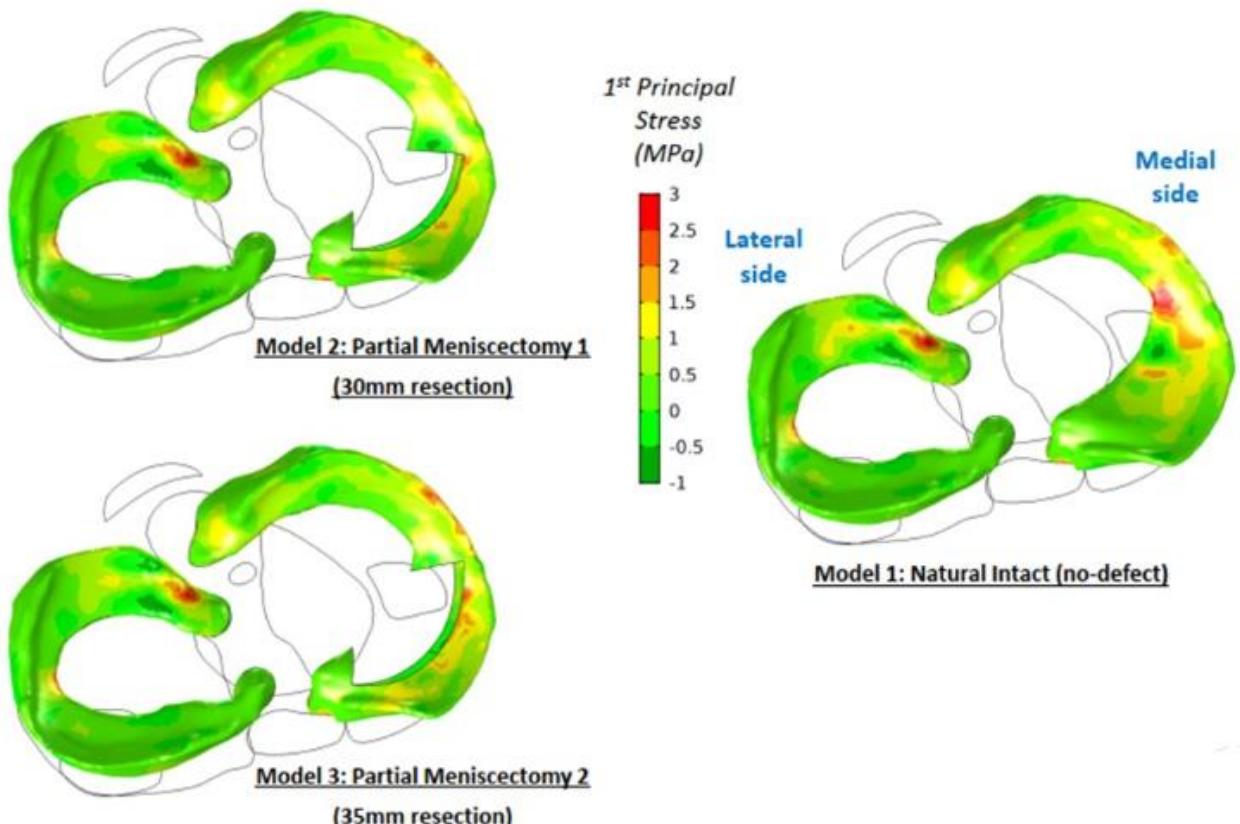


Рисунок 46 – Максимальные растягивающие напряжения на поверхностях суставных элементов в разных сценариях моделирования

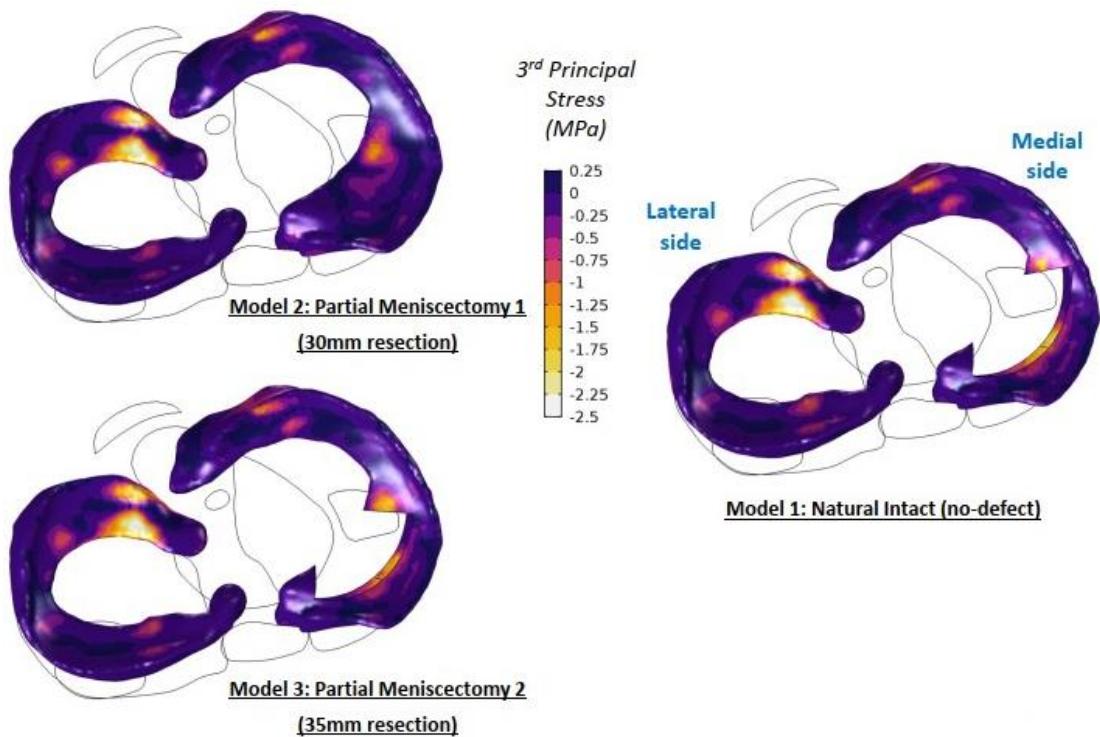


Рисунок 47 – Максимальные сжимающие напряжения на поверхностях суставных элементов в разных сценариях моделирования

Дополнительно проводится количественная оценка параметров, с построением таблиц и сравнением значений между различными моделями. По результатам численного анализа наблюдается, что вариант с меньшей длиной резекции демонстрирует более близкое поведение к интактному суставу — как по величине смещений, так и по общему распределению усилий. Такие данные используются при проектировании конструкций, стремящихся сохранить механические свойства, аналогичные здоровому суставу.

Section	Model	Contact Pressure Between Various Bodies								Anterior-Posterior & Lateral-Medial Displacement Magnitudes				1 <sup>st</sup> Principal stresses			
		Medial Menisci & Tibia Cartilage		Femur & Tibia Cartilage		Lateral Menisci & Tibia Cartilage		Medial Meniscus		Lateral Meniscus		Medial Meniscus		Lateral Meniscus			
		Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max
Standing Load Results	Natural	0.05 MPa	0.82 MPa	0.05 MPa	1.90 MPa	0.02 MPa	1.22 MPa	0.66 mm	1.30 mm	1.05 mm	1.30 mm	0.36 MPa	8.20 MPa	0.21 MPa	5.78 MPa		
	Partial Meniscectomy (30mm Resection)	0.04 MPa	1.07 MPa	0.05 MPa	1.46 MPa	0.02 MPa	1.11 MPa	0.65 mm	1.37 mm	1.11 mm	1.35 mm	0.37 MPa	9.14 MPa	0.20 MPa	6.08 MPa		
	Partial Meniscectomy (35mm Resection)	0.04 MPa	1.08 MPa	0.05 MPa	1.34 MPa	0.02 MPa	1.11 MPa	0.64 mm	1.27 mm	1.04 mm	1.24 mm	0.38 MPa	10.48 MPa	0.19 MPa	6.57 MPa		

Рисунок 48 – Результаты анализа, полученные с помощью различных моделей

### **3. Финальная конструкция и расчётно-экспериментальное исследование протеза для замены коленного сустава**

#### **3.1 Окончательная конструкция протеза**

На следующем этапе была разработана итоговая версия конструкции протеза, интегрированная с трёхмерной анатомической моделью бедренной и большеберцовой костей. Данный вариант отражает переход от концептуального прототипа к конструкции, максимально приближенной к реальной геометрии коленного сустава и пригодной для конечно-элементного анализа.

##### **Общая компоновка**

Протез состоит из двух основных компонентов – бедренного и большеберцового, с промежуточным полиэтиленовым вкладышем. Металлическая опорная платформа фиксируется на резецированной поверхности большеберцовой кости, а суставные поверхности бедренного компонента сопрягаются с модифицированными мыщелками бедра.

##### **Бедренный компонент**

Бедренная часть протеза повторяет контуры медиального и латерального мыщелков, формируя две отдельные опорные зоны. Резекция дистального отдела бедренной кости выполнена в виде плоской площадки с заданным углом, что обеспечивает стабильную посадку бедренного компонента и корректное выравнивание по механической оси конечности. Контактные поверхности имеют выпукло-вогнутый профиль, обеспечивающий плавное перекатывание по полиэтиленовому вкладышу при сгибании и разгибании колена.

##### **Большеберцовый компонент**

Большеберцовая часть представлена металлической платформой кольцевой формы, плотно прилегающей к верхней суставной поверхности большеберцовой кости. По периферии платформы предусмотрен зубчатый либо рельефный пояс, повышающий устойчивость к сдвиговым и крутящим нагрузкам и служащий базой для дальнейшего внедрения конструктивных элементов фиксации (пористые стержни, дополнительные рёбра и т.д.). Толщина платформы выбрана таким образом, чтобы обеспечить достаточную жёсткость при минимизации удаления костной ткани.

##### **Полиэтиленовый вкладыш(мениск)**

Между бедренным и большеберцовым компонентами размещён полиэтиленовый вкладыш, выполняющий роль амортизирующего и износостойкого слоя. Вкладыш имеет раздельные опорные зоны для медиального и латерального мыщелков, что обеспечивает более равномерное распределение контактных давлений и уменьшает риск локального износа. Геометрия вкладыша согласована с контурами бедренного компонента и позволяет реализовать близкую к естественной траекторию движения суставных поверхностей.

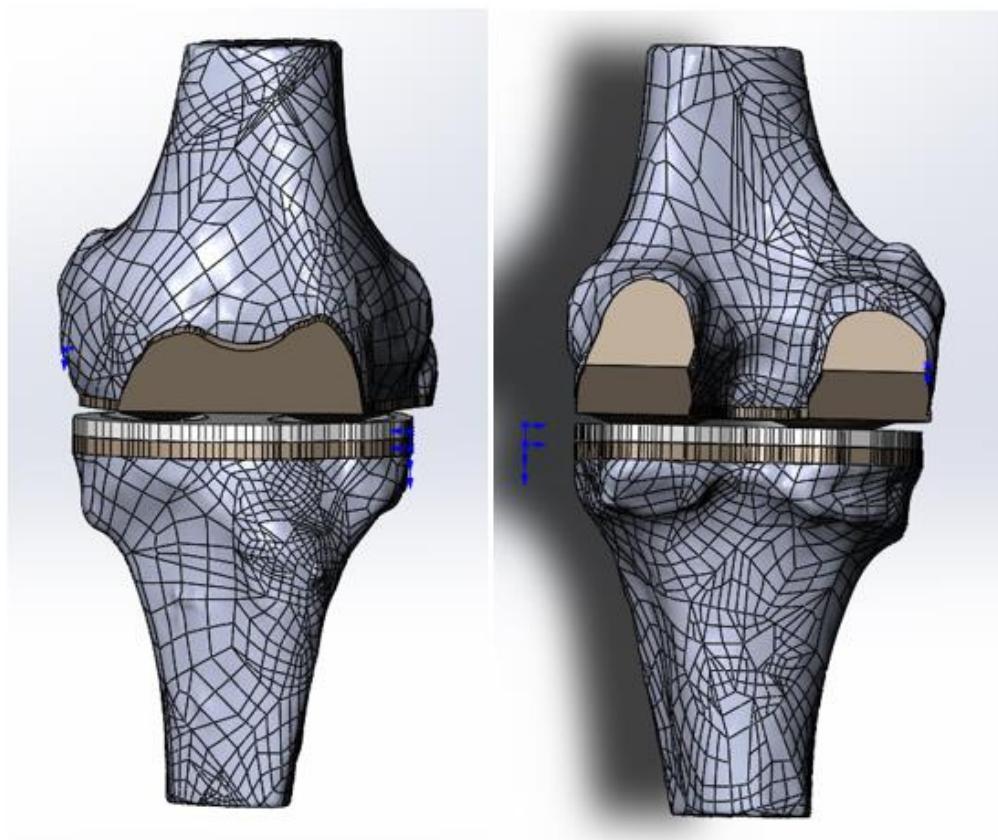


Рисунок 49 – Промежуточная модель. Вид спереди и сзади

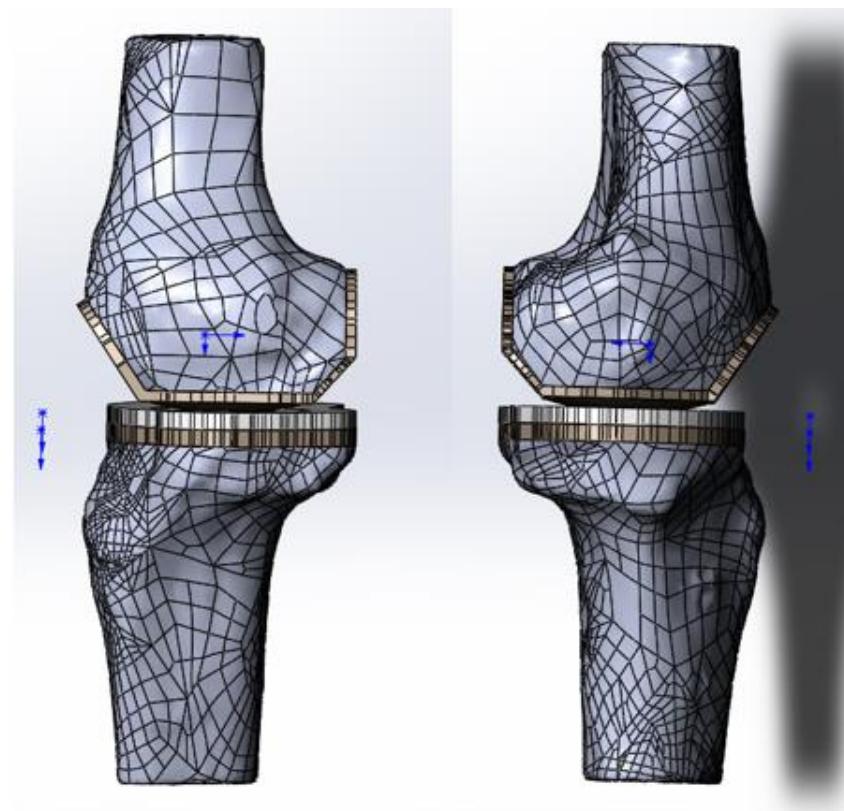


Рисунок 50 – Промежуточная модель. Вид слева и справа



Рисунок 51 – Финальная модель вид спереди



Рисунок 52 – Финальная модель вид сбоку



Рисунок 53 – Финальная модель вид сзади

### **3.2 Конструктивные особенности финальной модели протеза коленного сустава**

В процессе разработки конструкции протеза коленного сустава особое внимание было уделено повышению надёжности фиксации тибионального компонента и снижению риска асептического расшатывания при длительной эксплуатации. Анализ существующих конструкций показал, что одной из ключевых проблем является передача нагрузок через интрамедуллярный стержень на стенки костномозгового канала, что при циклическом нагружении приводит к локальной перегрузке губчатой кости, её резорбции и формированию микроперемещений протеза.

На начальном этапе был разработан упрощённый прототип конструкции, включающий сплошной интрамедуллярный стержень и стандартную тибиональную платформу. Данный прототип позволил определить основные габаритные размеры и общую компоновку элементов, однако не обеспечивал эффективного перераспределения нагрузок и не учитывал процессы долговременного взаимодействия протеза с костной тканью.

В финальной версии конструкции предложен комплекс конструктивных решений, направленных на устранение указанных недостатков.

#### **Интрамедуллярный стержень с градиентной системой перфораций**

Ключевой конструктивной особенностью финальной модели является интрамедуллярный стержень с градиентной системой перфораций. Перфорации располагаются преимущественно в метафизарной части

стержня, что соответствует зоне наибольшей перестройки губчатой костной ткани и позволяет реализовать механизм остеоинтеграции именно в области максимальной биомеханической значимости.

Стержень имеет длину порядка 77,5 мм и наружный диаметр около 15 мм. В проксимальной части выполнены сквозные цилиндрические отверстия увеличенного диаметра, расположенные с меньшим шагом по длине, что обеспечивает повышенную пористость и увеличение площади контакта с костной тканью. В средней части диаметр отверстий уменьшается, а шаг между ними увеличивается. Дистальный участок стержня остаётся сплошным, что позволяет сохранить необходимую жёсткость конструкции и устойчивость к изгибным и осевым нагрузкам.

Таким образом, в конструкции реализован градиент пористости по длине стержня: в проксимальной зоне используется более высокая плотность и размер перфораций, в дистальной — сниженная. Это позволяет сочетать условия для врастания костной ткани с требованиями прочности и долговечности металлического элемента.

Геометрия перфораций выбрана с учётом ограничения по минимальной толщине металлической стенки, которая составляет не менее 2,0–2,5 мм. Такое конструктивное ограничение предотвращает развитие усталостных повреждений при длительном циклическом нагружении и повышает надёжность эксплуатации протеза.

Предполагается, что после имплантации и последующей остеорегенерации костная ткань частично врастает в перфорации стержня, формируя зону механической связи «кость–протез». Это способствует уменьшению относительных микроперемещений на границе раздела и снижает риск асептического расшатывания тибионального компонента.

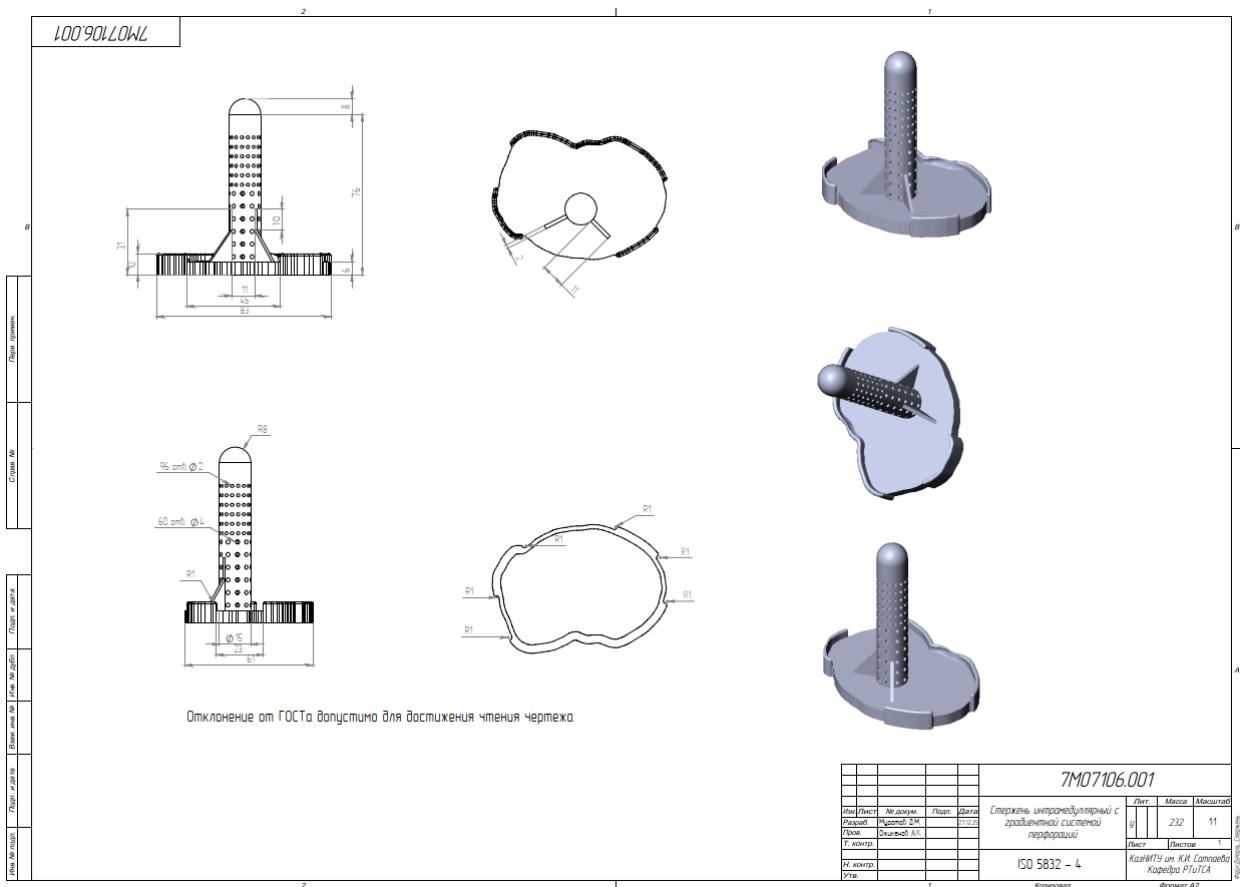


Рисунок 54 – Чертеж интрамедуллярного стержня с градиентной системой перфораций

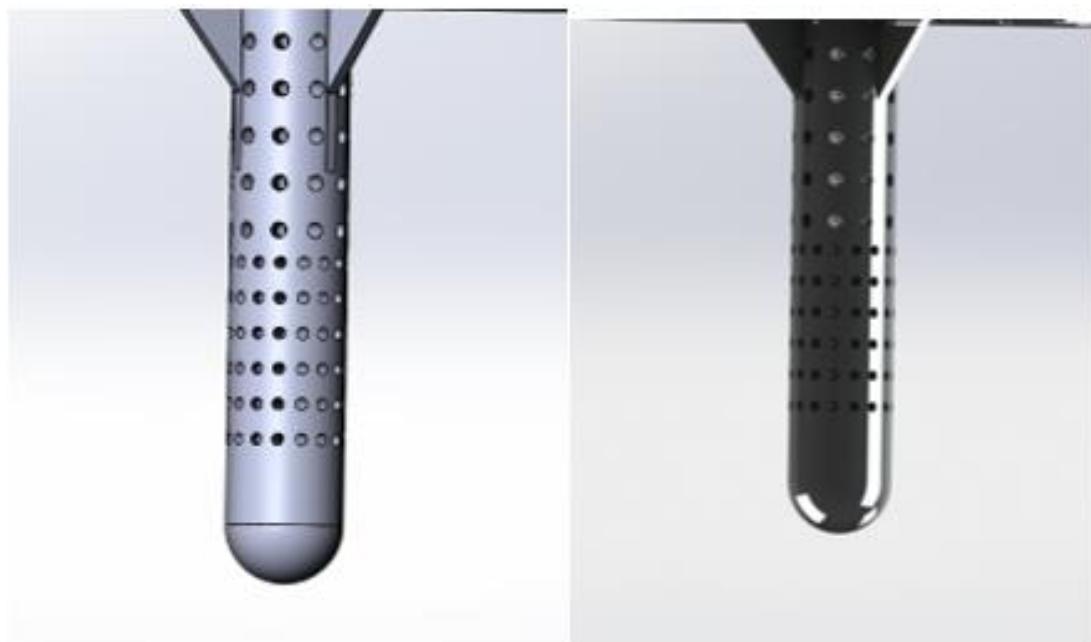


Рисунок 55 – Интрамедуллярный стержень с градиентной системой перфораций

## **Интегрированный наружный кольцевой усиливающий элемент**

Дополнительным конструктивным решением финальной модели является интегрированный наружный кольцевой усиливающий элемент, предназначенный для стабилизации кортикального слоя большеберцовой кости. Кольцо располагается в метафизарной области непосредственно под тибиональной платформой и конструктивно связано с тибиональной частью протеза, образуя с ней единую жёсткую систему.

Назначение кольцевого элемента заключается в ограничении деформаций кортикального слоя под действием нагрузок, передаваемых от протеза через интрамедуллярный стержень. Такое решение позволяет снизить риск расширения костномозгового канала и появления микротрещин в кортикальной кости при длительной эксплуатации имплантата.

Конструкция кольца выполнена с учётом анатомического расположения сухожилий и связок коленного сустава. Для обеспечения биомеханической совместимости и предотвращения компрессии мягких тканей в медиальной и латеральной зонах предусмотрены локальные вырезы. Задняя часть кольца выполнена сплошной, что обусловлено отсутствием сухожильных прикреплений в данной области и необходимостью сохранения прочности конструкции.

Такое конструктивное исполнение позволяет обеспечить дополнительную стабилизацию кости без изменения принципиальной техники хирургического вмешательства и без увеличения травматичности операции.



Рисунок 56 – Интегрированный наружный кольцевой усиливающий элемент

### **3.3 Сравнительный анализ прототипа и финальной конструкции протеза**

В процессе выполнения магистерской диссертации разработка конструкции протеза коленного сустава осуществлялась поэтапно. На начальном этапе был создан упрощённый прототип, предназначенный для формирования базовой геометрии и оценки общей компоновки элементов. На

последующем этапе прототип был доработан с учётом выявленных недостатков и дополнен конструктивными решениями, направленными на повышение надёжности фиксации и биомеханической эффективности.

### **Прототип конструкции**

Прототип протеза представлял собой базовую модель тибионального компонента с интрамедуллярным стержнем сплошной конструкции. Основной задачей прототипа являлось определение габаритных размеров, формы опорной поверхности и общей компоновки элементов протеза. Данная модель позволила оценить взаимное расположение компонентов, соответствие анатомическим параметрам коленного сустава и возможность установки протеза в костную ткань.

В то же время прототип не учитывал особенности долговременного взаимодействия с костной тканью, в частности процессы перераспределения нагрузок и возможное развитие асептического расшатывания при циклических нагрузках.

### **Финальная конструкция протеза**

Финальная версия конструкции была разработана на основе анализа ограничений прототипа и включала дополнительные конструктивные элементы, направленные на улучшение фиксации и снижение нагрузки на костную ткань. В конструкции интрамедуллярного стержня были предусмотрены отверстия, формирующие перфорированную структуру, способствующую увеличению площади контакта с костной тканью и созданию условий для её врастания. Данное решение направлено на повышение стабильности фиксации и уменьшение микроперемещений протеза в костном канале.

Кроме того, в финальной конструкции был реализован наружный кольцевой усиливающий элемент, расположенный в области метафиза большеберцовой кости. Кольцо конструктивно связано с тибиональной частью протеза и предназначено для дополнительной стабилизации кортикального слоя кости, а также для ограничения его деформаций под действием циклических нагрузок. Геометрия кольца учитывает анатомическое расположение мягких тканей и не препятствует стандартной хирургической установке протеза.

### **Итоги сравнительного анализа**

Сравнение прототипа и финальной конструкции показывает, что финальная версия протеза обладает более высокой функциональностью и ориентирована на решение ключевых проблем эндопротезирования коленного сустава, связанных с асептическим расшатыванием и неравномерным распределением нагрузок. Включение перфорированного стержня и наружного кольцевого элемента позволяет рассматривать финальную конструкцию как более устойчивую к длительной эксплуатации по сравнению с исходным прототипом.

### **3.4 Расчёты и анализ напряжённо-деформированного состояния конструкции**

#### **3.4.1 Результаты расчёта по эквивалентным напряжениям Мизеса**

Для оценки прочностных и эксплуатационных характеристик разработанной конструкции выполнен численный анализ напряжённо-деформированного состояния методом конечных элементов (МКЭ) в программной среде SolidWorks Simulation. Расчёт проводился для двух вариантов конструкции:

- базового варианта без кольцевого элемента;
- модифицированного варианта с введением кольцевого усиливающего элемента.

В качестве основного критерия прочности использовались эквивалентные напряжения по Мизесу  $\sigma_{vm}$ , которые позволяют корректно оценивать сложное пространственное напряжённое состояние и широко применяются при анализе деталей из металлических и композиционных материалов.

Эквивалентные напряжения по Мизесу определяются выражением (1):

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}{2}}, \quad (1)$$

где  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  — нормальные напряжения по соответствующим осям,  $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$  — касательные напряжения.

В среде SolidWorks Simulation результаты расчёта выводятся в Паскалях, поэтому для удобства анализа значения эквивалентных напряжений были приведены к мегапаскалям (2):

$$\sigma_{vm}(\text{MPa}) = \frac{\sigma_{vm}(\text{Pa})}{10^6} \quad (2)$$

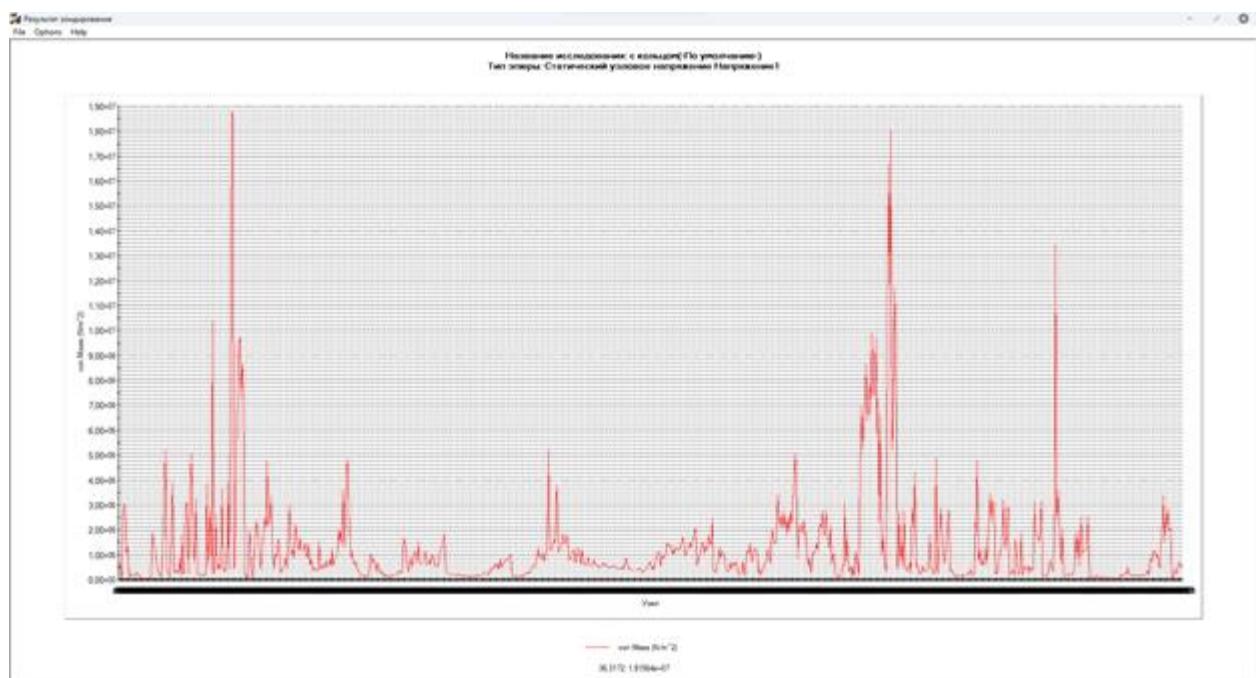


Рисунок 57 – График распределение эквивалентных напряжений по Мизесу варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента

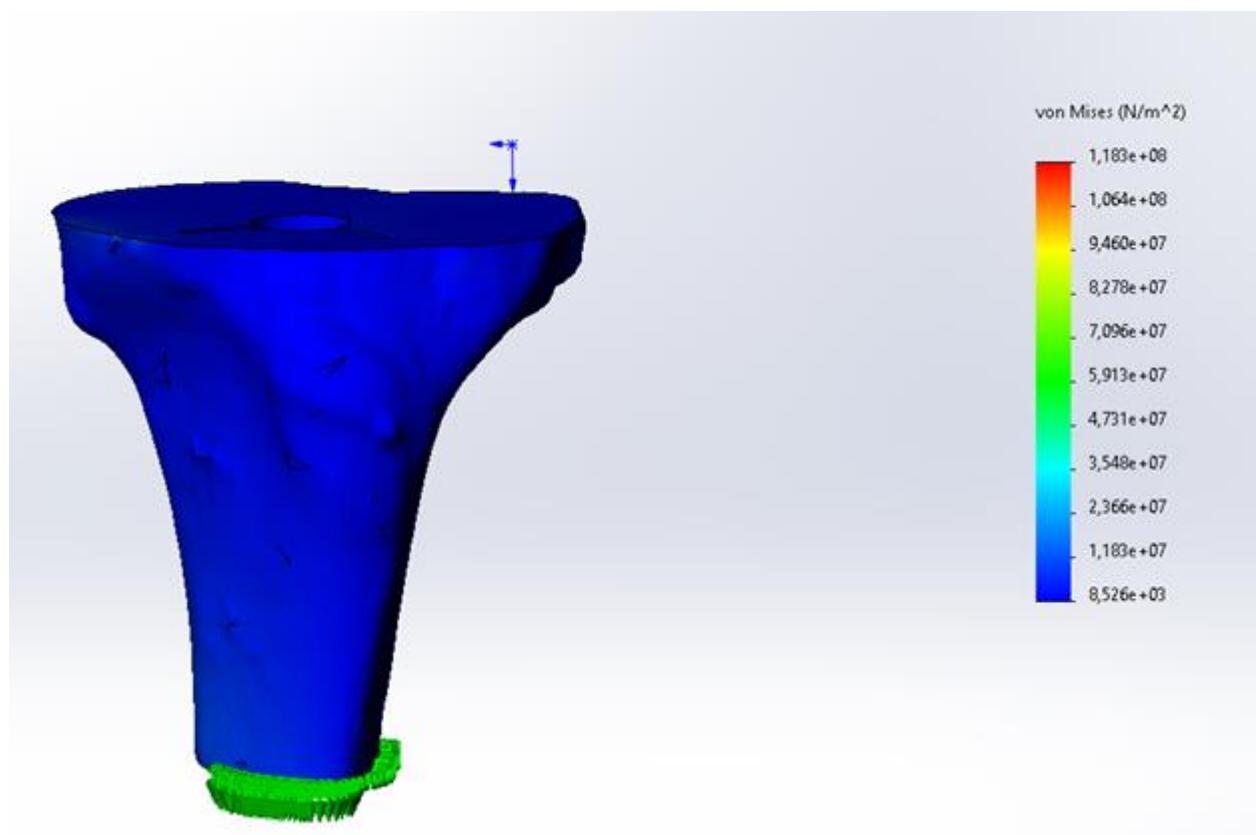


Рисунок 58 – Визуальное отображение распределения эквивалентных напряжений по Мизесу варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента

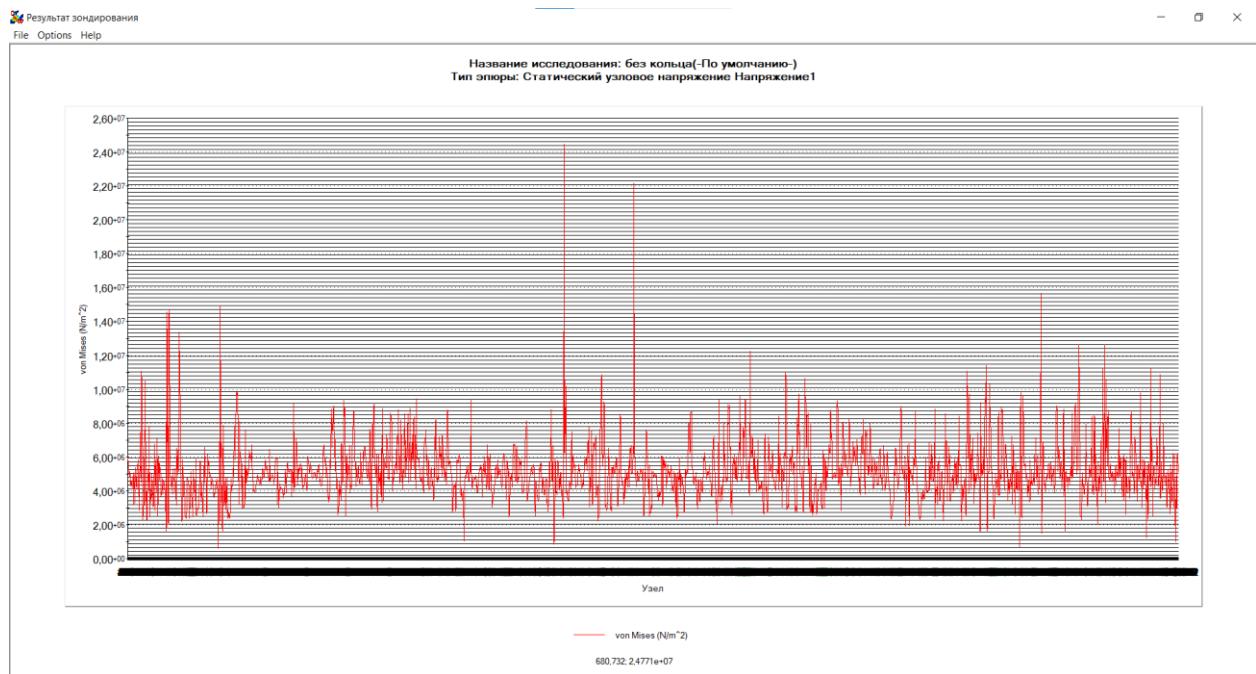


Рисунок 59 – График распределение эквивалентных напряжений по Мизесу варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента

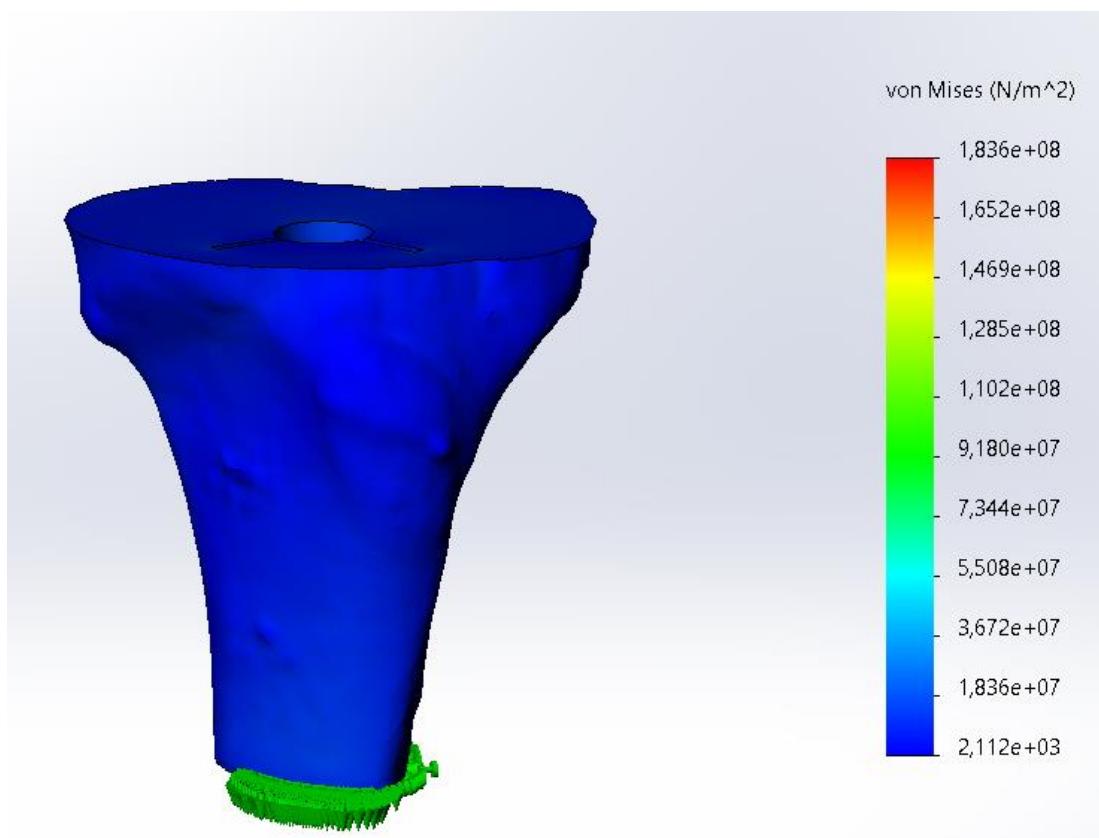


Рисунок 60 – Визуальное отображение распределения эквивалентных напряжений по Мизесу варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента

Для количественного сопоставления вариантов конструкции использованы: максимальное значение  $\sigma_{vm,max}$ , статистические характеристики распределения (среднее, медиана) и перцентильный анализ (95-й перцентиль). Такой подход позволяет оценить не только экстремальные пики напряжений, но и характер нагружения конструкции в целом, включая степень концентрации напряжений и равномерность их распределения по модели.

Относительное изменение указанных характеристик при введении кольцевого элемента оценивалось в процентном виде по универсальной формуле (3):

$$\Delta_M = \left(1 - \frac{M_{ring}}{M_{no\ ring}}\right) \cdot 100\%, \quad (3)$$

где  $M$  — рассматриваемая характеристика эквивалентных напряжений (максимальное значение, 95-й перцентиль, среднее значение и др.).

#### **Максимальные значения (критическая оценка по пику)**

Максимальное эквивалентное напряжение по Мизесу для конструкции без кольца составило 24.46 МПа, тогда как для конструкции с кольцом — 18.78 МПа. Относительное снижение максимальных напряжений определяется по формуле (4):

$$\Delta_{max} = \left(1 - \frac{\sigma_{vm,max}^{ring}}{\sigma_{vm,max}^{no\ ring}}\right) \cdot 100\% \quad (4)$$

$$\Delta_{max} = \left(1 - \frac{18.78}{24.46}\right) \cdot 100\% \approx 23.2\% \quad (5)$$

и в данном случае составляет порядка 23.2%.

Инженерная интерпретация данного результата заключается в том, что кольцевой элемент уменьшает выраженность локального напряжённого пика в наиболее нагруженной зоне (как правило, это зоны контакта и/или переходные участки геометрии, где возникают концентрации напряжений). Снижение  $\sigma_{vm,max}$  напрямую связано с ростом прочностного запаса конструкции при одинаковых условиях нагружения и закрепления, так как расчётный максимум является традиционным критерием первичной проверки по прочности.

#### **95-й перцентиль (характерная “критическая” зона)**

Значение 95-го перцентиля для варианта без кольца составило 8.523 МПа, а для варианта с кольцом — 4.275 МПа,

$$\Delta_{95} = \left(1 - \frac{4.275}{8.523}\right) \cdot 100\% \approx 49.8\% \quad (6)$$

что соответствует снижению примерно на 49.8%.

95-й перцентиль является показательным параметром, так как отражает уровень напряжений, который не превышается в 95% узлов/элементов модели. В практическом смысле это означает следующее: при наличии кольца почти весь объём конструкции работает в существенно более “мягком” напряжённом режиме, а повышенные значения остаются более локализованными и менее выраженными.

Существенное снижение 95-го перцентиля обычно трактуется как признак:

- уменьшения протяжённости зон повышенных напряжений,
- перераспределения нагрузки на больший объём материала,
- снижения концентрации напряжений (напряжённые зоны становятся меньше по площади/объёму и менее интенсивны).

#### **Среднее значение (общая энергетика нагружения и уровень “фоновых” напряжений)**

Среднее эквивалентное напряжение по Мизесу составило 5.149 МПа для варианта без кольца и 1.264 МПа для варианта с кольцом. Относительное снижение — порядка 75.5%.

Это очень выраженная разница, и она важна, потому что среднее значение характеризует “фоновый” уровень напряжений по модели. С инженерной точки зрения снижение среднего уровня означает, что конструкция с кольцом не просто уменьшает единичный пик, а приводит к заметному снижению общего уровня напряжённого состояния в модели, то есть работает как элемент, который:

- перераспределяет усилия,
- уменьшает локальные перегрузки,
- снижает общий уровень напряжений по объёму.

В контексте эксплуатационных свойств это можно интерпретировать как потенциальное уменьшение предпосылок к накоплению повреждений (при циклических нагрузках), а также более благоприятную работу конструкции в длительной перспективе.

#### **Медиана (типичное значение по модели и “сдвиг” распределения)**

Медианное значение для варианта без кольца составило 4.918 МПа, для варианта с кольцом — 0.645 МПа. Медиана показывает “типичное” напряжение: половина модели имеет напряжения ниже медианы, половина — выше.

Резкое уменьшение медианы указывает на существенное смещение всего распределения напряжений вниз, то есть большая часть узлов/элементов при наличии кольца находится в области низких напряжений. Это один из наиболее наглядных признаков того, что вариант с

кольцом обеспечивает более благоприятный режим работы конструкции в целом, а не улучшение только в одной локальной точке.

Таким образом, анализ статистических характеристик распределения напряжений подтверждает общее снижение уровня напряжённого состояния конструкции при использовании кольцевого элемента.

Для дополнительной инженерной интерпретации полученных результатов рассмотрен коэффициент запаса по текучести материала, позволяющий оценить степень удалённости рабочих напряжений от предельных значений. Если известен предел текучести материала  $\sigma_y$ (из справочника/стандарта), коэффициент запаса (7):

$$n = \frac{\sigma_y}{\sigma_{vm,\max}} \quad (7)$$

и относительное улучшение запаса при кольце (8):

$$\Delta_n = \left( \frac{n_{\text{ring}}}{n_{\text{no ring}}} - 1 \right) \cdot 100\% = \left( \frac{\sigma_{vm,\max, \text{no ring}}}{\sigma_{vm,\max, \text{ring}}} - 1 \right) \cdot 100\% \quad (8)$$

### **Итоговый вывод по результатам сравнения**

По всем рассмотренным характеристикам эквивалентных напряжений Мизеса вариант конструкции с кольцом демонстрирует более благоприятное напряжённое состояние:

- снижение максимальных напряжений на  $\approx 23.2\%$  подтверждает уменьшение критических концентраций и рост прочностного запаса;
- снижение 95-го перцентиля на  $\approx 49.8\%$  свидетельствует о сокращении зон повышенных напряжений и более равномерном распределении нагрузки;
- снижение среднего значения на  $\approx 75.5\%$  указывает на уменьшение общего уровня напряжённости конструкции, что является позитивным фактором с точки зрения долговечности;
- существенное уменьшение медианы (с 4.918 до 0.645 МПа) подтверждает системный сдвиг распределения напряжений в область меньших значений и демонстрирует, что улучшение относится к большей части объёма модели.

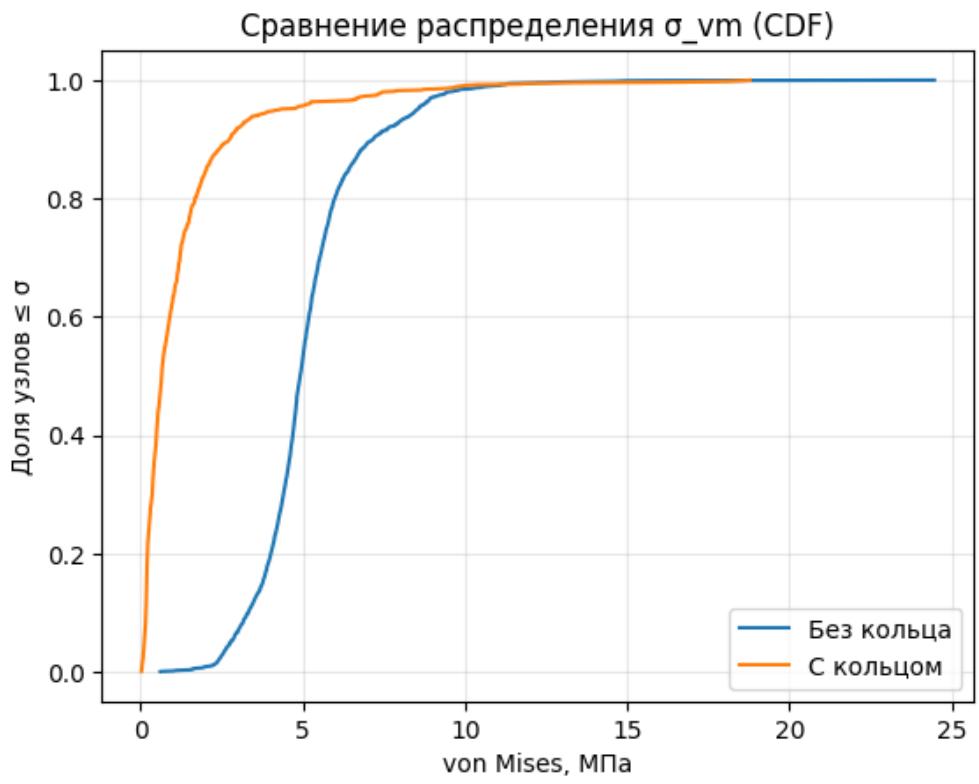


Рисунок 61 – График сравнения распределений

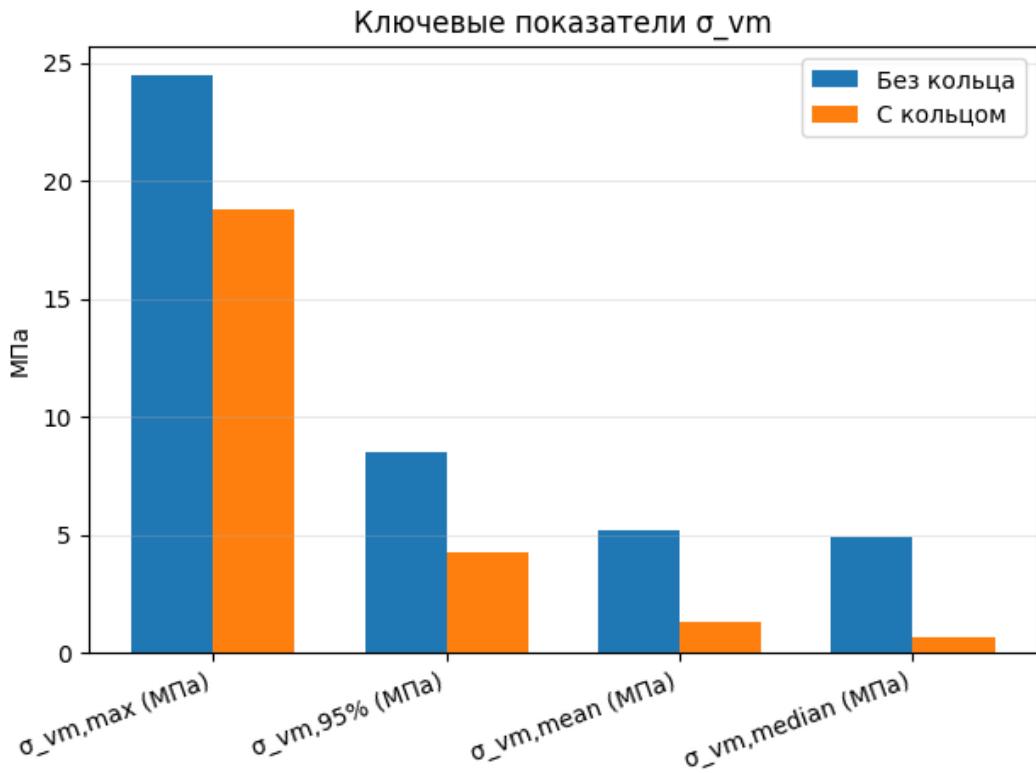


Рисунок 62 – График сравнения ключевых показателей

### 3.4.2 Результаты расчёта по эквивалентным деформациям конструкции

Для более полного анализа напряжённо-деформированного состояния разработанной конструкции протеза, помимо эквивалентных напряжений по Мизесу, были рассмотрены эквивалентные деформации, позволяющие оценить характер и интенсивность упругих смещений элементов конструкции под действием внешней нагрузки. Анализ деформаций является важным дополнением к критерию прочности, поскольку отражает жёсткость конструкции, равномерность перераспределения нагрузки и потенциальную склонность к развитию микроподвижностей в зоне фиксации.

В рамках расчёта использовалась эквивалентная деформация, определяемая на основе главных компонент деформационного тензора по следующему выражению (9):

$$\varepsilon_{eq} = \sqrt{\frac{2}{3} [(\varepsilon_x - \varepsilon_y)^2 + (\varepsilon_y - \varepsilon_z)^2 + (\varepsilon_z - \varepsilon_x)^2]}, \quad (9)$$

где  $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$  — главные деформации.

Расчёт эквивалентных деформаций выполнен в среде SolidWorks Simulation методом конечных элементов для двух вариантов конструкции:

- протез без кольцевого усиливающего элемента;
- протез с введением кольцевого усиливающего элемента.

Результаты расчёта представлены в виде графиков распределения эквивалентных деформаций и визуальных карт деформационного поля по объёму модели.

На Рисунке 63 представлен график сравнения эквивалентных деформаций элементов конструкции протеза для вариантов без кольцевого усиливающего элемента и с его введением. Значения деформаций отсортированы по возрастанию, что позволяет наглядно сопоставить характер распределения деформационного состояния по всей модели и оценить различия между конструктивными вариантами не только по экстремальным значениям, но и по всей совокупности элементов.

Анализ графика показывает, что для варианта без кольца характерен более высокий уровень деформаций по всему диапазону элементов. Так, среднее значение эквивалентной деформации для конструкции без кольца составляет порядка  $2.55 \cdot 10^{-4}$ , тогда как для варианта с кольцевым элементом — около  $4.9 \cdot 10^{-5}$ , что соответствует снижению среднего уровня деформаций примерно в 5 раз. В правой части графика для варианта без кольца наблюдается резкий рост деформаций, достигающий максимального значения  $\approx 6.78 \cdot 10^{-4}$ , что указывает на наличие зон концентрации деформаций. В варианте с кольцом максимальное значение деформации ниже ( $\approx 6.02 \cdot 10^{-4}$ ), а рост кривой носит более плавный характер, что

свидетельствует о снижении интенсивности деформаций и повышении общей жёсткости конструкции.

На Рисунке 64 представлено распределение эквивалентных деформаций в виде гистограмм для обоих вариантов конструкции. Видно, что для протеза с кольцевым элементом основная масса значений сосредоточена в области малых деформаций: медианное значение эквивалентной деформации составляет порядка  $2.9 \cdot 10^{-5}$ , тогда как для варианта без кольца медиана достигает  $2.44 \cdot 10^{-4}$ . Таким образом, медианное значение уменьшается почти на порядок, что указывает на смещение всего распределения деформаций в область меньших величин. Вариант без кольца характеризуется более широким диапазоном значений и наличием значительной доли элементов, работающих в зоне повышенных деформаций, тогда как введение кольцевого элемента обеспечивает более равномерную работу конструкции и снижение доли критически нагруженных областей.

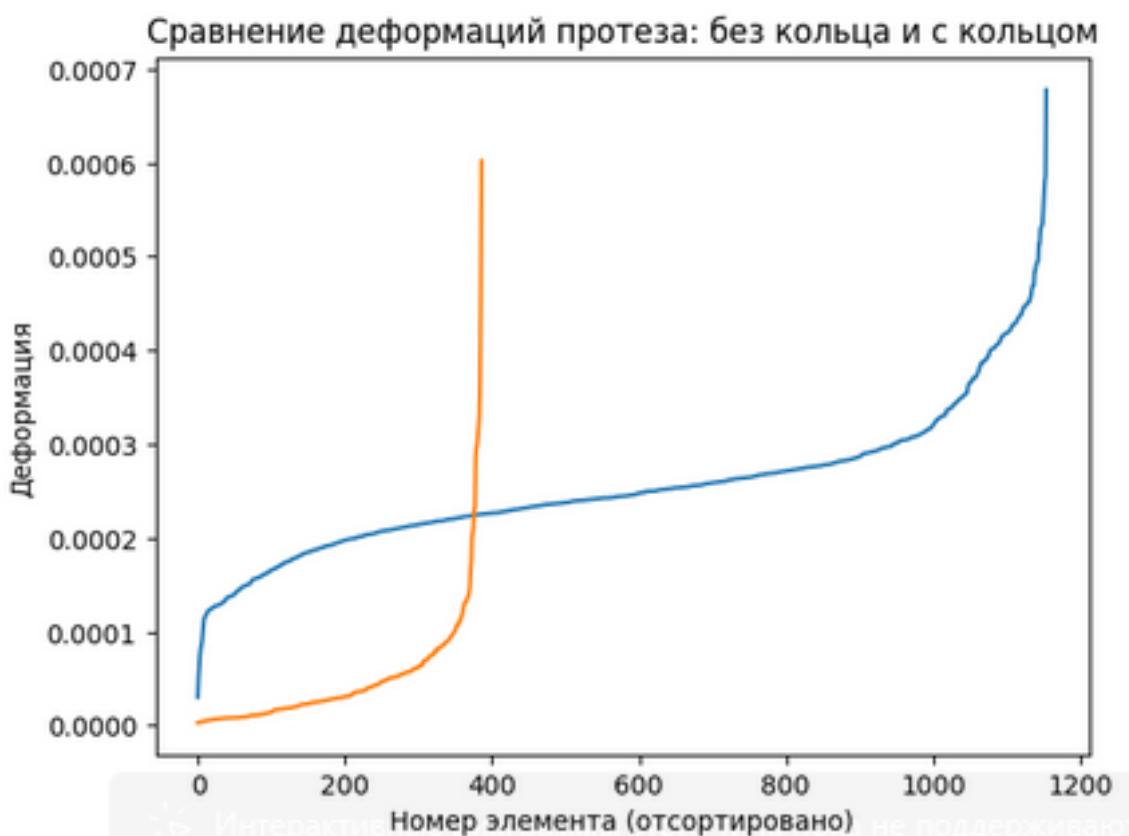


Рисунок 63 – График сравнения эквивалентных деформаций элементов конструкции протеза

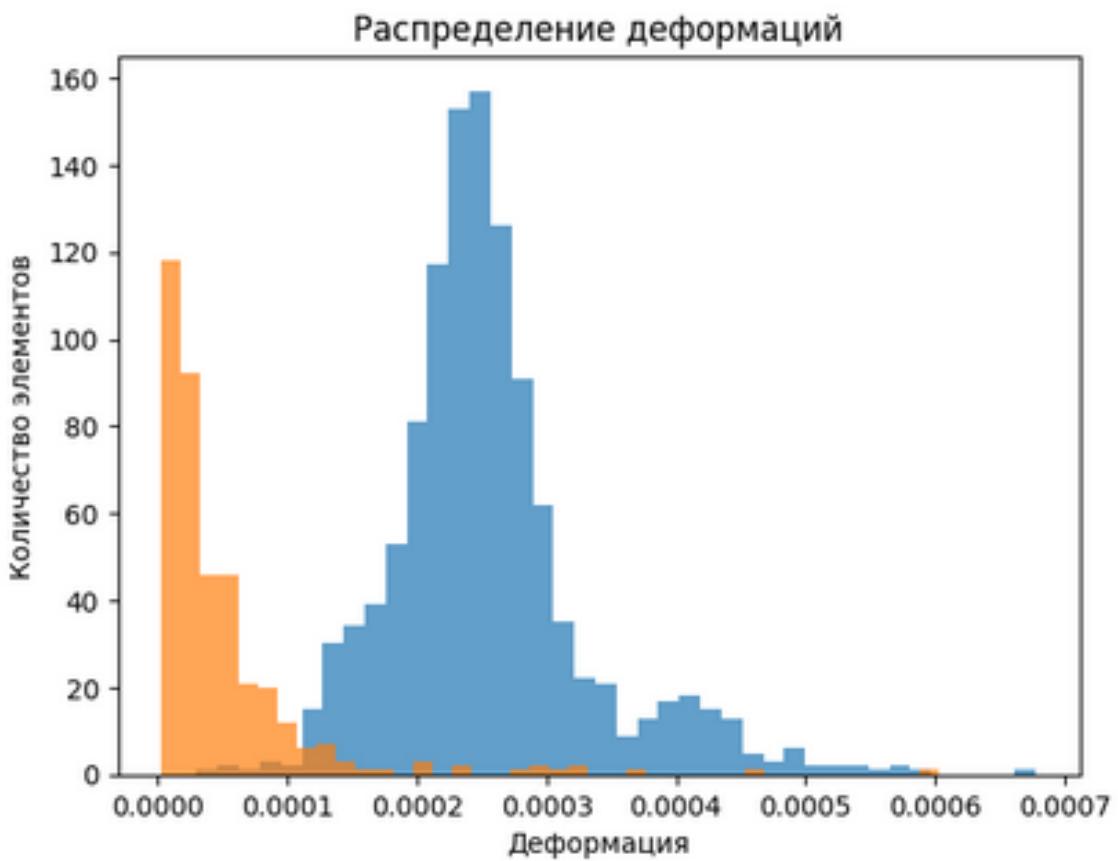


Рисунок 64 – График распределения эквивалентных деформаций

На графике распределения эквивалентных деформаций для варианта без кольца наблюдается более высокий общий уровень деформаций, а также наличие выраженных локальных пиков, соответствующих зонам концентрации нагрузок. Это указывает на менее равномерное перераспределение усилий и повышенную гибкость конструкции в отдельных участках, прежде всего в зоне передачи нагрузки от опорной платформы к фиксирующему элементу.

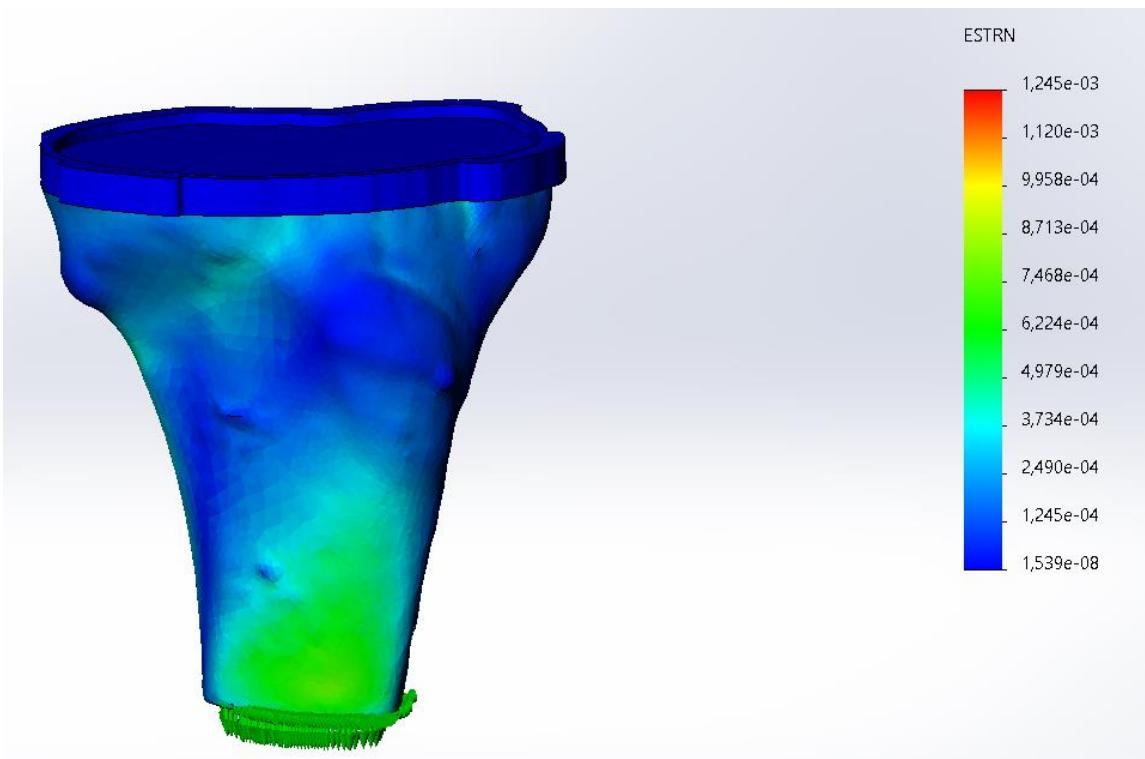


Рисунок 65 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид спереди

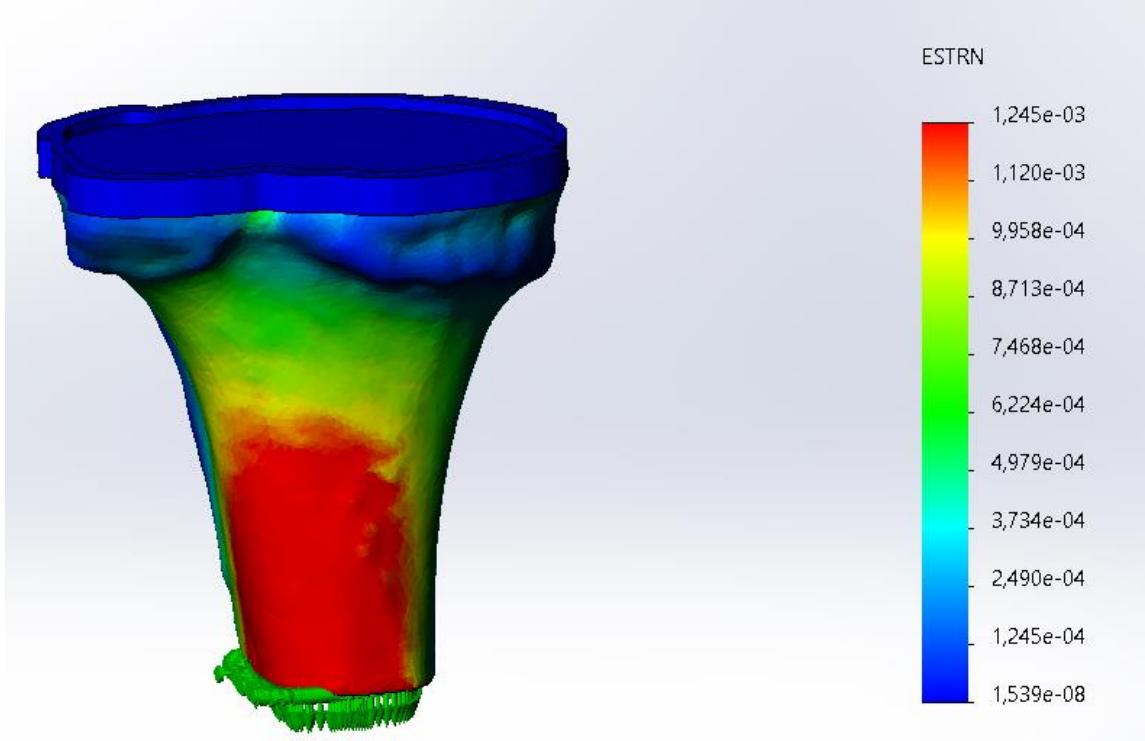


Рисунок 66 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид сзади

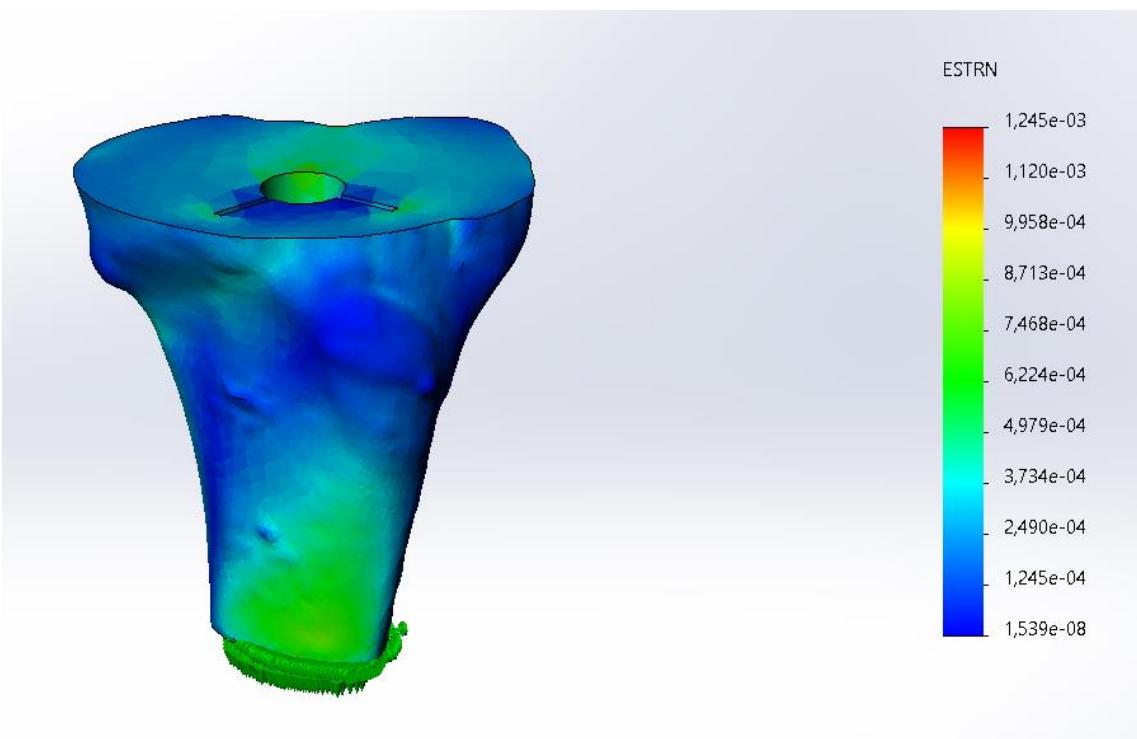


Рисунок 67 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид спереди со снятым протезом

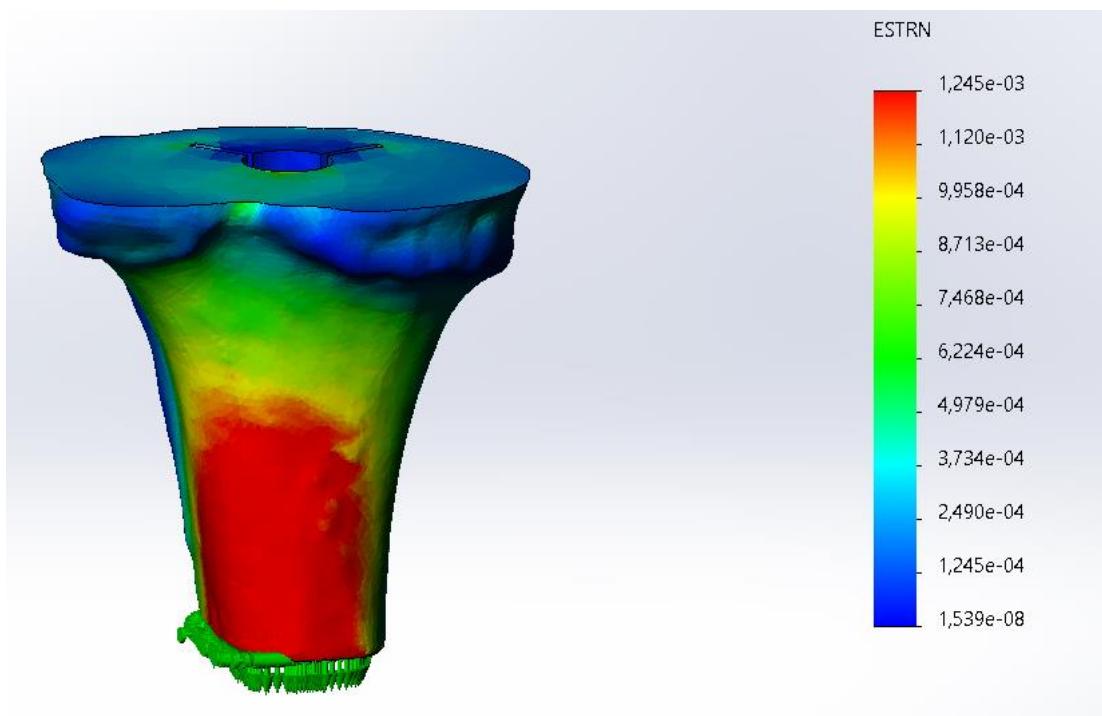


Рисунок 68 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид сзади со снятым протезом

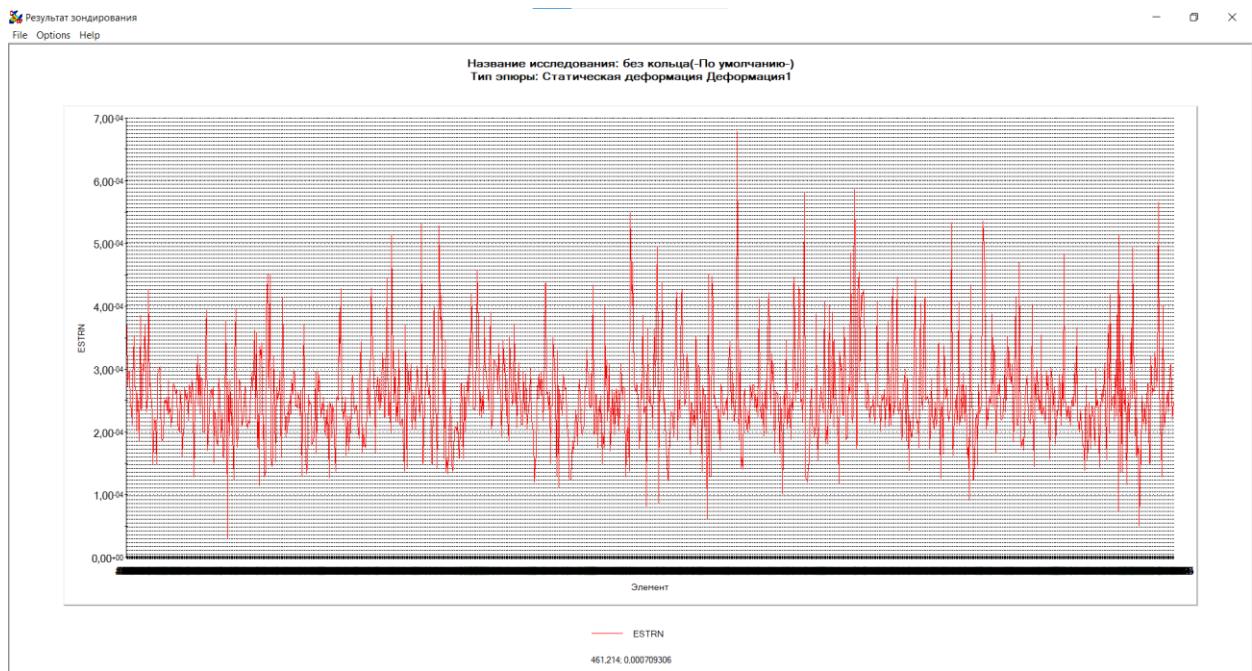


Рисунок 69 – График распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента

В варианте конструкции с кольцевым усиливающим элементом характер распределения деформаций существенно меняется. График демонстрирует смещение распределения в область меньших значений, а также более сглаженную форму без резких локальных максимумов. Это свидетельствует о повышении жёсткости конструкции и более равномерной работе элементов под нагрузкой.

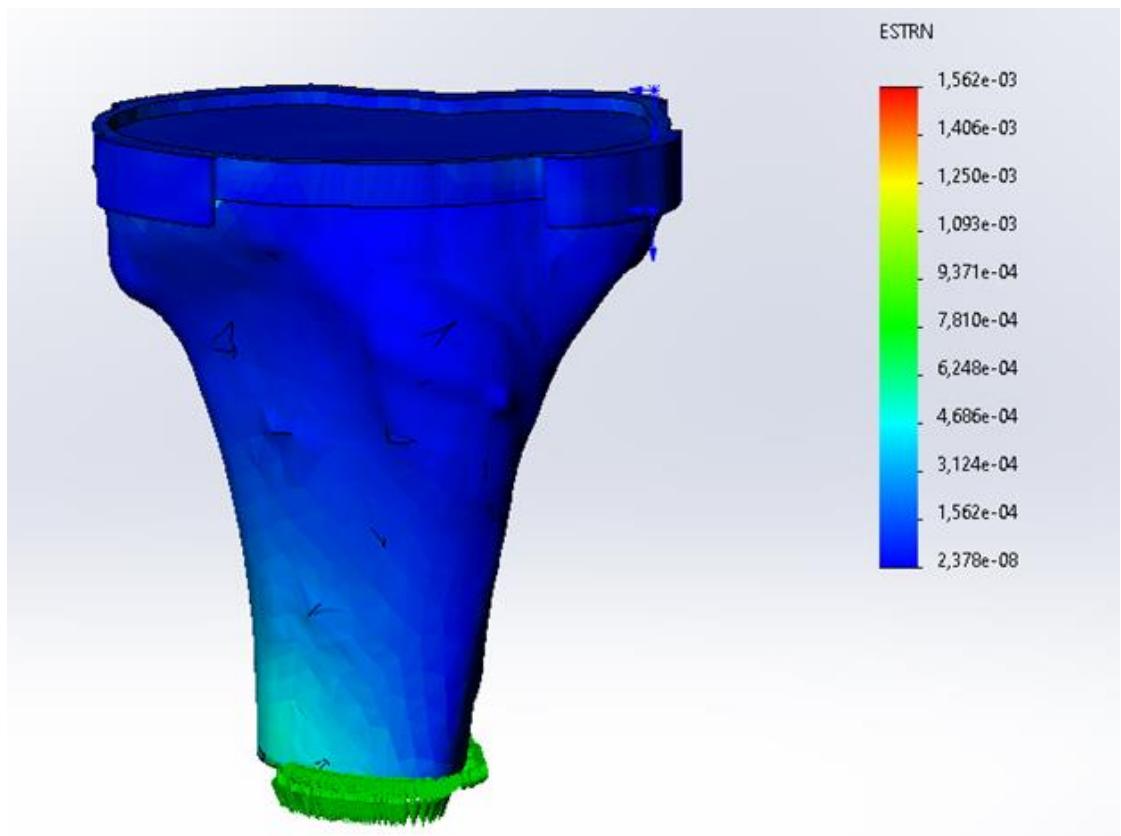


Рисунок 70 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид спереди

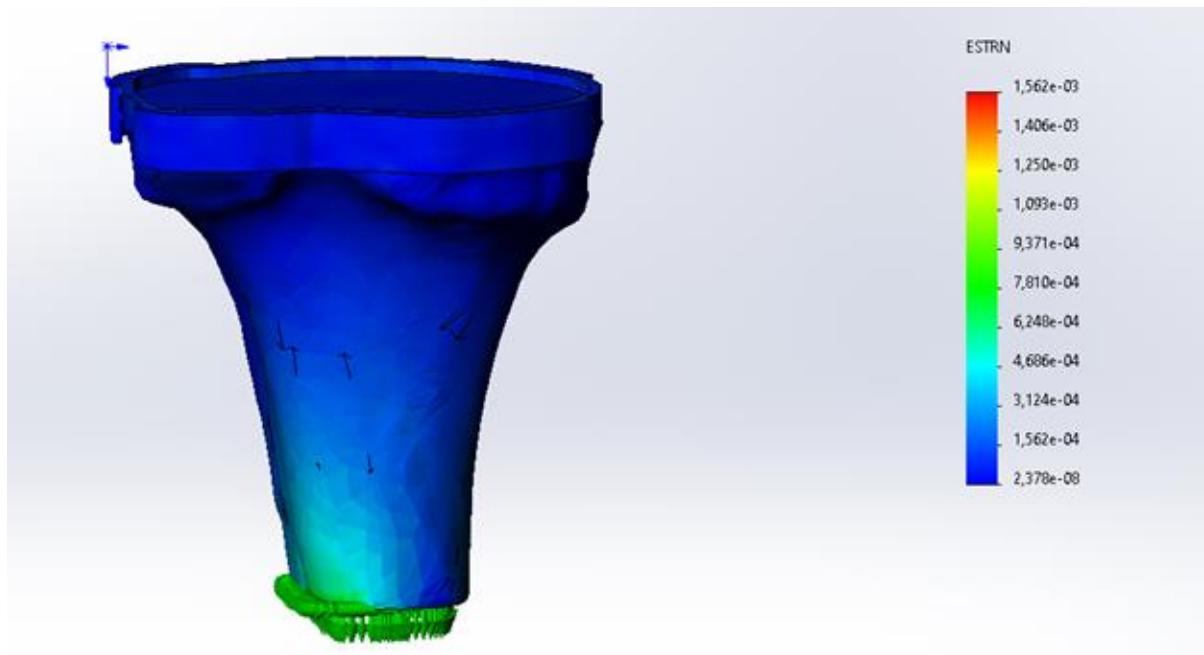


Рисунок 71 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид сзади

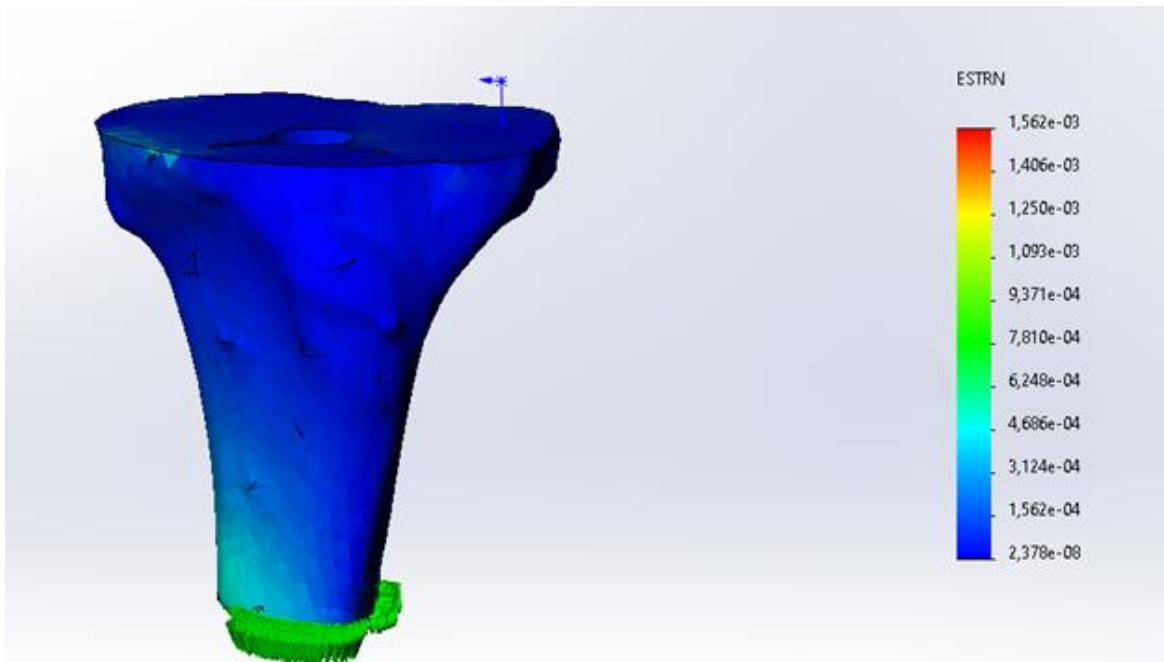


Рисунок 72 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид спереди со снятым протезом

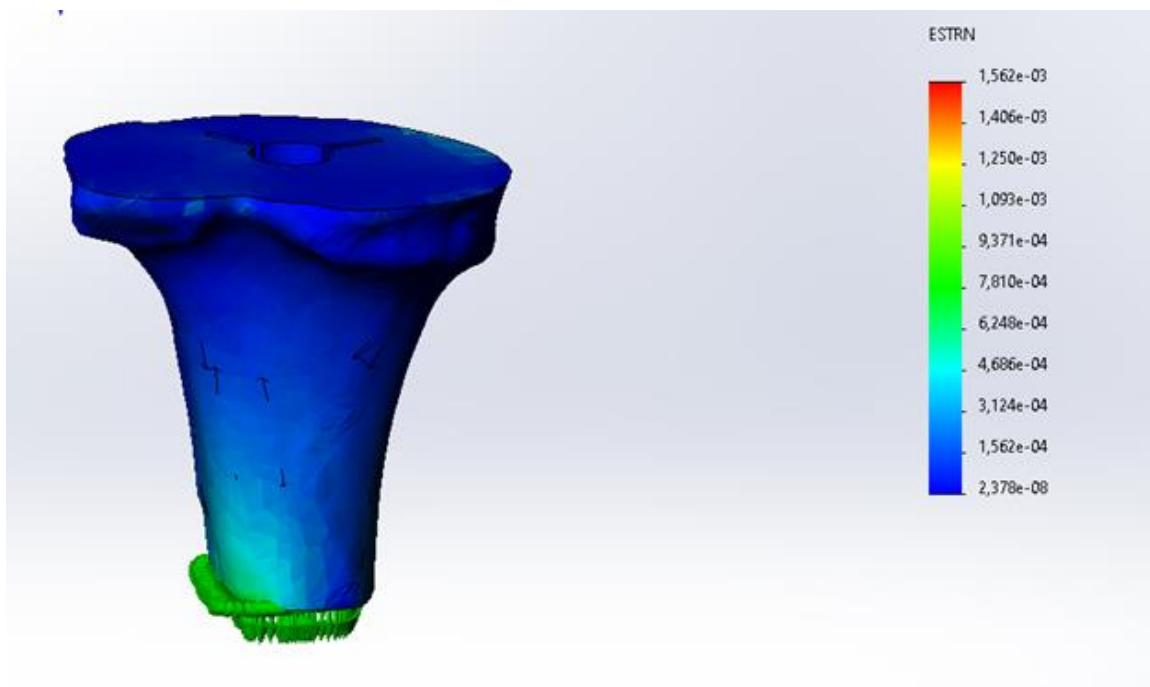


Рисунок 73 – Визуальное отображение распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид сзади со снятым протезом

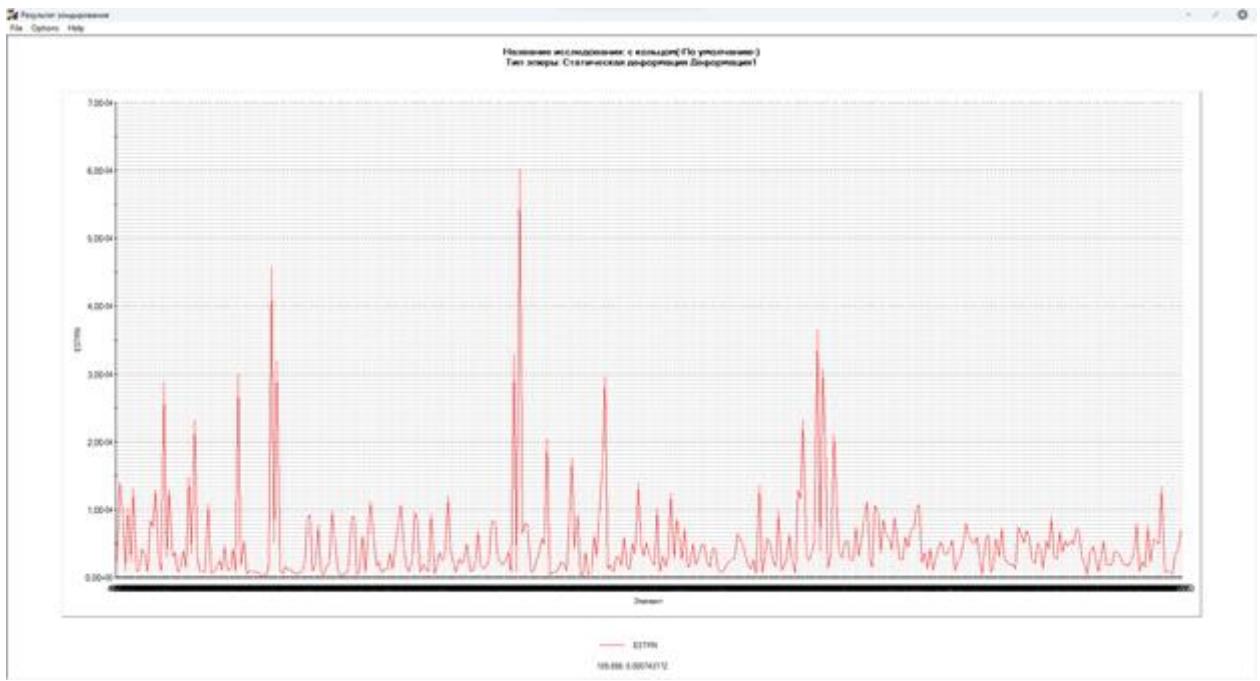


Рисунок 74 – График распределения эквивалентных деформаций для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемент

Для количественного сравнения вариантов конструкции были использованы следующие показатели: максимальное значение эквивалентной деформации  $\varepsilon_{eq,max}$ , среднее значение, медиана распределения и перцентильный анализ. Такой подход позволяет оценить не только экстремальные деформации, но и общее поведение конструкции в целом, аналогично методике, применённой в пункте 3.4.1.

Максимальные значения эквивалентной деформации в варианте с кольцом оказываются ниже по сравнению с вариантом без кольца, что указывает на снижение деформационных концентраций в критических зонах. Особенno показательно уменьшение среднего и медианного значений деформации, что свидетельствует о смещении всего распределения в область меньших деформаций, а не только о локальном улучшении в отдельных точках модели.

С инженерной точки зрения это означает, что введение кольцевого элемента способствует ограничению поперечных и сдвиговых деформаций, перераспределяя нагрузку на больший объём материала и снижая уровень упругих смещений. Данный эффект напрямую связан с результатами анализа напряжений по Мизесу, приведёнными в пункте 3.4.1, поскольку при линейно-упругом поведении материалов напряжения и деформации связаны соотношением (10):

$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad (10)$$

где  $E$  — модуль упругости материала.

Таким образом, снижение эквивалентных деформаций при наличии кольцевого усиливающего элемента приводит к пропорциональному снижению эквивалентных напряжений и уменьшению риска развития локальных перегрузок. В эксплуатационном контексте это может быть интерпретировано как потенциальное снижение предпосылок к микроподвижности в зоне фиксации, накоплению усталостных повреждений и асептическому расшатыванию при длительной работе имплантата.

### **Итоговый вывод по результатам анализа деформаций**

Проведённый анализ эквивалентных деформаций показывает, что конструкция протеза с кольцевым усиливающим элементом обеспечивает более благоприятное деформационное состояние по сравнению с вариантом без кольца. Снижение максимальных и средних деформаций, а также более равномерное распределение деформационного поля подтверждают эффективность предложенного конструктивного решения и его целесообразность с точки зрения повышения жёсткости и долговечности протеза.

### **3.4.3 Результаты расчёта по эквивалентным перемещениям конструкции**

Для оценки влияния конструктивного кольцевого элемента на жёсткость и стабильность фиксации протеза был проведён анализ полных перемещений узлов модели в рамках расчёта напряжённо-деформированного состояния. В качестве результирующего параметра использовалось полное перемещение узлов  $U$ , определяемое как модуль вектора смещений в трёхмерном пространстве.

Полное перемещение рассчитывалось по выражению:  
Полное перемещение рассчитывалось по выражению (11) :

$$U = \sqrt{u_x^2 + u_y^2 + u_z^2}, \quad (11)$$

где  $u_x$ ,  $u_y$ ,  $u_z$  — компоненты перемещения узла вдоль соответствующих координатных осей.

Расчёты выполнены для двух вариантов конструкции большеберцового компонента:

- без кольцевого усиливающего элемента;
- с интегрированным кольцевым элементом.

#### **Анализ распределения перемещений**

На графиках распределения перемещений по узлам модели видно, что конструкция без кольца характеризуется значительно большими абсолютными перемещениями и выраженным разбросом значений по всей

зоне контакта с костной тканью. Значения перемещений в данном случае находятся в диапазоне от 0.254 до 0.379 мм, при среднем значении 0.296 мм.

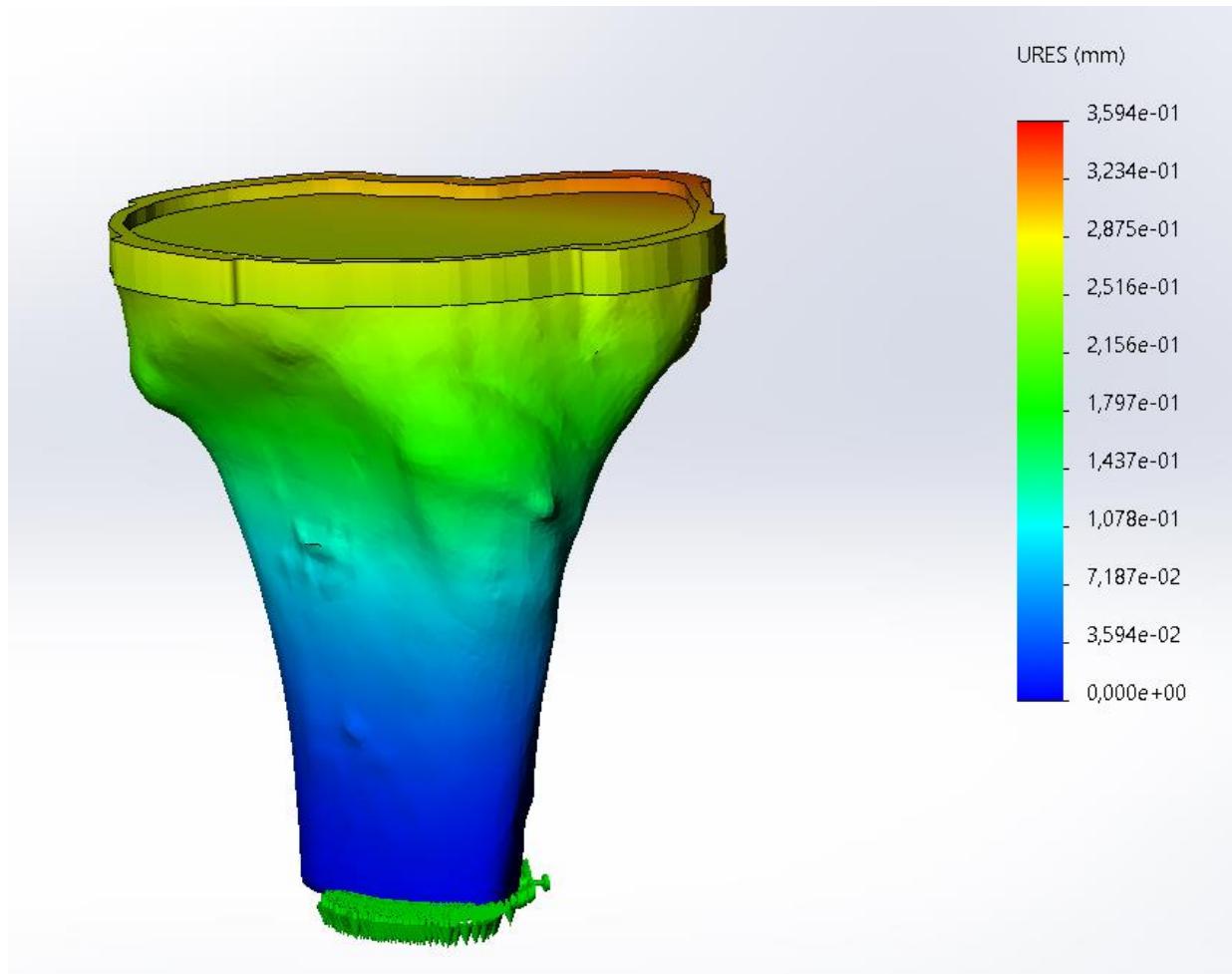


Рисунок 75 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид спереди

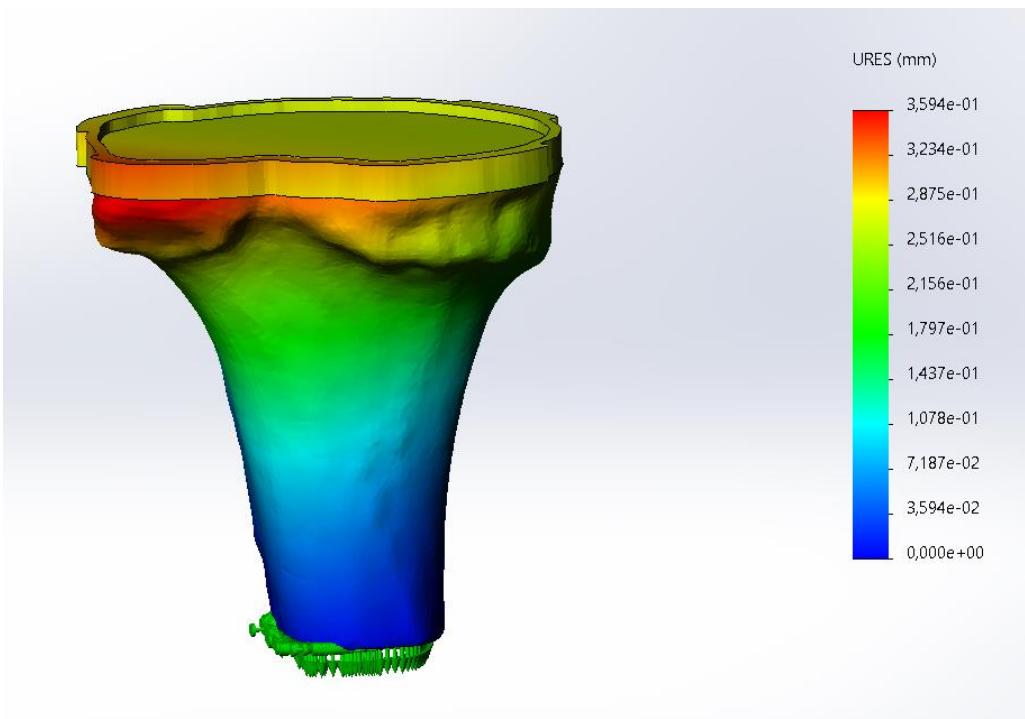


Рисунок 76 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид сзади

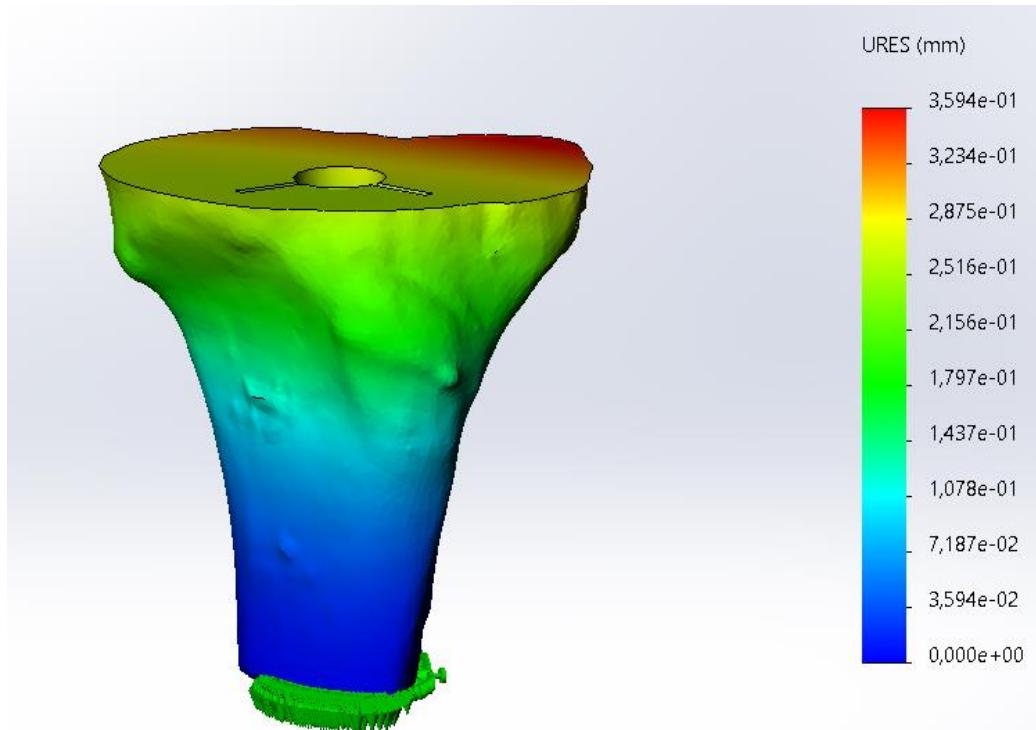


Рисунок 77 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид спереди со снятым протезом

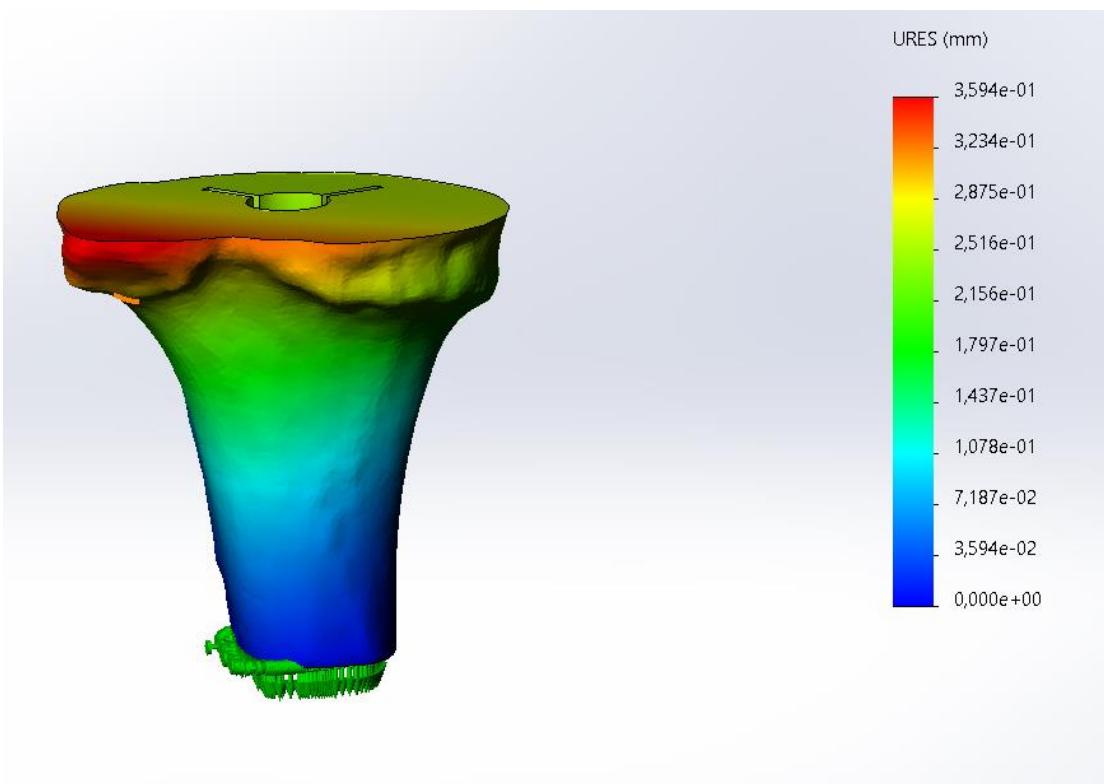


Рисунок 78 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемента, вид сзади со снятым протезом

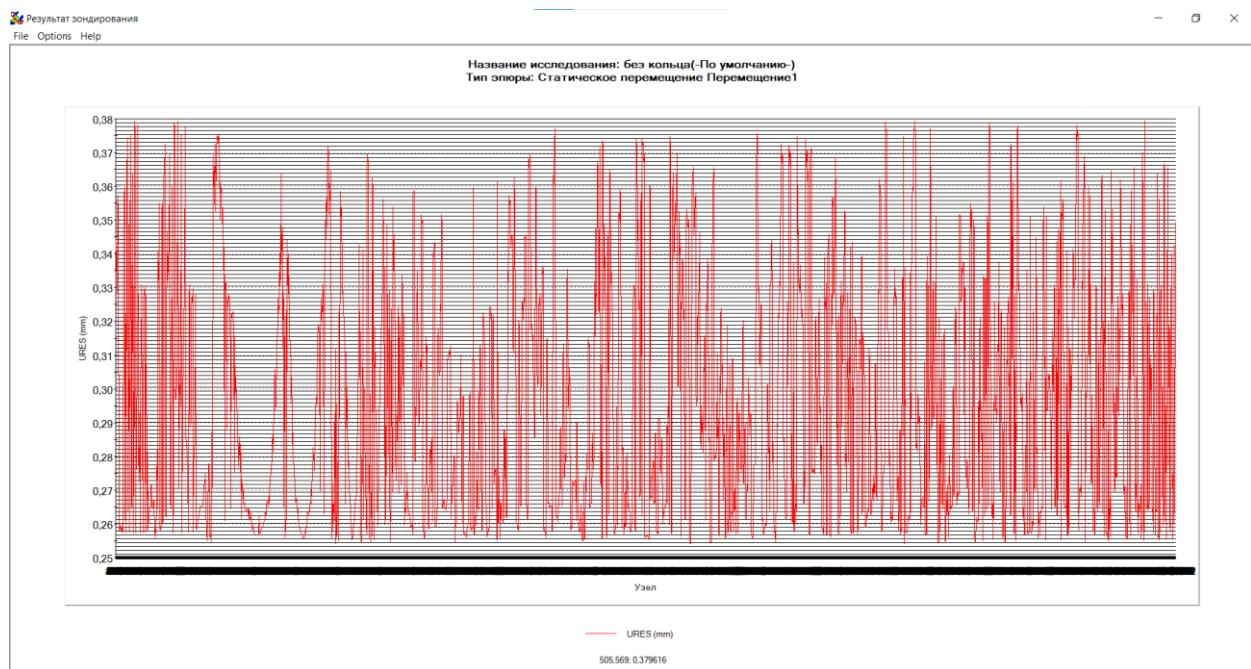


Рисунок 79 – График распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза без кольцевого усиливающего элемент

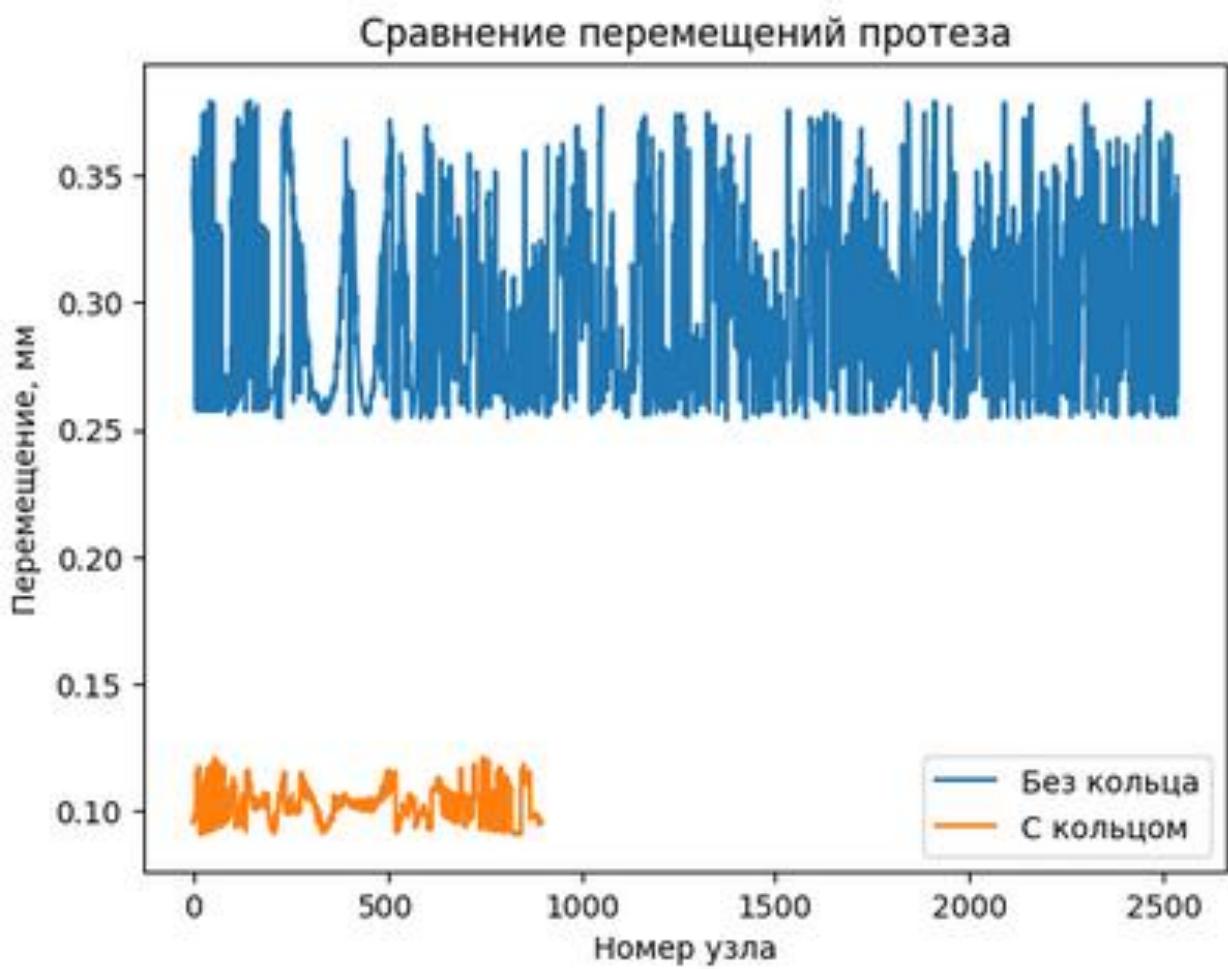


Рисунок 80 – Сравнение распределения перемещений по узлам модели для конструкций без кольца и с кольцевым усилением

Из представленного графика видно, что для конструкции без кольцевого элемента значения перемещений существенно превышают соответствующие значения для конструкции с кольцом по всему диапазону узлов модели. Кривая, соответствующая варианту без кольца, характеризуется значительным разбросом и наличием локальных пиков, достигающих значений порядка 0.38 мм.

В то же время для конструкции с кольцевым усилением перемещения находятся в существенно более узком диапазоне (примерно 0.09–0.12 мм) и демонстрируют более равномерное распределение. Отсутствие пересечений кривых свидетельствует о стабильном снижении податливости конструкции при использовании кольцевого элемента.

В конструкции с кольцевым элементом перемещения заметно ниже и более равномерны. Диапазон значений составляет от 0.091 до 0.121 мм, а среднее значение перемещения равно 0.103 мм.

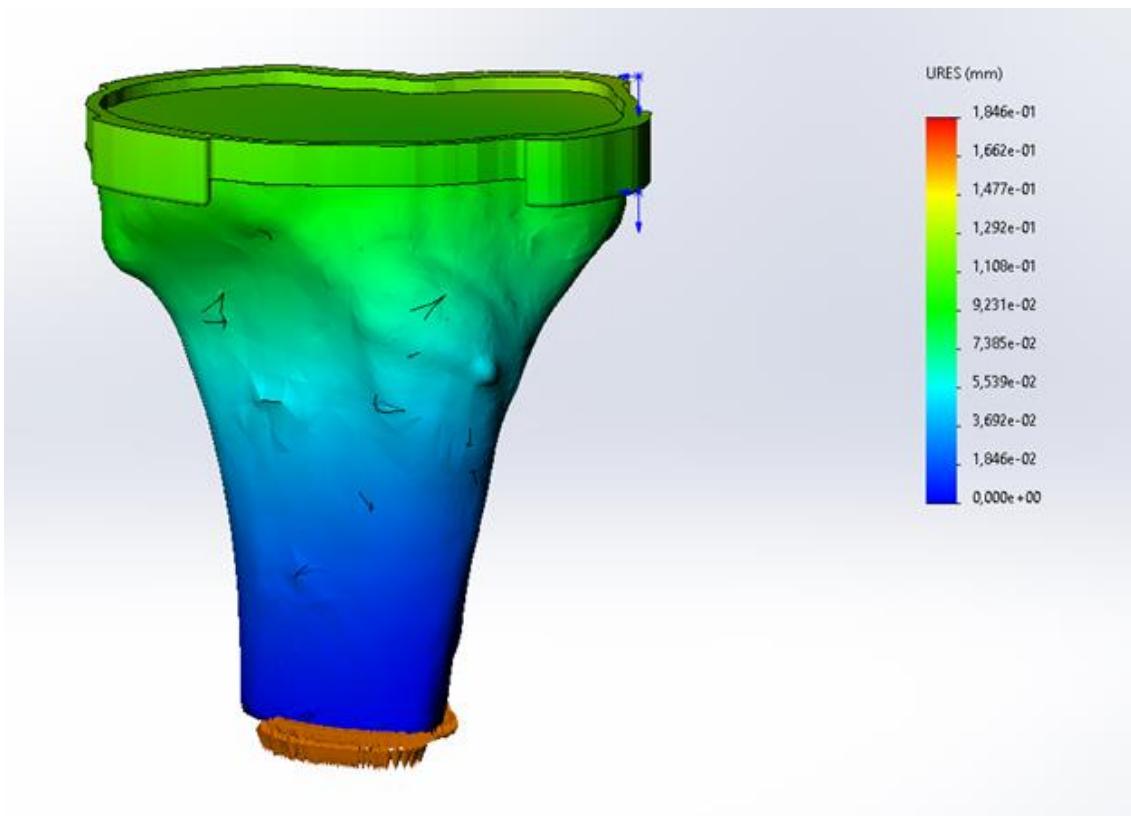


Рисунок 81 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид спереди

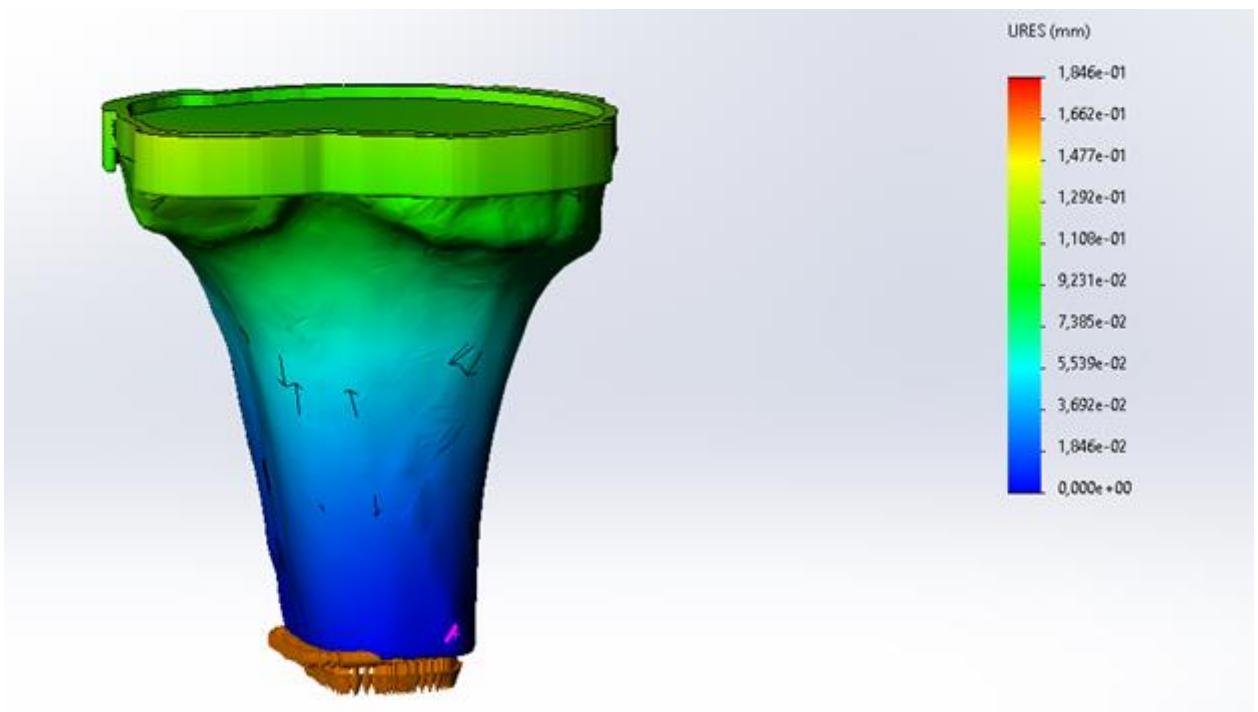


Рисунок 82 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид сзади

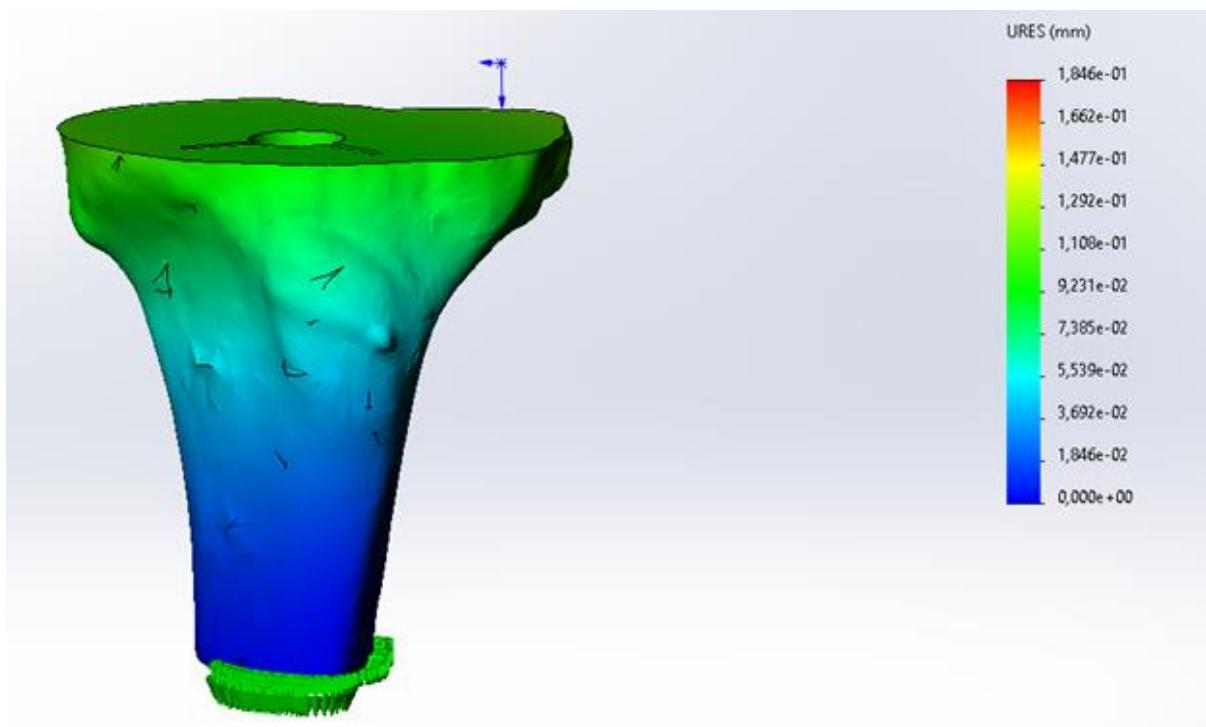


Рисунок 83 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид спереди со снятым протезом

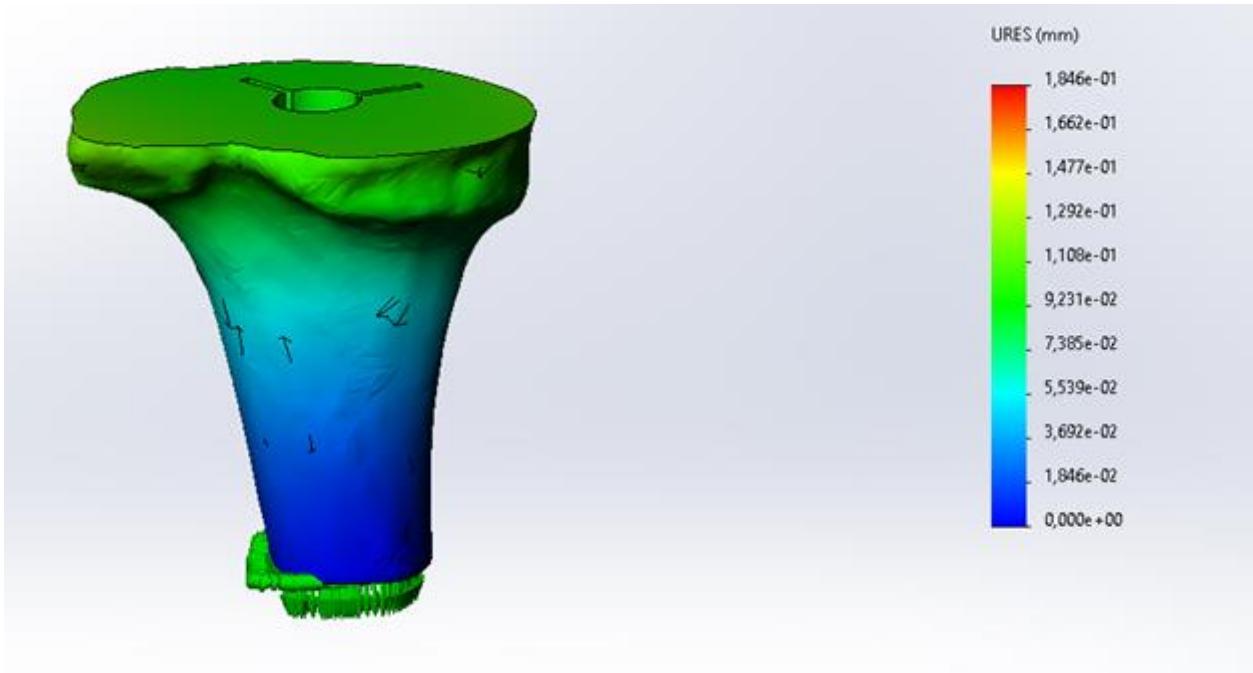


Рисунок 84 – Визуальное отображение распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента, вид сзади со снятым протезом

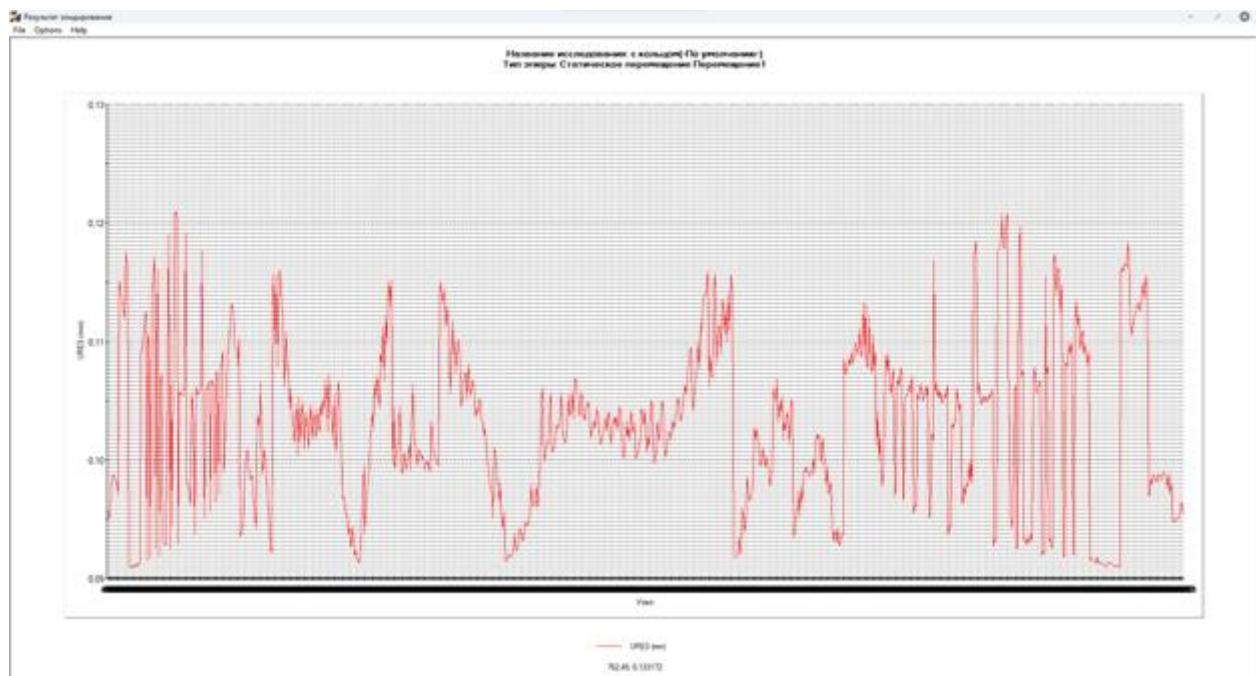


Рисунок 85 – График распределения эквивалентных перемещений для варианта протеза с введением кольцевого усиливающего элемента

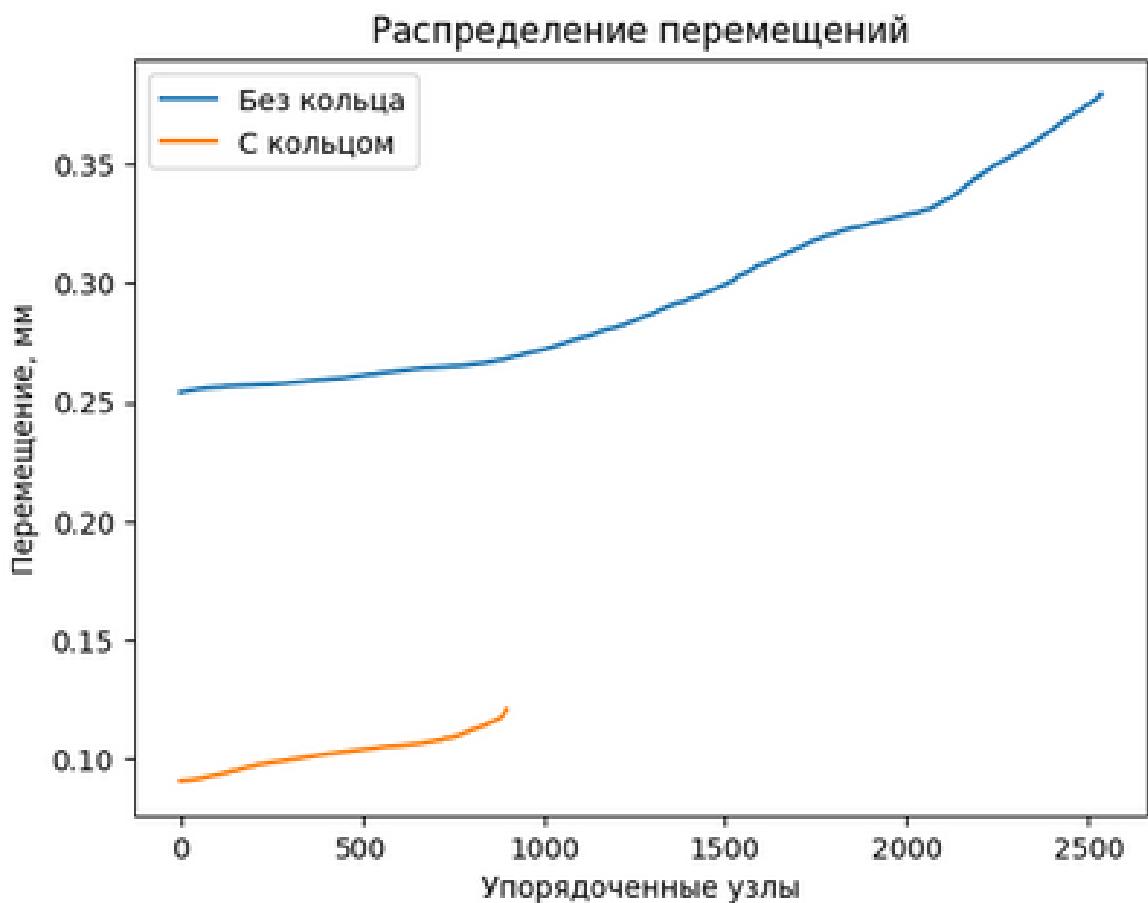


Рисунок 86 – Упорядоченное распределение перемещений для конструкций без кольца и с кольцевым элементом

Упорядоченное распределение перемещений подтверждает различие в характере деформационного поведения рассматриваемых конструкций. Для варианта без кольца наблюдается плавный рост значений перемещений с увеличением номера узла, что указывает на наличие значительного числа узлов с повышенной податливостью.

Для конструкции с кольцевым элементом распределение перемещений имеет более пологий характер и ограничено узким интервалом значений, что свидетельствует о снижении локальных деформаций и более равномерном перераспределении нагрузок в зоне контакта с костной тканью.

Сравнительные статистические параметры перемещений представлены ниже:

- Максимальное перемещение (12):

$$U_{\max}^{\text{без кольца}} = 0.379 \text{ мм}, U_{\max}^{\text{с кольцом}} = 0.121 \text{ мм} \quad (12)$$

Относительное снижение максимального перемещения (13):

$$\Delta U_{\max} = \frac{0.379 - 0.121}{0.379} \cdot 100\% \approx 68.1\% \quad (13)$$

- Среднее перемещение (14):

$$U_{\text{сред}}^{\text{без кольца}} = 0.296 \text{ мм}, U_{\text{сред}}^{\text{с кольцом}} = 0.103 \text{ мм} \quad (14)$$

Относительное снижение среднего перемещения (15):

$$\Delta U = \frac{0.296 - 0.103}{0.296} \cdot 100\% \approx 65.2\% \quad (15)$$

- Медианное значение (16):

$$U_{med}^{\text{без кольца}} = 0.285 \text{ мм}, U_{med}^{\text{с кольцом}} = 0.103 \text{ мм} \quad (16)$$

### Оценка равномерности деформации

Дополнительно была проведена оценка стандартного отклонения перемещений, характеризующего степень неоднородности деформационного поля (17):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (u_i - \bar{u})^2} \quad (17)$$

Полученные значения (18):

$$\sigma_U^{\text{без кольца}} = 0.036 \text{ мм}, \sigma_U^{\text{с кольцом}} = 0.0069 \text{ мм} \quad (18)$$

Снижение стандартного отклонения составляет более 80%, что указывает на существенное выравнивание распределения перемещений при использовании кольцевого элемента.

### **Инженерная интерпретация результатов**

Снижение как максимальных, так и средних перемещений свидетельствует о росте общей жёсткости системы «кость — протез» при наличии кольцевого усиления. Уменьшение стандартного отклонения указывает на более равномерное перераспределение нагрузки и снижение локальных зон повышенной податливости, которые потенциально могут служить инициаторами микроподвижности и асептического расшатывания.

### **Вывод по разделу**

Таким образом, расчёт по перемещениям подтверждает, что введение кольцевого конструктивного элемента приводит к снижению максимальных перемещений более чем на 68%, а средних — более чем на 65%. Дополнительно обеспечивается значительное повышение однородности деформационного поля. Полученные результаты согласуются с данными анализа эквивалентных напряжений по Мизесу и подтверждают эффективность кольцевого элемента как средства повышения первичной механической стабильности протеза.

## **СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ МАГИСТРАНТА**

В рамках написания магистерской диссертации были опубликованы научные статьи и принято участие в двух конференциях.

1. «DEVELOPMENT OF A KNEE JOINT PROSTHESIS», XVIII International Scientific and Practical Conference «Questions. hypotheses. answers: science XXI century», **DOI: 10.5281/zenodo.18201393**
2. «Development of industrial exoskeleton with biofeedback function», Scientific and practical journal «Medicine, Science and Education» P.304-315, ISSN:1609-8692 (print), **DOI: 10.24412/1609-8692-2025-0-304-315**
3. «Innovative research methods in the development and control of soft robots», **Satbayev International Conference 2025**.

## **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

В данной магистерской диссертации была рассмотрена задача разработки конструкции протеза для замены коленного сустава с учётом биомеханических и анатомических особенностей опорно-двигательного аппарата человека. Актуальность работы обусловлена высокой распространённостью заболеваний и травматических повреждений коленного сустава, а также существующими проблемами долговременной стабильности фиксации эндопротезов и риском асептического расшатывания при их эксплуатации.

В ходе выполнения работы был проведён анализ анатомии коленного сустава, существующих методов эндопротезирования, типов конструкций протезов и материалов, применяемых в ортопедической практике. Анализ показал, что одной из ключевых причин снижения срока службы протезов является неравномерное распределение нагрузок в костной ткани и недостаточная стабильность фиксации тибионального компонента при циклическом нагружении.

На основе полученных данных был разработан прототип конструкции протеза коленного сустава, позволивший определить основные габаритные размеры и компоновку элементов. В дальнейшем прототип был доработан, и предложена финальная конструкция, включающая комплекс инженерных решений, направленных на повышение надёжности фиксации и биомеханической совместимости с костной тканью.

К основным конструктивным особенностям финальной модели относятся интрамедуллярный стержень с градиентной системой перфораций, обеспечивающий условия для остеointеграции и снижение микроперемещений в костном канале, а также интегрированный наружный кольцевой усиливающий элемент, предназначенный для стабилизации кортикального слоя большеберцовой кости. Геометрия элементов протеза разработана с учётом анатомического расположения мягких тканей и не требует принципиального изменения стандартной техники хирургического эндопротезирования.

В рамках исследования выполнено трёхмерное моделирование конструкции протеза с использованием CAD-систем и проведён анализ биомеханических характеристик с применением средств численного моделирования в среде SolidWorks Simulation. Полученные результаты подтверждают целесообразность предложенных конструктивных решений и их потенциальную эффективность в снижении локальных концентраций напряжений и повышении стабильности фиксации протеза.

Научная новизна работы заключается в разработке концепции конструкции тибионального компонента протеза коленного сустава, сочетающей интрамедуллярный стержень с градиентной перфорацией и интегрированный наружный кольцевой усиливающий элемент, ориентированной на снижение риска асептического расшатывания при

длительной эксплуатации. Теоретическая значимость работы состоит в анализе влияния конструктивных параметров протеза на характер распределения нагрузок в области имплантации. Практическая значимость заключается в возможности использования полученных результатов при дальнейшем проектировании, оптимизации и модернизации протезов коленного сустава.

В качестве перспектив дальнейших исследований можно отметить проведение экспериментальных испытаний разработанной конструкции, углублённый анализ усталостной прочности элементов протеза, а также разработку персонализированных вариантов конструкции с учётом индивидуальных анатомических особенностей пациентов и возможностей аддитивных технологий производства.

## **СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ**

- 11.end mill- WOTEK Precision Tools Co., LTD. -WOTEK Precision Tools Co., LTD. (2021, September 8). Machinability of cobalt-based and cobalt chromium molybdenum alloys - a review. End Mill- WOTEK Precision Tools Co., LTD. -WOTEK Precision Tools Co., LTD. <https://www.endmills-wotek.com/en/blog/detail/58>
- 12.ООО "Кен-ТАЧ.РУ" (2016, September 9). CobaltChrome MP1: сверхпрочный сплав кобальт-хром-молибден. Can Touch. <https://can-touch.ru/3d-printing-cobaltchrome-mp1/>
- 13.Pearson, J. (n.d.). Polyethylene- knee replacement plastic: Dr. Jeffrey Pearson: Orthopedic surgeon. Dr. Jeffrey Pearson. <https://www.jeffreypearsonmd.com/blog/polyethylene-knee-replacement-plastic>
- 14.Fig. 1. Macroscopic images of the failed polyethylene components from. . . (n.d.). ResearchGate. [https://www.researchgate.net/figure/Macroscopic-images-of-the-failed-polyethylene-components-from-total-knee-prosthesis\\_fig1\\_311576683](https://www.researchgate.net/figure/Macroscopic-images-of-the-failed-polyethylene-components-from-total-knee-prosthesis_fig1_311576683)
- 15.Types of knee replacements | JointSurgery.in. (n.d.). <https://www.jointsurgery.in/knee-replacement/types-of-knee-replacements/>
- 16.Yeoman, M. S. (2014). *Investigating the loading behaviour of intact and meniscectomy knee joints and the impact on surgical decisions.* COMSOL Conference 2014. <https://www.comsol.com/paper/investigating-the-loading-behaviour-of-intact-and-meniscectomy-knee-joints-and-the-impact-on-surgical-decisions-52231>

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ  
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И.САТПАЕВА»

**ОТЗЫВ  
НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ**

на магистерскую диссертацию  
Муратова Диаса Муратовича  
(Ф.И.О. обучающегося)  
7М07106 – Биомедицинская инженерия  
(шифр и наименование ОП)

На тему: «Разработка протеза для замены коленного сустава»

Магистерская диссертация Муратова Диаса Муратовича посвящена актуальной и научно-практически значимой теме — разработке протеза коленного сустава. Работа выполнена в рамках образовательной программы 7М07106 – «Биомедицинская инженерия» и соответствует современным требованиям, предъявляемым к магистерским диссертациям данного профиля. Диссертация отличается системным инженерным подходом, логичной структурой, достаточной глубиной теоретического анализа и выраженной практической направленностью.

Актуальность выбранной темы обусловлена высокой распространённостью дегенеративных и воспалительных заболеваний коленного сустава, а также устойчивым ростом числа операций эндопротезирования. Несмотря на широкий спектр серийных эндопротезов, сохраняется потребность в совершенствовании конструктивных решений, направленных на повышение долговечности имплантов, улучшение биомеханического взаимодействия с костной тканью и снижение риска асептического расшатывания. В этой связи разработка и исследование новых конструкций эндопротезов коленного сустава является актуальной научно-технической задачей.

Целью магистерской диссертации является разработка и обоснование конструкции эндопротеза коленного сустава с учётом биомеханических факторов и анализ её эффективности методом конечных элементов. Для достижения поставленной цели автором последовательно решены следующие задачи: выполнен анализ анатомии и биомеханики коленного сустава; проведён обзор современных конструкций эндопротезов коленного сустава и материалов, применяемых в эндопротезировании; разработана трёхмерная модель эндопротеза; выполнено численное моделирование напряжённо-деформированного состояния системы «кость — протез»; проведён анализ полученных результатов и дана оценка влияния конструктивных решений на распределение нагрузок.

Следует отметить высокий уровень самостоятельности выполнения работы. Автор продемонстрировал умение работать с научной и технической литературой, корректно применять знания в области биомедицинской инженерии, механики деформируемого твёрдого тела и компьютерного моделирования. В диссертации грамотно изложены теоретические основы эндопротезирования коленного сустава, обоснован выбор конструктивных решений и материалов, подробно рассмотрены вопросы распределения напряжений и деформаций в костной ткани и элементах протеза.

Расчётно-аналитическая часть диссертации выполнена на хорошем техническом уровне. Автором корректно построены геометрические модели, заданы граничные условия и нагрузки, выполнены расчёты методом конечных элементов. Полученные результаты позволяют наглядно оценить влияние конструктивных особенностей эндопротеза на

биомеханические характеристики системы и подтверждают обоснованность предлагаемых решений.

Практическая значимость работы заключается в возможности использования полученных результатов при проектировании и оптимизации конструкций эндопротезов коленного сустава. Предложенные конструктивные подходы и результаты численного анализа могут быть использованы в дальнейших научных исследованиях, при разработке опытных образцов эндопротезов, а также в учебном процессе при подготовке специалистов в области биомедицинской инженерии.

Научная новизна работы состоит в разработке и исследовании конструктивного решения эндопротеза коленного сустава с учётом распределения биомеханических нагрузок и применением численного моделирования для оценки его эффективности. Полученные результаты расширяют представления о влиянии конструктивных параметров эндопротезов на напряжённо-деформированное состояние костной ткани и могут быть использованы в дальнейшем развитии данного направления исследований.

Работа логично структурирована и включает введение, обзор литературы, основные разделы, посвящённые анализу конструкций и моделированию, расчётно-аналитическую часть, заключение и список использованных источников. Материал изложен технически грамотным и последовательным языком, сопровождается необходимыми схемами, графиками и иллюстрациями, что способствует лучшему пониманию представленных результатов.

Муратова Диаса Муратовича проявил себя как ответственный и целеустремлённый магистрант, способный к самостоятельному выполнению научно-исследовательских и инженерных задач. В процессе работы над диссертацией он продемонстрировал высокий уровень заинтересованности в теме, умение работать с программными средствами трёхмерного моделирования и численного анализа, а также способность формулировать обоснованные выводы на основе полученных результатов.

По результатам выполненной работы можно сделать вывод, что магистерская диссертация Муратова Диаса Муратовича соответствует требованиям, предъявляемым к магистерским диссертациям, отличается научной новизной, практической значимостью и достаточной степенью проработки.

### **Заключение:**

Магистерская диссертация Муратова Диаса Муратовича на тему «Разработка и анализ конструкции эндопротеза коленного сустава с применением метода конечных элементов» соответствует всем установленным требованиям и критериям, предъявляемым к магистерским работам. Работа заслуживает высокой оценки, а её автор — присвоения академической степени магистра по образовательной программе 7M07106 — «Биомедицинская инженерия».

**Научный руководитель**  
к.т.н., профессор  
Ожикенов К.А.  
(подпись)

«12 » 01 2026г

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ  
ТЕХНИЧЕСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И. САППАЕВА»

**РЕЦЕНЗИЯ**

на магистерскую диссертацию магистранта образовательной программы  
7М07106 – Биомедицинская инженерия  
Муратова Диаса Муратовича

Тема работы: **«Разработка протеза для замены коленного сустава»**

Разработано:

- а) графическая часть 0 листов  
б) пояснительная записка 93 страниц

**ЗАМЕЧАНИЕ К РАБОТЕ**

Магистрант Муратов Диас Муратович в представленной диссертационной работе рассматривает актуальную и социально значимую научно-практическую задачу разработки протеза для замены коленного сустава. Выбранная тема полностью соответствует современным направлениям развития биомедицинской инженерии, ортопедии и медицинского приборостроения, а также задачам повышения качества жизни пациентов с дегенеративными и травматическими поражениями опорно-двигательного аппарата.

Основной целью исследования является разработка и обоснование конструкции эндопротеза коленного сустава с учётом анатомо-биомеханических особенностей и эксплуатационных нагрузок. Для достижения поставленной цели автором выполнен анализ анатомии и биомеханики коленного сустава, проведён обзор существующих конструкций эндопротезов коленного сустава и материалов, применяемых в эндопротезировании, разработана конструктивная модель протеза, выполнено трёхмерное моделирование и проведён расчёт напряжённо-деформированного состояния системы «кость — протез» методом конечных элементов.

Научная новизна диссертационной работы заключается в разработке и исследовании конструктивного решения эндопротеза коленного сустава с использованием численного моделирования для оценки распределения напряжений и деформаций в элементах конструкции и костной ткани. В работе обоснован выбор конструктивных параметров и материалов протеза, а также показана возможность применения метода конечных элементов для анализа биомеханической эффективности разрабатываемых решений на этапе проектирования.

Расчётно-аналитическая часть исследования выполнена на хорошем инженерном уровне. Автором построены геометрические модели эндопротеза и костных структур, заданы граничные условия и нагрузки, выполнены численные расчёты и проведён анализ полученных результатов. Результаты моделирования позволяют оценить характер распределения нагрузок в системе «кость — протез» и подтверждают обоснованность принятых конструктивных решений.

Структура диссертации логична и включает аналитический обзор, разделы, посвящённые разработке конструкции и численному моделированию, а также анализ полученных результатов. Содержание работы полностью соответствует поставленным целям и задачам, а уровень её выполнения отвечает требованиям, предъявляемым к магистерским диссертациям.

## ОЦЕНКА РАБОТЫ

Магистрант Муратов Диас Муратович выполнил диссертацию на тему «Разработка протеза для замены коленного сустава» грамотно, последовательно и на высоком техническом уровне. Все поставленные в работе задачи решены, полученные результаты имеют практическую ценность. Диссертацию следует оценить на отлично и признать автора достойным присвоения академической степени магистра.

Рецензент:

к.т.н., и.о. ассоциированный профессор  
кафедры «Физика» КазНПУ имени Абая

«12» 01 2026 г.



Жаменкеев Е.К.

## Протокол

### о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

**Автор:** Муратов Диас Муратович

**Соавтор (если имеется):**

**Тип работы:** Магистерская диссертация

**Название работы:** РАЗРАБОТКА ПРОТЕЗА ДЛЯ ЗАМЕНЫ КОЛЕННОГО СУСТАВА

**Научный руководитель:** Касымбек Ожикенов

**Коэффициент Подобия 1:** 1.1

**Коэффициент Подобия 2:** 0.8

**Микропробелы:** 0

**Знаки из здругих алфавитов:** 1

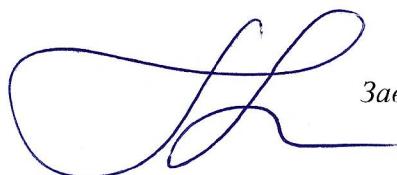
**Интервалы:** 0

**Белые Знаки:** 0

**После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:**

- Заимствования, выявленные в работе, является законным и не является плагиатом. Уровень подобия не превышает допустимого предела. Таким образом работа независима и принимается.
- Заимствование не является плагиатом, но превышено пороговое значение уровня подобия. Таким образом работа возвращается на доработку.
- Выявлены заимствования и плагиат или преднамеренные текстовые искажения (манипуляции), как предполагаемые попытки укрытия плагиата, которые делают работу противоречащей требованиям приложения 5 приказа 595 МОН РК, закону об авторских и смежных правах РК, а также кодексу этики и процедурам. Таким образом работа не принимается.
- Обоснование:

12.01.26 Дата



Заведующий кафедрой