

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ К.И. САТБАЕВА»



SATBAYEV
UNIVERSITY

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

Агалёк Даулет Ануарулы

ДИПЛОМНЫЙ ПРОЕКТ

«Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних
конечностей»

Специальность 6В07113 – Робототехника и мехатроника

Алматы 2025 г.

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН
НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ К.И. САТБАЕВА»



Институт Автоматики и информационных технологий
Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»



ДИПЛОМНЫЙ ПРОЕКТ

Тема: «Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей».

по специальности 6В07113 – Робототехника и мехатроника

Выполнил

Агалёк Д.А.

Рецензент

Научный руководитель

К. т. н., ассоциированный профессор

К. т. н., ассоциированный профессор

Феизәлі Сейдилдаева А.К.

Курмангалиева Л.А.

«29» май 2025 г.

«29» май 2025 г.

Алматы 2025

Некоммерческое Акционерное Общество «Казахский Национальный Исследовательский
Технический Университет имени К.И.Сатпаева»

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»



Агалёк Даулет Ануарулы

Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломному проекту

Специальность 6В07113 – Робототехника и мехатроника

Алматы 2025 г.

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН
НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ К.И. САТБАЕВА»



Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

6B07113 – Робототехника и мехатроника



ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломной работы (проекта)

Студенту Агалёк Даулет Ануарулы

1. Тема: «Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей»

Утверждена приказом ректора _____ № 521 от «13» 11 2024 г.

2. Срок сдачи студентом законченной работы «30» 05 2025 г.

3. Исходные данные к дипломному проекту (законы, литературные источники, лабораторно-производственные данные)

Программное обеспечение: FreeCAD, КОМПАС-3D, APM FEM

4. Перечень подлежащих разработке в дипломном проекте вопросов:

Анализ современных конструкций протезов нижних конечностей

Исследование требований к материалам для протезирования

Изучение механических характеристик полимерных, композитных и металлических материалов

Методики испытаний материалов на прочностные характеристики

Преобразование STL-модели в твердотельную для численного анализа

Проведение прочностного анализа методом конечных элементов

Сравнительная оценка материалов по критериям прочности и долговечности

5. Перечень графического материала (чертежи, таблицы, диаграммы и т.д.)

Рисунки: 23

Таблицы: 1

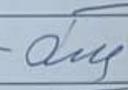
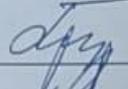
6. Перечень основной рекомендуемой литературы: из 25 наименований 25

ГРАФИК
подготовки дипломного проекта

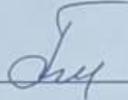
Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечания
Исследовательская часть	14.03.2025г	50%
Теоретическая часть	15.04.2025г	80%
Практическая часть	12.05.2025г	90%
Итог	30.05.2025г	100%

Подписи

консультантов и нормоконтролера на законченный проект с указанием относящихся к ним разделов проекта

Наименование разделов	Консультанты, Ф.И.О. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Теоретическая часть	Курмангалиева Л.А.	9.06.25	
Практическая часть	Курмангалиева Л.А.	9.06.25	
Нормоконтроллер	Камышев Е.Т.	09.06.2025г.	

Дата выдачи задания «09» 06 2025 г.

Научный руководитель:  Курмангалиева Л.А.

Задание принял:  Агалёк Д.А.

АНДАТПА

Бұл дипломдық жобада қазіргі заманғы төменгі аяқ протездеріне шолу жасалып, төменгі аяқ протездерін дайындау үшін қолданылатын материалдар, олардың ерекшеліктері мен оларға қойылатын талаптар қарастырылады. Созылу, қысу, иілу және соққы кезіндегі жүктемелердің әсерінен механикалық қасиеттерін зерттеу үшін таңдалған негізгі материалдар - полимерлер, композиттер және металдар.

Медициналық және техникалық сипаттамаларды бағалау үшін Компас3D бағдарламасында ақырлы элементтер әдісі (АЭӘ) көмегімен табан протезінің 3D-моделіне беріктік талдауы орындалды. Сондай-ақ APM FEM ортасында табан протезі моделі үшін материалдарға салыстырмалы талдау жүргізілді.

Зерттеу нәтижелері төменгі аяқ протездерінің жаңа конструкцияларын әзірлеу кезінде, сондай-ақ олардың сенімділігін, беріктігін және эргономикасын арттыру мақсатында қолданыстағы шешімдерді оңтайландыру кезінде пайдаланылуы мүмкін. Сонымен қатар протездік-ортопедиялық бұйымдардың сапасын жақсарту үшін ұсынылуы мүмкін — сенімділікті, жайлылықты және қауіпсіздікті арттыру, бұл қозғалысы шектеулі адамдардың өмір сүру сапасын жақсарту дегенді білдіреді.

АННОТАЦИЯ

В данном дипломном проекте выполнен обзор современных протезов нижних конечностей, рассматриваются материалы, применяемые для изготовления протезов нижних конечностей, их особенности и требования к ним. Основные материалы, выбранные для исследования механических свойств под действием нагрузок как растяжение, сжатие, изгиб и при ударах это - полимеры, композиты и металлы

Выполнен прочностной анализ 3D-модели протеза стопы с помощью метода конечных элементов (МКЭ) в программе Компас3D для оценки медицинских и технических характеристик. Также проведён сравнительный анализ материалов для модели протеза стопы в среде APM FEM.

Результаты исследования могут быть использованы при разработке новых конструкций протезов нижних конечностей, а также при оптимизации существующих решений с целью повышения их надежности, долговечности и эргономичности. Также могут быть рекомендованы для улучшения качества протезно-ортопедических изделий — повысить надёжность, комфорт и безопасность, что значит улучшить качество жизни людей с ограниченной подвижностью.

ABSTARCT

In this thesis project, a review of modern lower limb prostheses was conducted, examining materials used for manufacturing lower limb prostheses, their characteristics and requirements. The main materials selected for studying mechanical properties under loads such as tension, compression, bending and impact are polymers, composites and metals.

A strength analysis of a 3D model of a foot prosthesis was performed using the finite element method (FEM) in Компас3D software to evaluate medical and technical characteristics. A comparative analysis of materials for the foot prosthesis model was also conducted in the APM FEM environment.

The research results can be used in developing new designs of lower limb prostheses, as well as in optimizing existing solutions to improve their reliability, durability and ergonomics. They can also be recommended for improving the quality of prosthetic and orthopedic products — to increase reliability, comfort and safety, which means improving the quality of life for people with limited mobility.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	8
1. Материалы, применяемые для изготовления протезов нижних конечностей	9
1.1. Обзор современных протезов нижних конечностей	9
1.2. Требования, предъявляемые к материалам протезов.....	11
1.3 Характеристики основных материалов для протезирования.....	15
2. Исследование механических свойств материалов	17
2.1. Методики проведения испытаний	17
2.2. Выполнение численного прочностного анализа конструкции протеза стопы методом конечных элементов.....	19
2.3. Сравнение полученных результатов. Определение наиболее подходящих материалов с учетом механических характеристик.....	34
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	36
ГЛОССАРИЙ.....	37
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	37
Приложение А.....	39

ВВЕДЕНИЕ

С каждым годом, к сожалению, всё больше людей нуждаются в протезах нижних конечностей — будь то после травм, операций или из-за врождённых проблем. И от того, какие материалы используются при изготовлении протезов, зависит очень многое: насколько удобно ими пользоваться, сколько они прослужат и насколько вообще комфортно человеку с таким протезом жить.

Главная задача при создании протезов — чтобы они выдерживали постоянные нагрузки. Ведь человек с ними ходит, стоит, иногда даже бежит. Значит, материал должен быть прочным, но при этом не тяжёлым и достаточно надёжным.

В этой работе рассматриваются разные материалы, которые могут быть применены при изготовлении протезов ног. Будет проведён прочностной анализ этих материалов с помощью метода конечных элементов (МКЭ) в программе АРМ FEM. Это нужно для того, чтобы понять, какие материалы ведут себя лучше под нагрузкой, а какие — хуже.

Цель — исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей и провести их сравнительный анализ для определения оптимальных прочностных характеристик.

Задачи дипломного проекта:

1. Обзор современных протезов используемые в протезировании нижних конечностей.
2. Исследование материалов для протезов нижних конечностей.
3. Выполнить численную прочностную проверку протеза стопы с помощью МКЭ.
4. Сравнить полученные результаты.
5. Сделать выводы по механическим свойствам материалов

Объект исследования — элементы конструкции протезов ног.

Предмет — свойства материалов, из которых эти элементы изготавливаются.

Результаты могут быть рекомендованы для создания новых моделей протезов или улучшения уже существующих, чтобы сделать их более удобными, прочными и безопасными для людей.

1.Материалы, применяемые для изготовления протезов нижних конечностей

1.1.Обзор современных протезов нижних конечностей

Крайне важной проблемой современного мира является протезирование нижних конечностей тела. По оценке Всемирной организации здравоохранения, насчитывается около тридцати миллионов человек с ампутированными конечностями [0]. Благодаря протезированию, люди, потерявшие стопу или ногу могут вернуться к активной жизни, работе заняться спортом. Поэтому одной из важных задач медицинской науки и техники является разработка надежных, эффективных и удобных протезов.

Создание протезов имеет тысячелетнюю историю. Это подтверждается самыми древними протезами относящиеся к Древнему Египту. В Фивах был найден деревянный большой палец ноги, датируемый примерно 950 г. до н.э. Он является одним из самых ранних известных и функциональных протезов, изготовленный из дерева и кожи, и позволял владельцу ходить [0].

Гавриил Илизаров – ученый, хирург-ортопед, один из пионеров современного протезирования. В 1951 году Г. А. Илизаров произвел революцию в ортопедии, предложив компрессионно-дистракционный аппарат для чрескостного остеосинтеза, благодаря которому можно эффективно лечить сложные переломы, деформации и укорочения конечностей [0]. Принципы фиксации культи, разработанные Илизаровым, пользуются и по сей день.

Нурлан Батпенов - казахстанский учёный, врач академик НАН РК, директор Научно-исследовательского института травматологии и ортопедии, активно занимался вопросами протезирования. Кроме того, Батпенов разработал новую модель эндопротеза тазобедренного сустава «Каз НИИТО», которая выпускается в Германии и активно применяется в медицинских организациях страны [0]. Под его руководством в стране впервые были внедрены такие инновационные методики, как эндопротезирование и артроскопия крупных и мелких суставов [0].

В современных реалиях, протезы нижних конечностей разделяют на две большие группы:

1. Косметические (пассивные) протезы. Они не имеют подвижных частей и предназначены для восстановления внешнего вида утраченной конечности. Изготавливаются из легких полимеров, силиконов, часто имеют косметическую оболочку, имитирующую кожу и ногти. Такое применяют при врожденной недоразвитости конечности или после ампутации, когда активное протезирование невозможно и является дешевым вариантом по сравнению с функциональными вариантами.
2. Функциональные протезы. Функциональный протез включает в себя индивидуально изготовленную приемную гильзу (культеприемник),

которая повторяет форму культи и соединяется с другими компонентами — стопой и соединительными модулями. Например, в протезах бедра используется коленный механизм, а в вариантах для голени — голеностопный шарнир. Приемные гильзы изготавливаются на основе слепка культи и производятся из современных материалов, таких как термопласты, ламинированные композиты и кожа.

Протезные стопы классифицируются по количеству степеней свободы: они могут быть одноосевыми или много-осевыми, что определяет уровень их подвижности в голеностопном суставе. На сегодняшний день наиболее широко применяются стопы из углеродных композитов — это упругие пластины, армированные карбоновыми волокнами. Такие конструкции отличаются малым весом и высокой прочностью, а также способностью аккумулировать энергию при нагрузке и возвращать её при отталкивании, что обеспечивает плавный перекал стопы при ходьбе.

Современным направлением развития является внедрение бионических стоп, управляемых микропроцессорами и оснащённых электромеханическими приводами. Эти системы способны активно сгибаться и разгибаться в голеностопе, адаптируясь к неровному рельефу поверхности, что существенно улучшает устойчивость и комфорт при движении.

Коленный модуль — ключевой компонент протеза бедра. Существуют различные конструкции искусственных коленных суставов:

- Одноосевые (моноцентрические) модули имеют фиксированную ось вращения, обеспечивая надёжную опору и близкую к анатомической траекторию движения.
- Много-осевые (полицентрические) суставы имеют переменный центр вращения и более точно воспроизводят сложную кинематику человеческого колена. Часто такие устройства оснащаются гидравлическими или пневматическими системами управления, позволяющими адаптировать поведение протеза к различным фазам шага и условиям окружающей среды [0].

Наиболее технологически продвинутыми среди коленных протезных модулей считаются устройства с микропроцессорным управлением. Они оснащены системой сенсоров, регистрирующих параметры сгибания, нагрузки и ускорения, а также интеллектуальной электроникой, обеспечивающей адаптацию протеза к различным условиям — скорости ходьбы, типу поверхности и неожиданным ситуациям, таким как спотыкание. Благодаря этому такие протезы повышают стабильность и безопасность при передвижении. Примерами высокотехнологичных решений являются коленные системы C-Leg от компании Otto Bock и Rheo Knee производства Össur [7][8].

Дальнейшее развитие протезирования нижних конечностей связано с внедрением новых поколений материалов — композитных и "умных", способных изменять свои свойства в зависимости от условий эксплуатации. Важным направлением также является совершенствование нейроинтерфейсов, которые позволяют наладить связь между протезом и нервной системой человека. Это

делает возможной реализацию обратной связи и создание биоэлектрических протезов, воспринимаемых пользователем как естественное продолжение тела. Исследования в этой области активно ведутся во всём мире, включая специалистов из Казахстана — как в области медицины, так и инженерных наук.

В заключение следует отметить, что современные технологии протезирования нижних конечностей достигли высокого уровня, позволяя эффективно компенсировать утраченные двигательные функции после ампутации. Перспективы дальнейшего прогресса зависят от комплексного подхода: разработки инновационных материалов, улучшения конструкций и точной индивидуальной подгонки под особенности каждого пациента. Только такое всестороннее взаимодействие медицины, инженерии и социальной поддержки способно обеспечить высокий уровень жизни людей с ампутированными конечностями. Казахская наука также вносит значимый вклад в решение этой актуальной задачи.

1.2. Требования, предъявляемые к материалам протезов.

При создании протезов нижних конечностей ключевым требованием является возможность индивидуальной настройки изделия с учётом анатомических особенностей пользователя. Такая адаптация полностью соответствует положениям классификатора технических вспомогательных средств [9], утверждённого приказом Министерства труда и социальной защиты населения Республики Казахстан от 27 декабря 2021 года № 502. Этот документ содержит подробное описание категорий протезно-ортопедических изделий, а также специализированных средств передвижения и сопутствующих услуг для лиц с ограниченными возможностями [10].

Особое внимание при проектировании современных протезов уделяется модульному принципу конструкции. Он позволяет при необходимости заменять отдельные элементы устройства без полной его замены. Все материалы, применяемые в производстве таких изделий, должны соответствовать критериям прочности и биологической безопасности, которые определены в техническом стандарте СТ РК 69-99 [11].

Сам стандарт СТ РК 69-99 устанавливает общие технические требования к индивидуально изготавливаемым протезам нижних конечностей [12]. В нём зафиксированы нормы, гарантирующие безопасность и надёжность изделий, предназначенных для длительного использования.

Кроме того, в «Инструкции о порядке предоставления протезно-ортопедической помощи в Республике Казахстан» указаны сроки замены изделий: повторное получение современных протезов возможно не ранее чем через три года с момента предыдущей выдачи. Для детей-инвалидов до 16 лет этот срок составляет два года [13].

Механические требования. Протез ноги при ходьбе и стоянии подвергается серьёзным циклическим нагрузкам — при ходьбе они могут достигать 120% массы тела человека, а при беге или прыжках — до 200% [14]. Материалы

должны быть достаточно прочными, чтобы выдерживать такие нагрузки без повреждений и деформаций в течение всего срока службы протеза.

Одним из ключевых показателей прочности является предел прочности (σ_B) — это максимальное напряжение, которое материал может выдержать до разрушения (максимальная нагрузка P_{max}).

$$\sigma_B = \frac{P_{max}}{F_0},$$

где F_0 - начальная площадь поперечного сечения образца.

Для современных конструкционных полимеров и композитов, применяемых в протезировании (полиамиды, полиэтилен, акрилы, угле- и стеклопластики), предел прочности при растяжении составляет от 30 до 200 МПа.

Другим важным свойством является модуль упругости (E) - коэффициент пропорциональности между напряжением (σ) и деформацией (ε) в области упругости (закон Гука):

$$\sigma = E \cdot \varepsilon,$$

Отсюда модуль упругости равен:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \operatorname{tg} \alpha,$$

Тангенс угла наклона линейного участка диаграммы деформирования обозначается как $\operatorname{tg} \alpha$.

Чем выше модуль упругости материала, тем он жестче. Оптимальная жесткость протеза зависит от уровня ампутации и подвижности человека. Для протезов стопы и голени нужны более гибкие материалы с модулем упругости от 1 до 5 ГПа — они позволяют комфортно перекачивать стопу и амортизировать удары при ходьбе. Для протезов бедра и тазобедренного сустава, которые держат вес всего тела, необходимы более жесткие материалы с модулем 10-50 ГПа.

Кроме того, материалы для протезов должны обладать хорошими динамическими характеристиками:

- Циклическая прочность — способность выдерживать многократные нагрузки без появления трещин. Это оценивают с помощью кривой усталости, где показывают максимальное напряжение и количество циклов, после которых материал ломается. Обычно этот показатель считают на уровне 10^7 циклов.
- Ударная вязкость — количество энергии, которое нужно, чтобы сломать образец с надрезом при ударе. Этот параметр показывает, насколько материал устойчив к быстрому распространению трещин.

Особенно важны эти свойства для искусственных стоп, которые работают как пружина. Композиты из непрерывных углеродных волокон обладают высокой циклической прочностью — их предел выносливости при 10^7 циклах составляет 70-80% от статической прочности [15].

Также вес протеза очень важен — он должен быть как можно легче, чтобы человек тратил меньше энергии при ходьбе. В идеале вес протеза должен примерно соответствовать весу утраченной части ноги. Поэтому для

изготовления используют легкие материалы с высокой удельной прочностью (отношение прочности к плотности — $\sigma_{\text{в}}/\rho$) и высоким удельным модулем упругости (отношение модуля упругости к плотности — E/ρ):

- Полимеры: $\frac{\sigma_{\text{в}}}{\rho} = 1000\text{-}2000 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}$, $\frac{E}{\rho} = (1\text{-}3)\cdot 10^6 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}$;
- Углепластики: $\frac{\sigma_{\text{в}}}{\rho} = 2000\text{-}3000 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}$, $\frac{E}{\rho} = (5\text{-}15)\cdot 10^6 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}$;
- Алюминиевые и титановые сплавы: $\frac{\sigma_{\text{в}}}{\rho} = 2500\text{-}3500 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}$, $\frac{E}{\rho} = (2\text{-}3)\cdot 10^7 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}$.

Для сравнения: у обычных конструкционных сталей прочность на единицу веса редко превышает $500 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}$.

Надёжность протеза — это его способность долго и исправно работать в разных условиях и режимах. Международные стандарты прописывают, сколько циклов нагрузки должен выдержать протез:

- для протезов после ампутации стопы и голени — не меньше 1 миллиона циклов с нагрузкой 1200 Н ;
- для протезов после ампутации бедра — не меньше 3 миллионов циклов с нагрузкой 1330 Н [16].

Чтобы выдержать такие нагрузки, применяют материалы с высоким запасом прочности и специальные методы расчёта, которые учитывают усталость материала.

Очень важно, чтобы механические свойства протеза — жесткость, амортизация, упругость — были как можно ближе к свойствам настоящей конечности. Это помогает человеку ходить естественно, тратить меньше энергии и избегать болей или натираний в месте ампутации.

В этом помогают композитные материалы, которые можно «настраивать»: меняя тип и направление армирующих волокон, можно менять жесткость и демпфирование протеза. Например, протезы стоп из углепластика точно повторяют, как жесткость стопы растёт от пятки к носку. А протезы бедра с вязкоупругими полимерами хорошо гасят удары при ходьбе.

Биосовместимость — ключевой момент, особенно для гильз протезов, которые соприкасаются с кожей. Материалы гильз не должны вызывать аллергию или раздражение, должны выдерживать пот и дезинфекцию, не выделять вредных веществ. Здесь подходят медицинские силиконы, некоторые термопласты (полиэтилен, полипропилен), углепластики и стеклопластики на эпоксидной основе.

Еще важно, чтобы гильзы хорошо впитывали и выводили влагу — это помогает избежать опрелостей. Натуральная кожа может впитывать до 30% влаги, поэтому её часто используют вместе с современными материалами. Также помогают перфорированные термопласты и силиконовые лайнеры — специальные чехлы, надеваемые на культю перед протезом.

Материалы внешних частей протеза должны быть устойчивыми к солнцу и погоде (влага, пыль, температура). Современные полимеры и композиты

обычно сохраняют свои свойства, а дополнительные краски и лаки защищают от выгорания.

Для производства важно, чтобы материалы было легко и недорого обрабатывать. Для гильз часто берут литые термопласты (полиамиды, полиуретаны). Препреги — это ткани, пропитанные полимером, из которых делают прочные и легкие детали методом вакуумного формования. Металлы, например алюминий и титан, хорошо обрабатываются резанием.

Важна и внешность протеза — чтобы он выглядел как настоящая конечность. Современные полимеры позволяют делать реалистичные облицовки с точной формой, цветом и текстурой кожи благодаря многоцветной печати и краскам. Силиконовые оболочки могут быть мягкими и эластичными, похожими на живую кожу.

Материалы должны быть устойчивыми к дезинфекции и стерилизации. Большинство термопластов, силиконов и металлов не боятся спирта, перекиси водорода и ультрафиолета — тех средств, которые используют для обработки.

При выборе материалов учитывают активность человека. Для малоподвижных подойдут более простые и недорогие — литые полиамиды, пенополиуретаны. Для активных, особенно спортсменов, нужны легкие и прочные — карбоновые композиты и титановый сплав.

Материалы должны служить весь срок эксплуатации протеза — от 2 лет (после ампутаций из-за опухолей) до 7 лет (при других дефектах конечностей).

В перспективе разрабатывают «умные» материалы — полимерные композиты, которые могут менять жесткость, форму или амортизацию под влиянием электричества, магнитного поля, температуры или кислотности среды. Уже есть экспериментальные протезы стоп из электроактивных полимеров, которые адаптируются к фазе шага [17].

Другой тренд — биоразлагаемые и экологичные материалы. Исследуют биополимеры, которые разлагаются микроорганизмами на безопасные вещества — это особенно полезно для детских протезов, которые часто меняют. Также создают «зелёные» композиты с растительными волокнами — льном, пенькой, бамбуком [18].

В будущем биотехнологии тканевой инженерии могут позволить делать гибридные протезы с синтетическим каркасом и живыми клетками пациента. Такие протезы смогут самовосстанавливаться и постепенно заменяться натуральными тканями.

Таким образом, сегодня есть большой выбор материалов для протезов ног, которые позволяют создавать удобные и функциональные изделия, подходящие каждому пациенту. Исследования и разработки продолжаются, чтобы протезы становились ещё лучше и доступнее, возвращая людям радость полноценной жизни и движения.

1.3 Характеристики основных материалов для протезирования.

В современном протезировании нижних конечностей используют разные материалы, которые должны соответствовать множеству требований — как медицинских, так и технических. От выбора материала зависит очень многое: тип компонента, место ампутации, активность и подвижность человека, и даже его образ жизни. Ниже кратко рассмотрим основные группы материалов, их свойства, плюсы и минусы.

Полимеры — это, пожалуй, самая большая и разнообразная группа. Из них делают всё: от мягких прокладок и вкладышей до косметических оболочек и приёмных гильз. Они лёгкие, устойчивы к коррозии, просты в обработке и, что немаловажно, хорошо взаимодействуют с телом человека.

Термопласты — это полимеры, которые можно многократно плавить и формовать. За счёт этого они отлично подходят для создания деталей сложной формы. В протезировании чаще всего используют:

Полиэтилен (ПЭ) — простой, недорогой и устойчивый к химии материал. ПЭ высокой плотности применяют для жёстких гильз, а мягкий — для вкладышей.

Полипропилен (ПП) — более жёсткий и прочный, чем ПЭ. Его часто используют в приёмных гильзах, особенно для бедра. ПП устойчив к УФ-излучению и хорошо переносит дезинфекцию.

Полиамиды (ПА) — очень прочные, износо- и ударостойкие. Например, ПА-6 и ПА-12 отлично подходят для активных пользователей, так как из них делают надёжные литые гильзы.

Реактопласты — это полимеры, которые затвердевают навсегда под действием температуры или специальных отвердителей. Из них делают прочные элементы методом ламинирования или заливки:

Эпоксидные смолы — очень прочные, особенно в сочетании с армирующими волокнами (стеклянными или углеродными). Используются для создания прочных и лёгких композитов.

Акриловые пластики — прозрачные и стойкие, часто используются для гильз, через которые можно наблюдать состояние кожи.

Силиконы — это особые материалы с отличной эластичностью и биоинертностью. Их используют в основном в мягких лайнерах, которые располагаются между гильзой и культёй. Они гасят удары, предотвращают натирание и раздражения. Жёсткие силиконы применяют в основном для внешнего косметического покрытия.

Композиты — это материалы, состоящие из волокон (например, углеродных или стеклянных), заключённых в полимерную матрицу. Они особенно ценятся за высокую прочность, лёгкость и возможность «настраивать» жёсткость в зависимости от направления нагрузки. Благодаря этому можно делать более индивидуальные и комфортные протезы, которые лучше соответствуют биомеханике конкретного человека.

Углепластики обладают более высокой удельной жёсткостью и прочностью по сравнению со стеклопластиками, поэтому их чаще используют там, где на протез ложится большая нагрузка — например, в приёмных гильзах бедренных протезов, коленных модулях или стопах. За счёт разных вариантов армирования можно настроить нужную степень упругости в определённых направлениях, тем самым добиться более естественного поведения протеза при ходьбе — то есть имитировать природную биомеханику.

Металлы — это классика в конструкциях протезов. Они прочные, надёжные и сохраняют свои свойства в течение долгого времени. Из металлов делают всё, что отвечает за соединение и движение: шарниры, замки, узлы коленей и голеностопов. Основной выбор — между титаном и алюминиевыми сплавами.

Титан и его сплавы (например, ВТ6, ВТ16) отлично сочетают в себе прочность и совместимость с организмом. Они почти в два раза легче стали, но при этом по прочности не уступают, а также устойчивы к коррозии. Именно поэтому титан — основной материал для ключевых компонентов протезов, включая элементы, вживляемые в тело, и каркасы суставов.

Алюминиевые сплавы (вроде Д16, В95) ещё легче — примерно в три раза по сравнению со сталью, хоть и чуть менее прочные. Их часто применяют в облегчённых частях конструкции, например, в косметических оболочках и трубчатых элементах протезов голени или бедра.

Если подводить итоги по материалам, используемым в протезировании нижних конечностей, то выбор всегда зависит от того, какие задачи должен выполнять конкретный элемент. Это и механическая нагрузка, и особенности конструкции, и личные особенности пациента. На практике чаще всего используют три группы материалов: полимерные, композитные и металлические — у каждой из них есть свои плюсы и минусы.

Полимеры, особенно термопласты (ПЭ, ПП, ПА), применяются в основном для приёмных гильз, лайнеров и внешней оболочки протезов. Их легко формовать, они лёгкие, хорошо переносят воздействие внешней среды и безопасны для кожи. Реактопласты — такие как эпоксидные или акриловые смолы — дают большую прочность и жёсткость, поэтому чаще всего идут на те части конструкции, которые испытывают серьёзную нагрузку.

Силиконы, благодаря своей эластичности и химической нейтральности, делают взаимодействие протеза с кожей более комфортным. Их используют в мягких элементах — например, в лайнерах, которые надеваются на культю.

Композитные материалы — это углепластики и стеклопластики, которые дают возможность «настроить» жёсткость и упругость за счёт направления волокон. Такой подход позволяет добиться нужного баланса между прочностью и массой конструкции, а также приблизить поведение протеза к реальной работе конечности.

Металлы, особенно титан и алюминиевые сплавы, применяются там, где важна максимальная надёжность и долговечность. Титан отлично «уживается» с телом человека, не ржавеет и служит очень долго, поэтому из него делают

имплантируемые части. Алюминий помогает уменьшить вес изделия без сильной потери прочности — его ставят туда, где нагрузка не максимальная.

В целом, глубокое понимание характеристик разных материалов помогает конструкторам создавать протезы, которые не только надёжны и долговечны, но и максимально близки к естественным движениям человека, что особенно важно для полноценной жизни пациентов после ампутации.

2. Исследование механических свойств материалов

2.1. Методики проведения испытаний

Чтобы грамотно выбрать материалы для протезов нижних конечностей, важно иметь точную информацию об их механических свойствах. Эти характеристики напрямую влияют на то, насколько прочным, надёжным и долговечным получится сам протез. Поэтому проведение экспериментальных испытаний материалов — это важнейший этап в разработке любых протезно-ортопедических изделий.

Механические свойства описывают, как именно материал ведёт себя под нагрузкой, и оцениваются с помощью определённых физических параметров. Самыми важными из них являются:

Прочность — это способность материала выдерживать внешние усилия, не разрушаясь. Она измеряется через предел прочности (σ_B) — то есть максимальное напряжение, которое может выдержать материал перед разрушением:

$$\sigma_B = \frac{P_{max}}{F_0}$$

где P_{max} — максимальная нагрузка, Н; F_0 — начальная площадь поперечного сечения образца, м².

Жесткость — это то, насколько материал умеет сопротивляться изменению своей формы, когда на него давят или тянут. Эту способность измеряют с помощью модуля упругости (или модуля Юнга) — числа, которое показывает, как сильно материал «противится» нагрузке.

Проще говоря, модуль упругости (E) — это коэффициент, который связывает напряжение (σ) — силу на единицу площади, и вызванную им упругую деформацию (ϵ) — насколько материал растянулся или сжался.

$$\sigma = E \cdot \epsilon,$$

где $E = \operatorname{tg} \alpha$ (тангенс угла наклона линейного участка диаграммы деформирования).

- Пластичность - способность материала к развитию необратимых деформаций без разрушения. Оценивается относительным удлинением при разрыве (δ):

$$\delta = \frac{(l_k - l_0)}{l_0} \cdot 100\%,$$

Где l_0 и l_k — начальная и конечная расчетная длина образца, м.

Ударная вязкость (КС) показывает, насколько хорошо материал может поглощать энергию при ударе. Она рассчитывается как работа (А), затраченная на разрушение образца при ударе, делённая на площадь поперечного сечения образца (S_0):

$$КС = \frac{A}{S_0},$$

Чтобы получить такие характеристики, проводят испытания по стандартам, принятым в России (ГОСТ) и за рубежом (ISO, ASTM). Ниже — основные виды испытаний, которые применяются для материалов в протезировании:

Испытания на растяжение (ГОСТ 1497-84) [19]

Этот стандарт описывает, как проверять прочность на растяжение для металлов.

Основные параметры:

Предел прочности

$$\sigma_v = \frac{P_{max}}{F_0}$$

где P_{max} — максимальная нагрузка (Н), F_0 — начальная площадь поперечного сечения (мм²).

Относительное удлинение

$$\delta = \left(\frac{L - L_0}{L_0} \right) \times 100\%,$$

где L — длина после разрыва, L_0 — начальная длина (мм).

Модуль упругости

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon},$$

где $\Delta\sigma$ — напряжения (МПа), $\Delta\varepsilon$ — относительной деформации.

Испытания на сжатие (ГОСТ 4651-2014) [20]

Определяет методику испытаний пластмасс на сжатие.

Основные параметры:

Напряжение при сжатии

$$\sigma_c = \frac{F}{A},$$

где F — приложенная сила (Н), A — площадь поперечного сечения (мм²).

Относительная деформация при сжатии

$$\varepsilon_c = \frac{\Delta l}{l_0},$$

где Δl — изменение длины (мм), l_0 — начальная длина образца.

Испытания на изгиб (ГОСТ 4648-2014) [21]

Метод определения свойств жестких и полужестких пластмасс при изгибе.

Основные параметры:
Напряжение при изгибе

$$\sigma_f = \frac{3FL}{2bh^2}$$

где F — нагрузка в середине, L — расстояние между опорами, b — ширина, h — толщина образца (мм).

Модуль упругости при изгибе

$$E_f = \frac{(L^3 m)}{(4 b h^3)},$$

где m — наклон начального участка кривой нагрузка-прогиб (Н/мм).

Испытания на ударный изгиб по Шарпи (ГОСТ 4647-2015) [22]

Метод определения ударной вязкости на образцах с надрезом и без него.

Основной параметр:

Ударная вязкость

$$a_c = \frac{A}{(b \cdot h)},$$

где A — энергия удара (Дж), b — ширина, h — толщина образца (мм).

При испытаниях полимеров важно учитывать, что их свойства зависят от времени, температуры, влажности и скорости нагружения. Поэтому испытания проводят при разных условиях, включая предварительное кондиционирование.

Результаты оформляют в виде протоколов, таблиц и графиков, которые помогают выбирать материалы, сравнивать варианты и прогнозировать поведение протезов в реальной жизни.

Особенность испытаний для протезов — необходимость моделировать реальные нагрузки при ходьбе и стоянии, учитывать длительную эксплуатацию, взаимодействие с телом человека и направленность свойств материалов. Поэтому помимо стандартных используют и специальные биомеханические методы испытаний.

2.2. Выполнение численного прочностного анализа конструкции протеза стопы методом конечных элементов.

Для проведения прочностного анализа протеза стопы необходимо использовать твердотельную модель в формате STEP. Однако большинство доступных моделей в интернете предоставлены в формате STL, который не поддерживает прямой расчет в КОМПАС-3D. Поэтому первым этапом является преобразование STL-модели в твердое тело.

Модель стопы взрослого человека была взята с интернета [23].

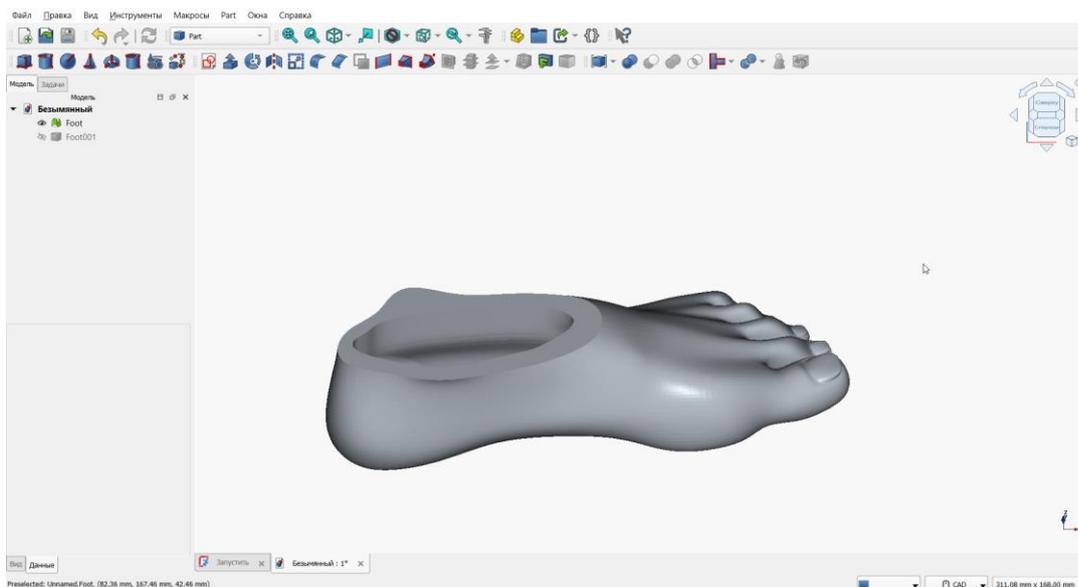


Рисунок 1 – STL-модель.

Импорт STL-модели в FreeCAD (Рис1.).

Импорт осуществляется через интерфейс FreeCAD [24]. После загрузки STL-файла необходимо преобразовать его в объект, пригодный для последующей работы.

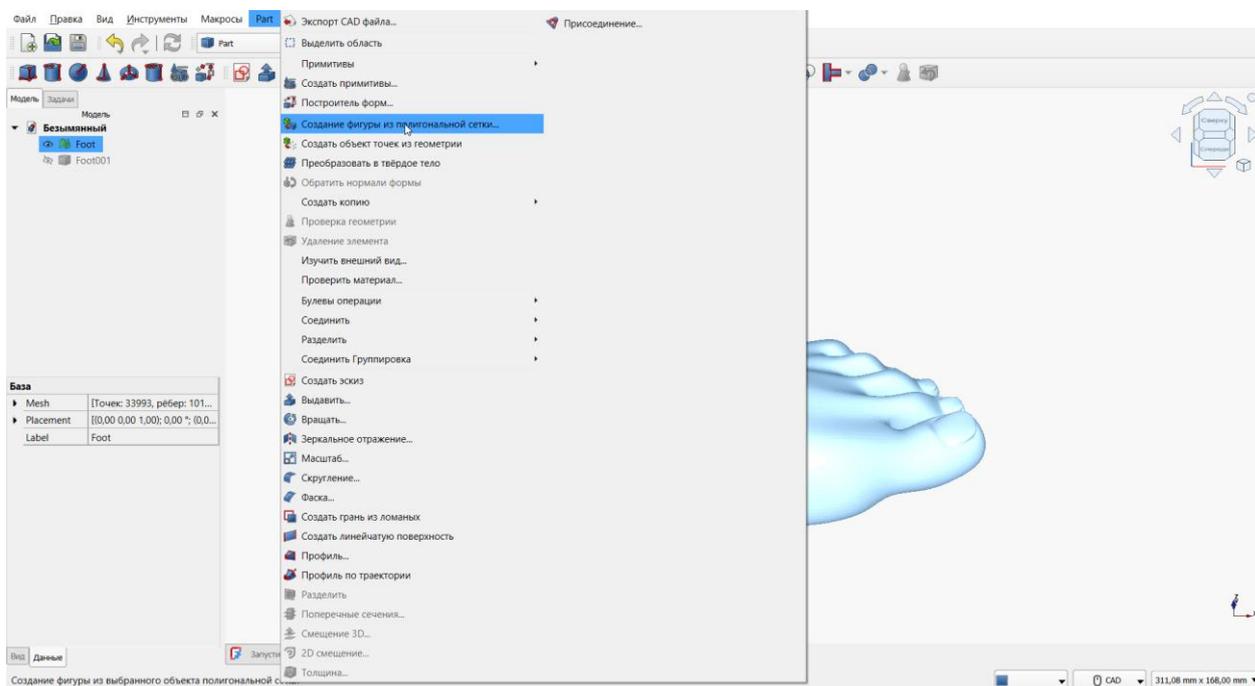


Рисунок 2 – Команда для создания фигуры из полигональных сеток.

Для этого:
Выделяется загруженная модель.

Вызывается команда “Создать фигуру из полигональных сеток” (Create shape from mesh) (Рис2.).

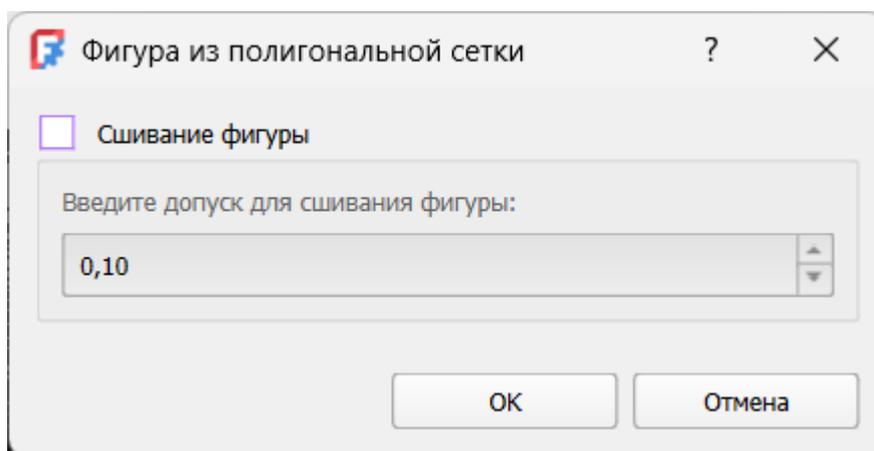


Рисунок 3 – Допуск сшивания.

Устанавливается допуск сшивания (Рис.3). Значения 0,01 и 0,1 не дают значительной разницы в точности, но при большем допуске ускоряется процесс, поэтому используется значение 0,1.

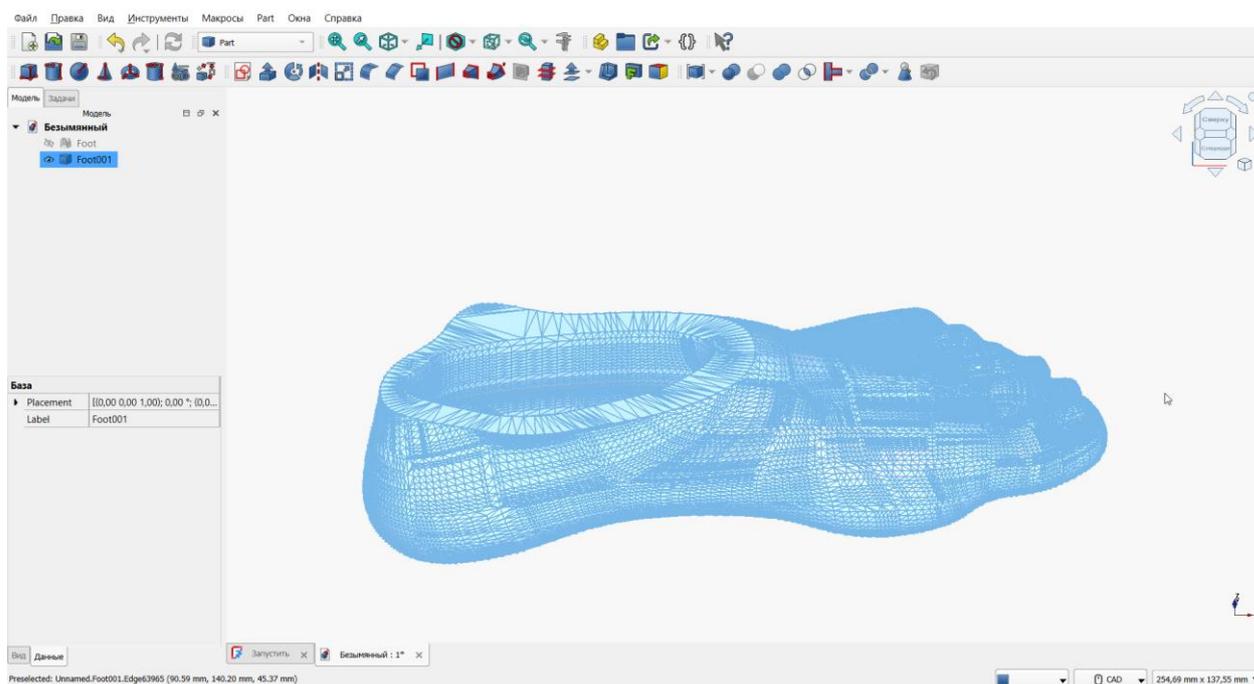


Рисунок 4 – объект Foot001.

На данном этапе получается объект, который ещё не является твердым телом (Рис4.)

Преобразование в твердое тело

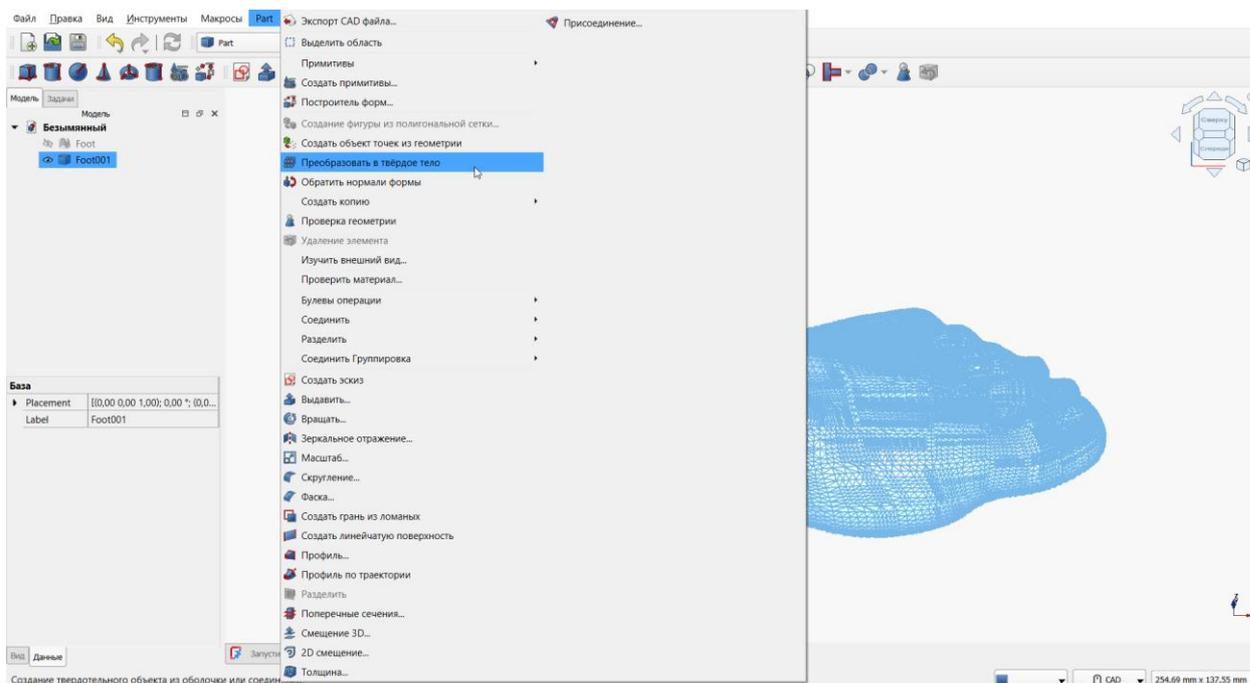


Рисунок 5 – Команда преобразовать в твердое тело.

Следующим шагом осуществляется преобразование объекта *Shape* в твердое тело (*Solid*). Это выполняется с помощью команды “Преобразовать в твердое тело” (Convert to solid) (Рис5.).

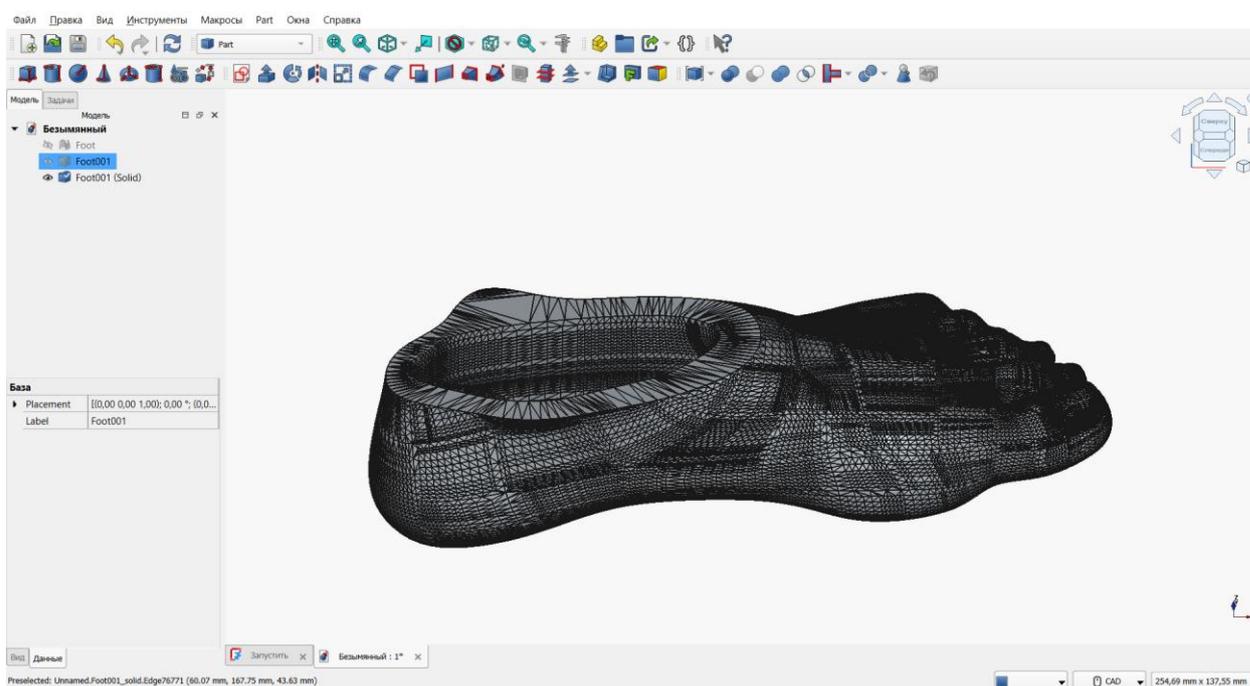


Рисунок 6 – Твёрдотельная модель (Solid).

Созданный объект (Рис.6) уже является твердотельной моделью и может быть экспортирован в формат STEP. Однако такая модель содержит множество

мелких граней и деталей, что затрудняет обработку в КОМПАС-3D. Поэтому перед экспортом выполняется упрощение геометрии:

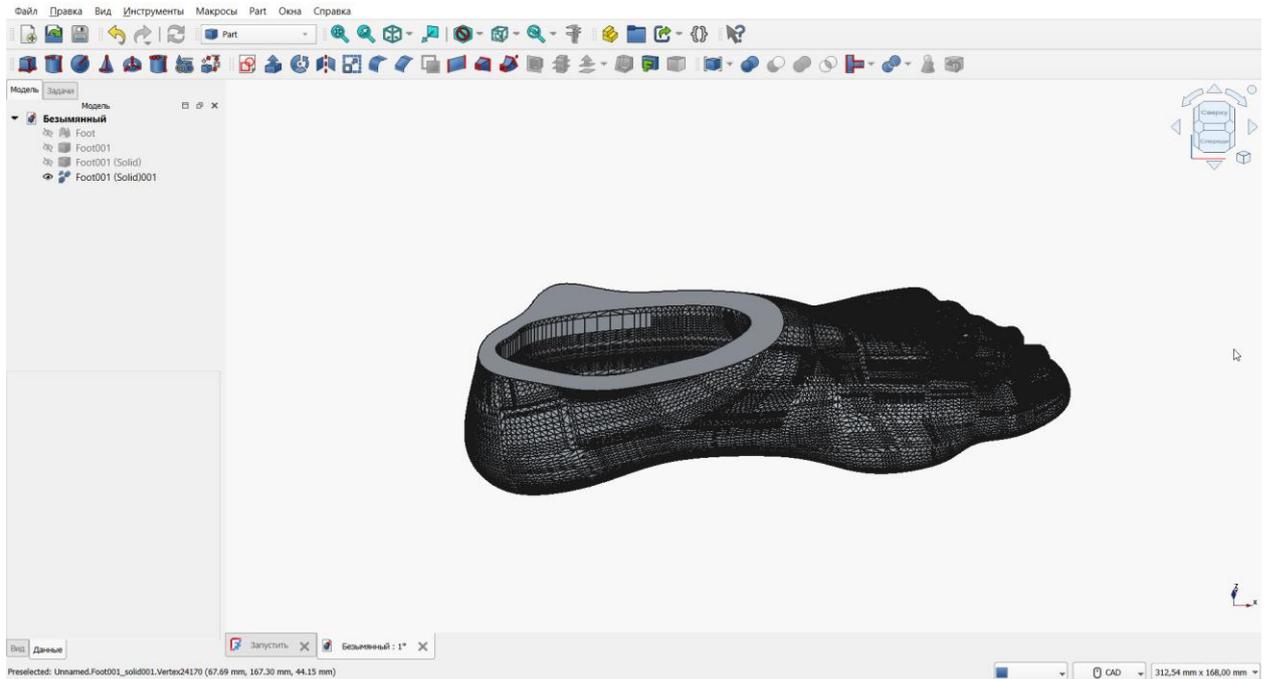


Рисунок 7 – Улучшенная копия.

Создаётся *Улучшенная копия* (Refine shape), что позволяет удалить лишние внутренние грани и оптимизировать структуру (Рис.7).

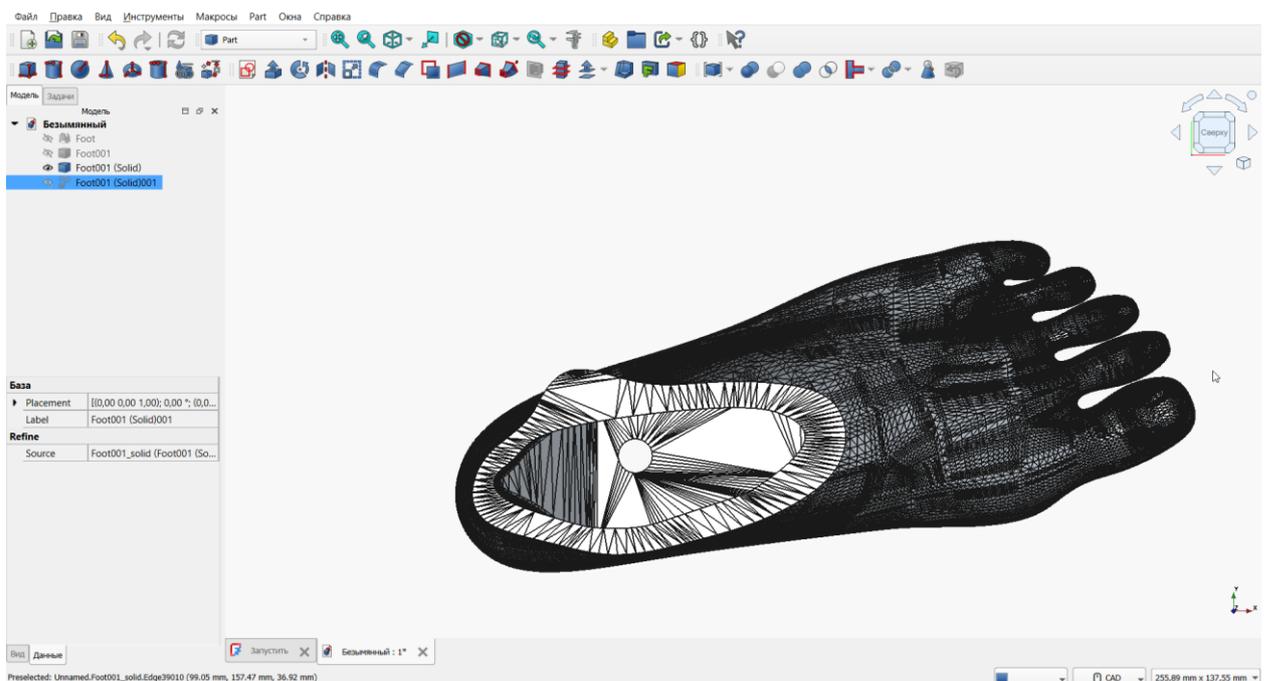


Рисунок 8 – Твёрдотельная модель (Solid). Сверху.

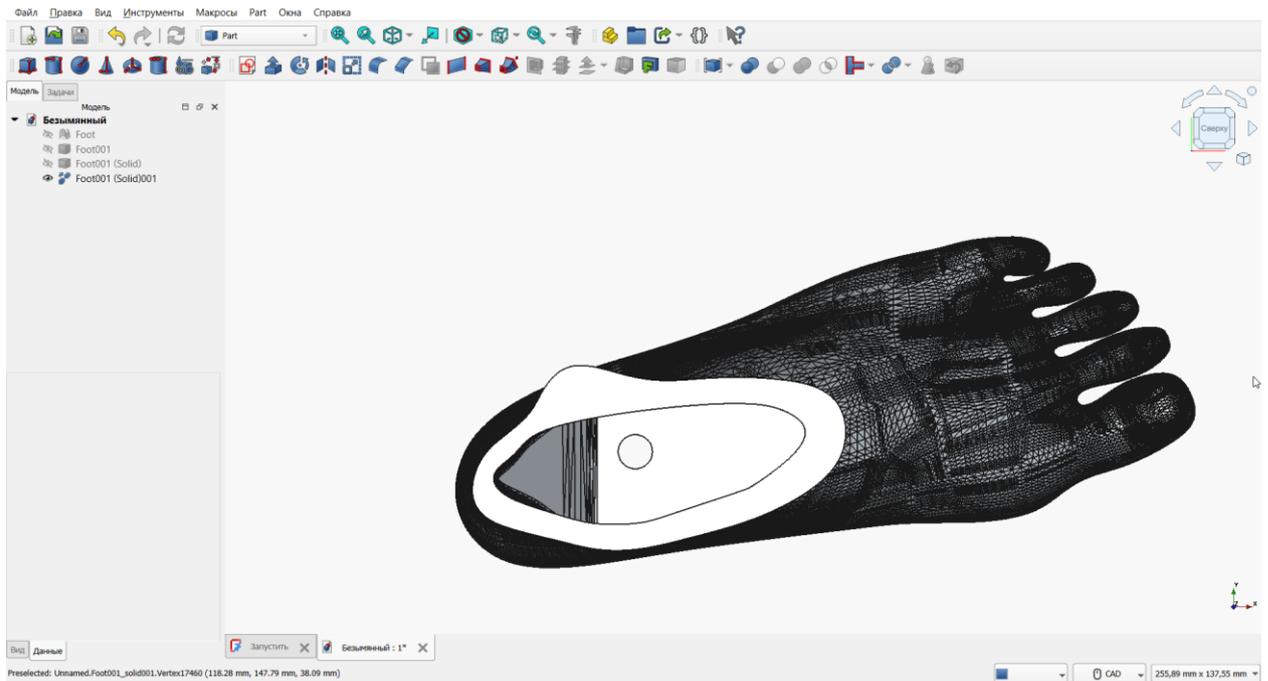


Рисунок 9 – Упрощенная модель протеза стопы. Сверху.

Упрощённая модель (Рис.9) визуально почти не отличается от оригинала (Рис.8), однако значительно легче обрабатывается САД-системой.

Переносим упрощенную модель в Компас3D для дальнейшего прочностного анализа.

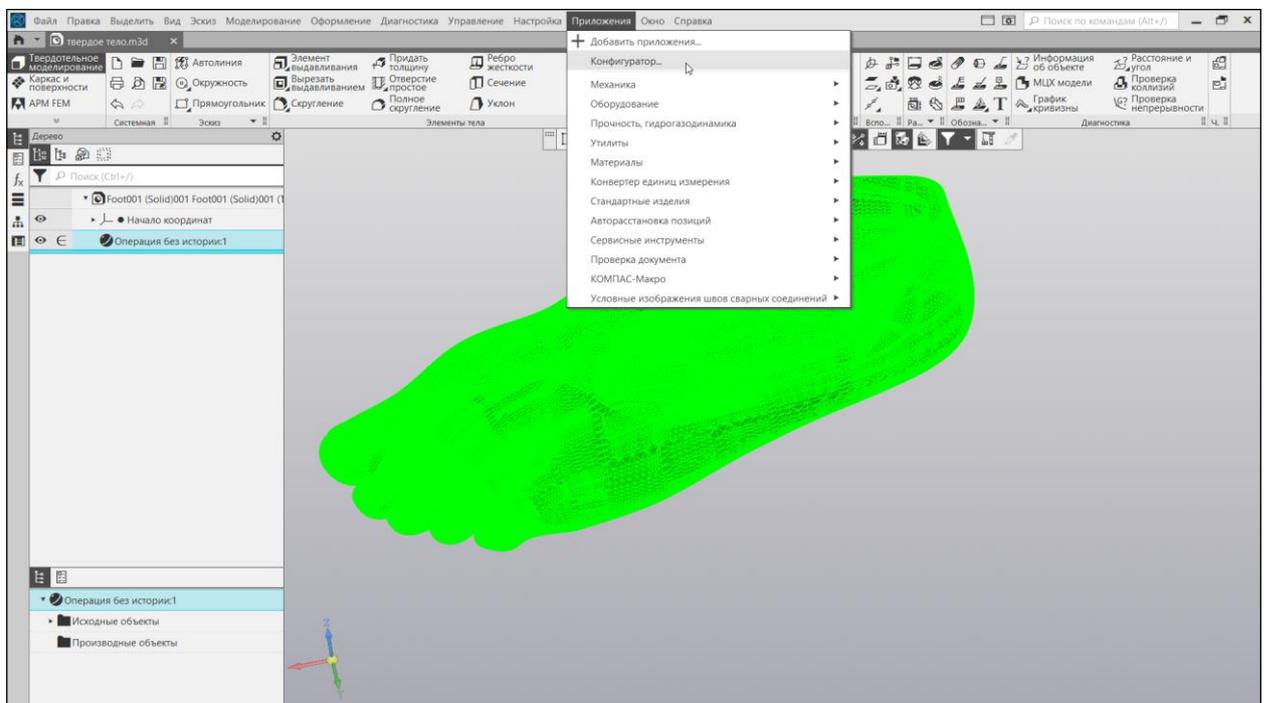


Рисунок 10 – Добавление библиотеки АРМ FEM.

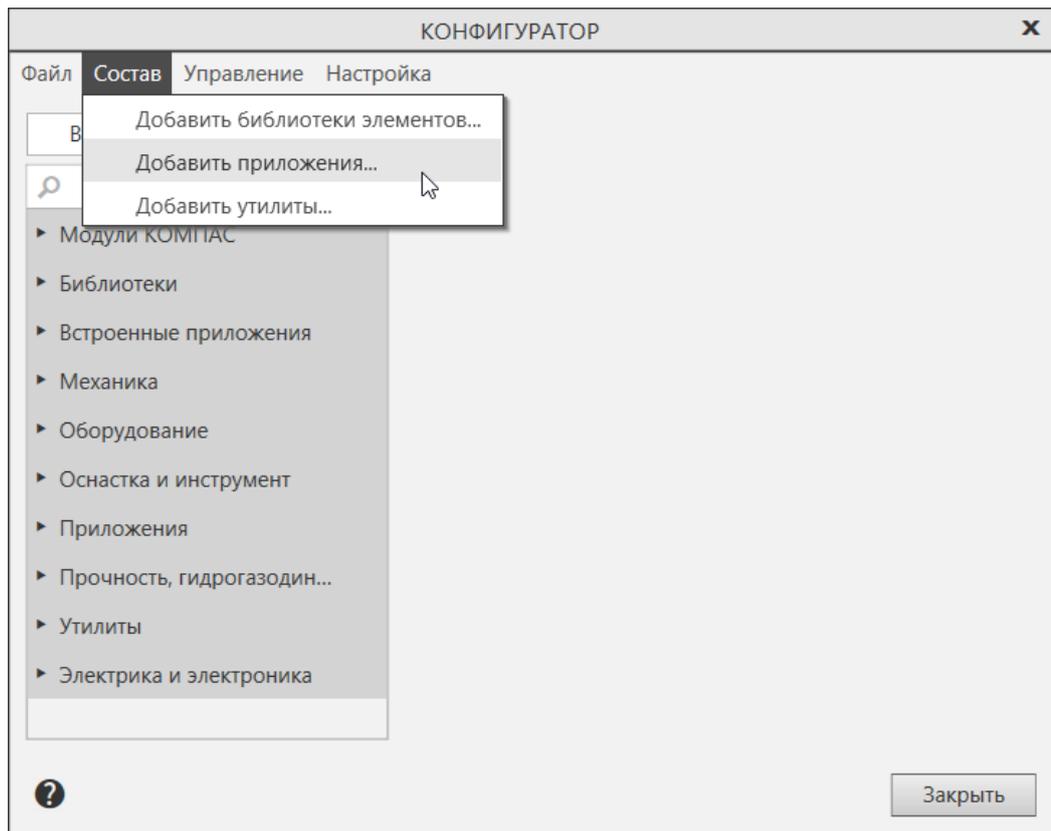


Рисунок 11 – Добавление библиотеки APM FEM.

Для проведения прочностного анализа используется модуль APM FEM. [25] Если модуль отсутствует в интерфейсе, его необходимо добавить через *Конфигуратор системы* (Рис.10, Рис.11), активировав пункт "APM FEM" из доступной библиотеки.

Для анализа проводится следующая последовательность действий:

Выбор материала. Материал выбирается наиболее подходящий из которых есть в Компас3D.

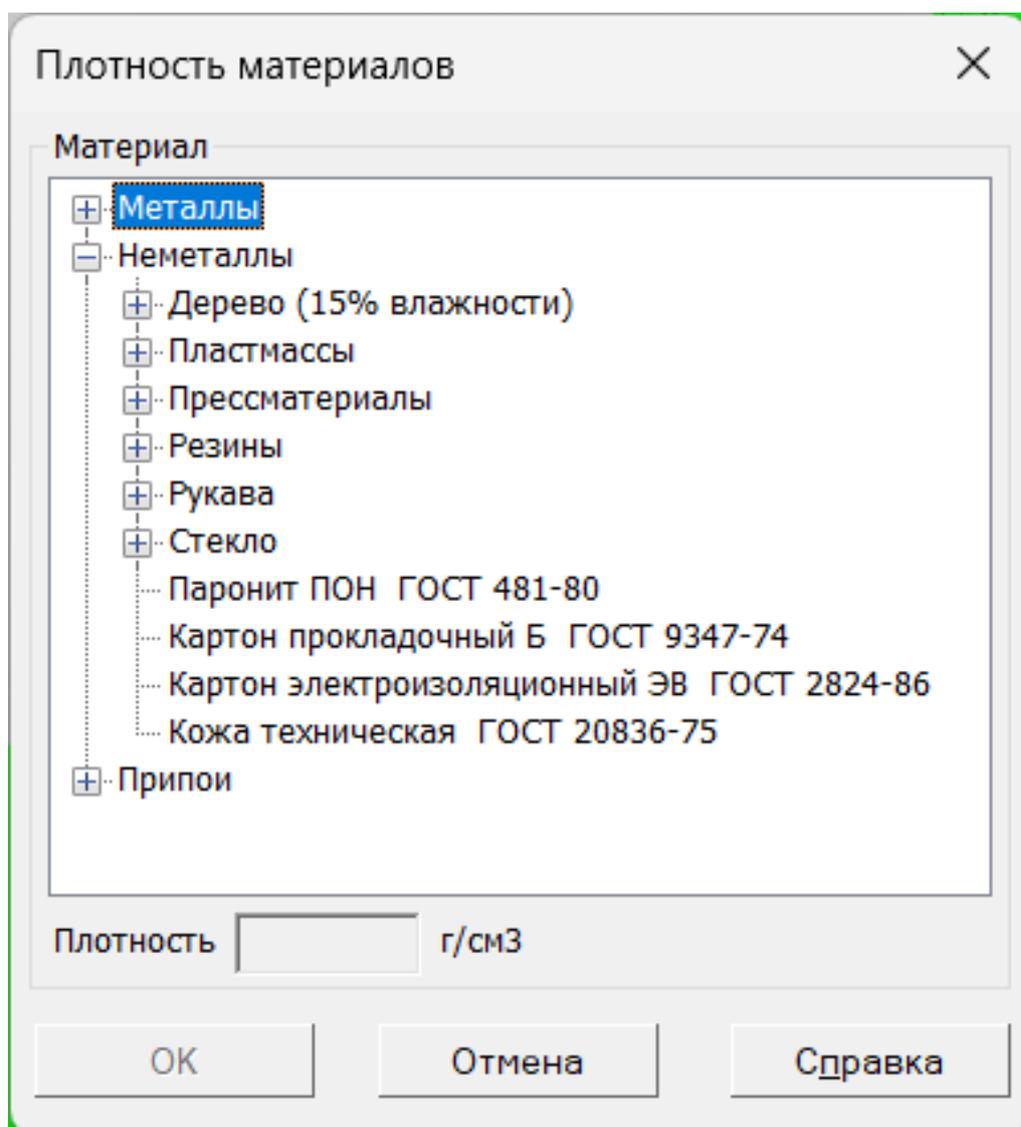


Рисунок 12 – Окно выбора материала.

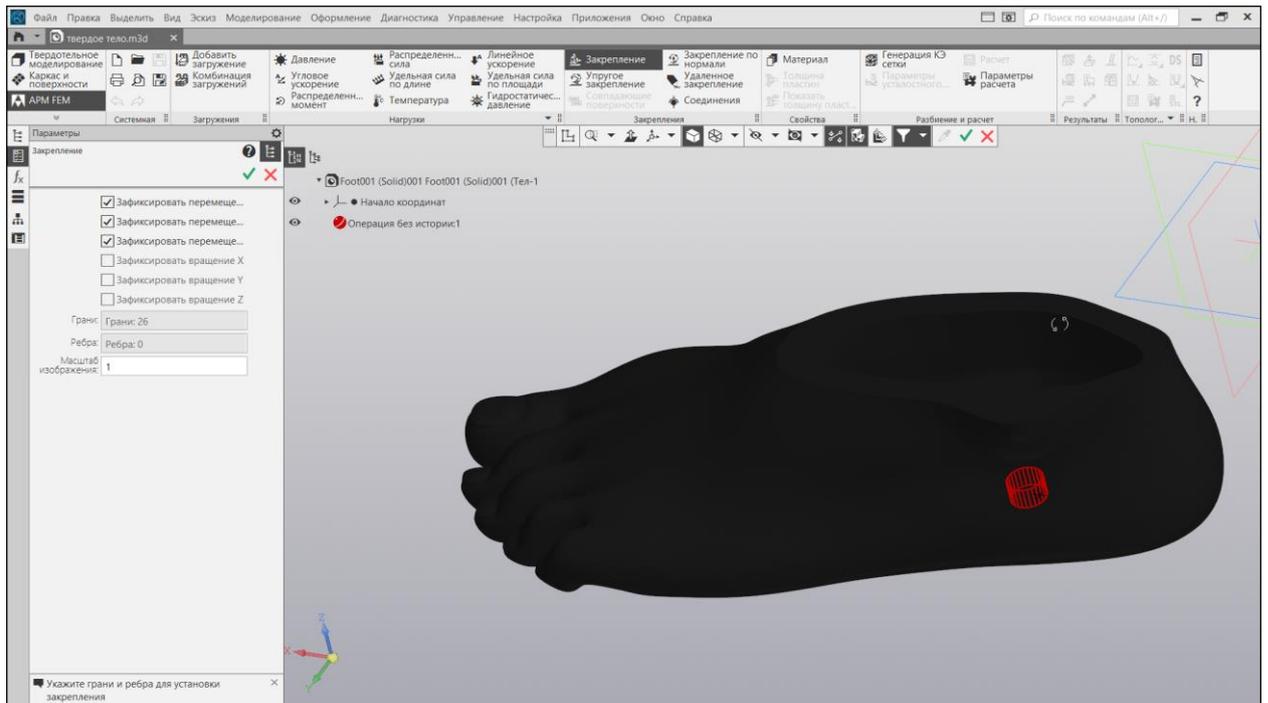


Рисунок 13 – Зона фиксации

Фиксация протеза осуществляется на цилиндрической поверхности (Рис.13).

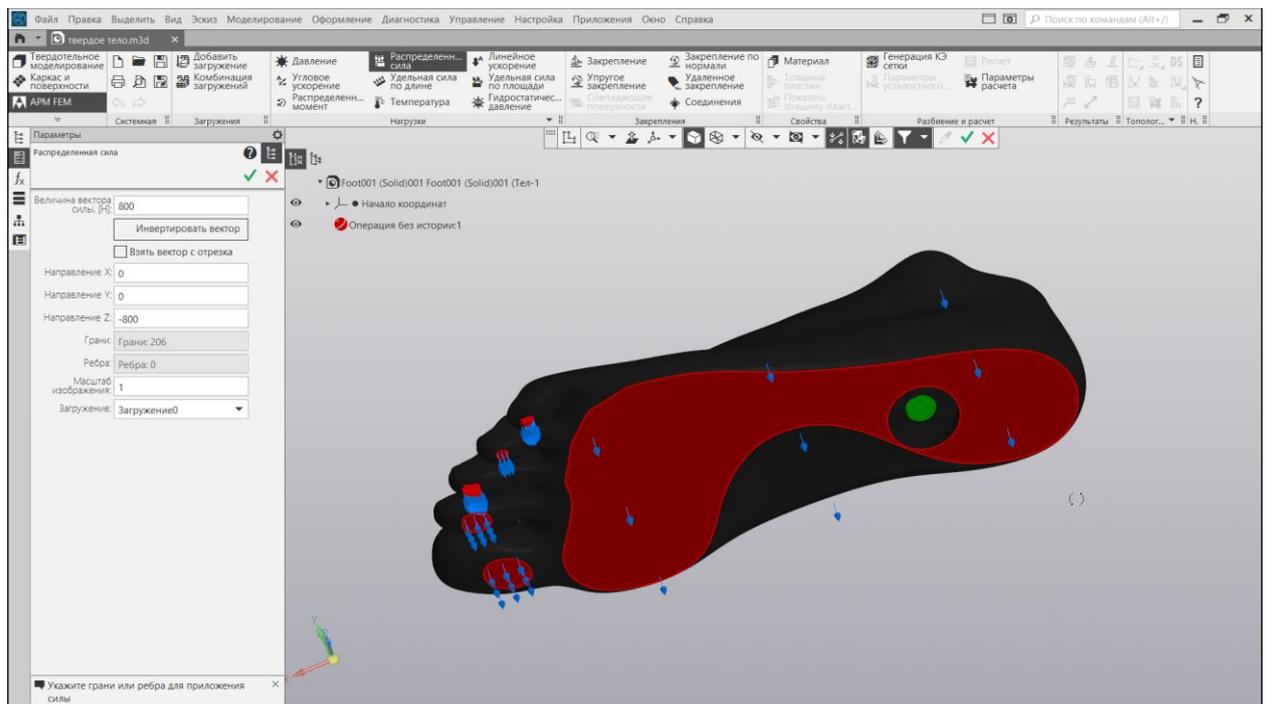


Рисунок 14. Зона распределенной силы.

Прикладывается статическая нагрузка 800 Н, что соответствует весу порядка 80 кг (Рис.14).

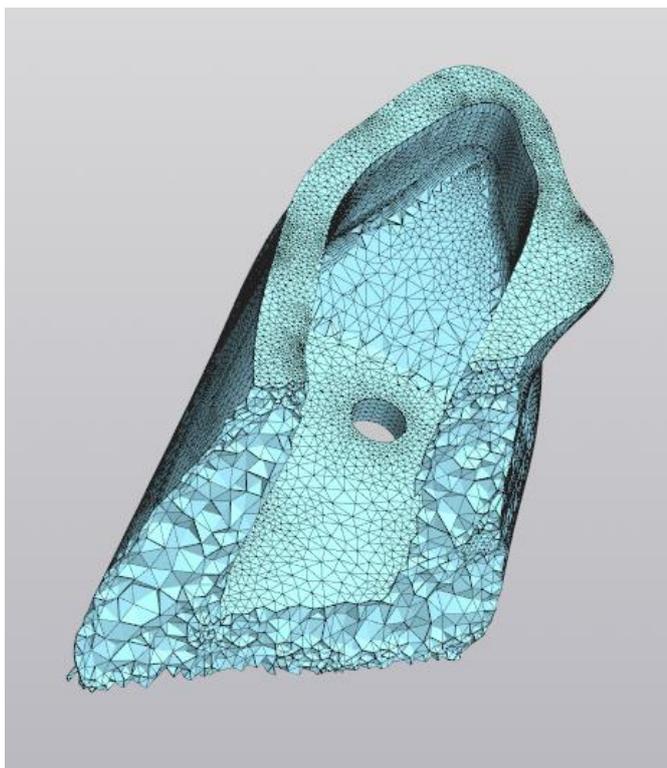


Рисунок 15. Сгенерированная конечно-элементарная сетка.

Генерируется конечно-элементная сетка, после чего выполняется расчет (Рис.15).

Результаты расчета

Типы результатов:

Напряжение отображает распределения эквивалентных напряжений по элементам модели.

Нагрузки показывает приложенные силы, моменты, давления, а также граничные условия (закрепления и т. д.). Это исходные условия задачи.

Перемещения отображают векторные перемещения узлов конструкции в результате действия нагрузок. Позволяют оценить, насколько деталь деформируется.

Коэффициент запаса (Коэф. запаса) Показывает запас прочности: отношение предела прочности материала к расчетному напряжению.

Если коэффициент > 1 , конструкция выдерживает нагрузку.

Если < 1 , прочность недостаточна.

Главные напряжения (Главные напр.). Максимальные и минимальные нормальные напряжения, действующие в определенном сечении. Используются, например, при расчете по критерию максимального нормального напряжения

Усталость оценивает влияния циклической нагрузки и определение числа циклов до разрушения. Это важно для деталей, работающих при переменных нагрузках.

Но мы будем рассматривать главные технические требования для протезов стопы, т.е коэффициент запаса и усталость (в циклах).

Углепластик T700: Коэффициент запаса прочности.

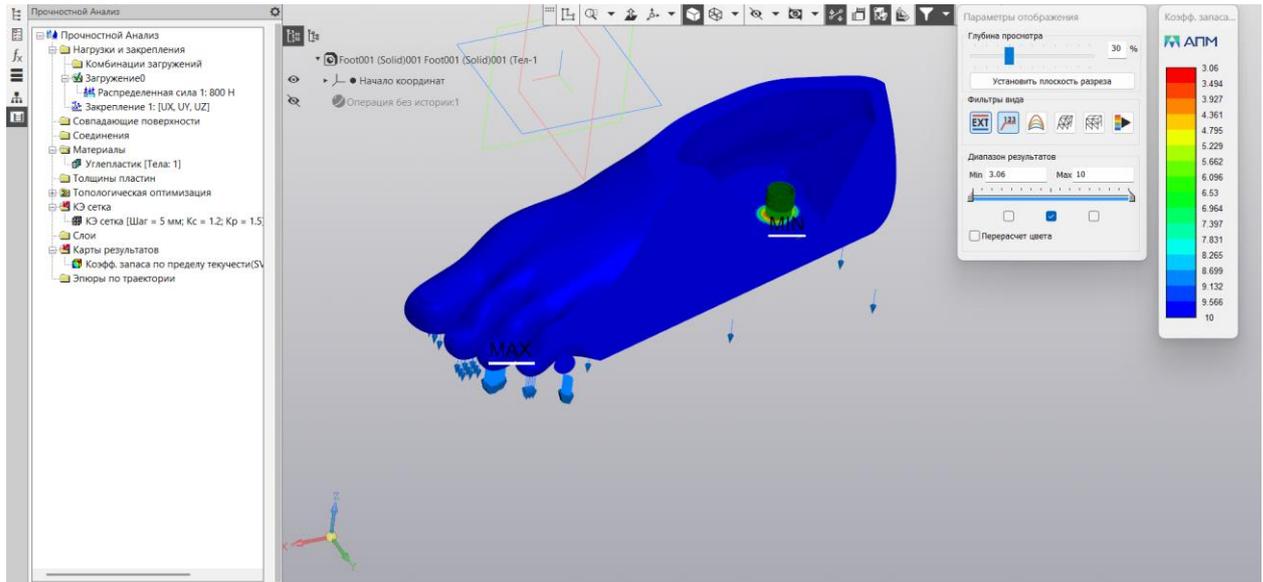


Рисунок 16 – Коэффициент запаса прочности (Углепластик).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 16)

Распределение запаса прочности углепластика:

В основном преобладают значения 10 по всей конструкции. Критические зоны с пониженным запасом (значения 3-6) видны в области пятки стопы.

Усталость

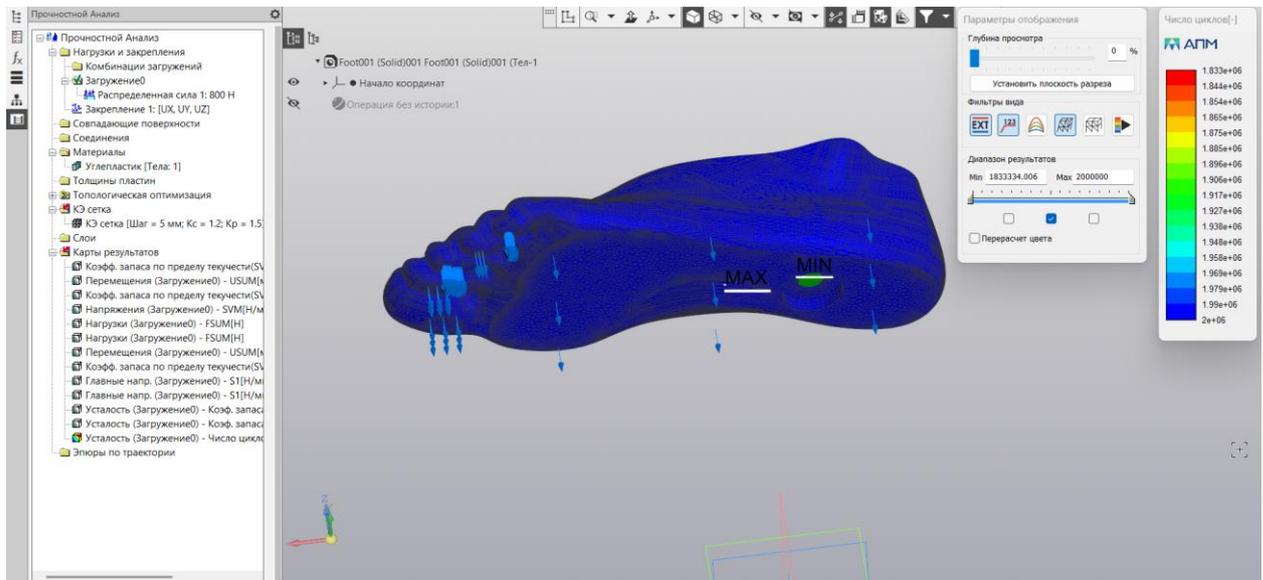


Рисунок 17 – Распределение усталостной долговечности конструкции(Углепластик).

Усталостная долговечность (Рисунок 17).

Распределение циклов до разрушения:

Максимальные значения достигают 2×10^6 циклов (темно-синие зоны), что соответствует высокой долговечности. Минимальные значения $1,8 \times 10^6$ циклов. Минимальные значения в наиболее нагруженных зонах остаются на приемлемом уровне, но меньше чем у углепластика.

Практическое значение:

Ресурс 1,5-2,0 млн циклов соответствует 3-4 годам интенсивной эксплуатации протеза. Равномерное распределение усталостной долговечности исключает преждевременный выход из строя отдельных элементов.

Титан ВТ6:

Коэффициент запаса

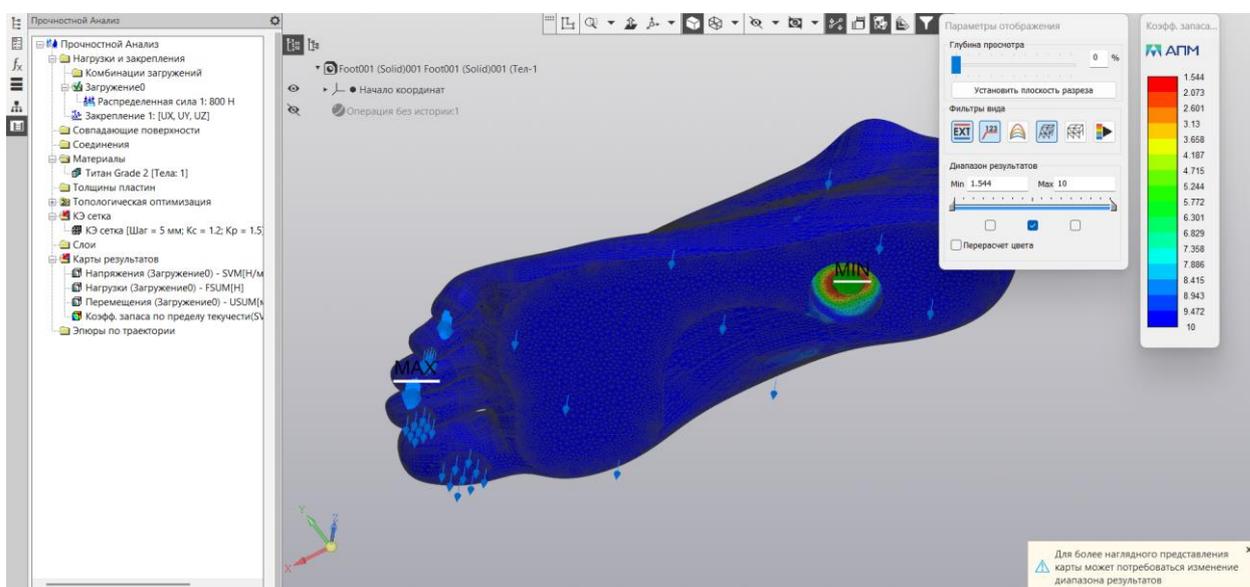


Рисунок 18 – Коэффициент запаса прочности (Титан).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 18)

Распределение запаса прочности титана:

Высокие значения запаса прочности (10) преобладают в большей части конструкции (синяя окраска). Критическая зона с пониженным запасом (значения 1,54) четко локализована в центральной части свода стопы.

Усталость

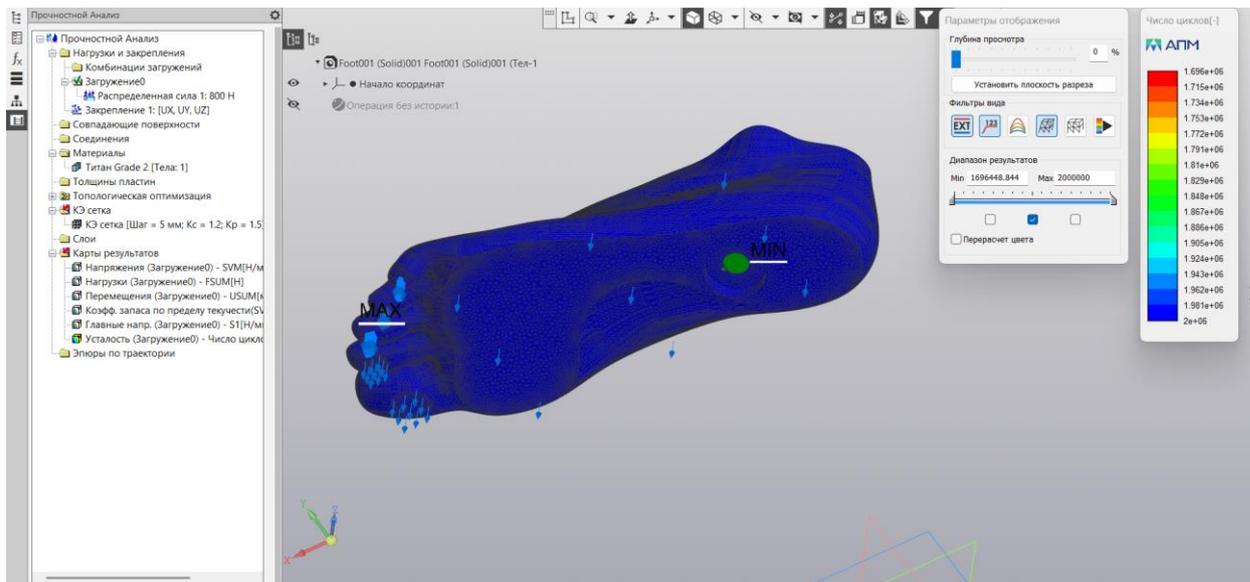


Рисунок 19 – Распределение усталостной долговечности конструкции (Титан).

Усталостная долговечность (Рисунок 19).

Распределение циклов до разрушения:

Максимальные значения достигают 2×10^6 циклов в менее нагруженных зонах (темно-синие области). Критическая зона в центральной части показывает снижение до $1,3-1,5 \times 10^6$ циклов.

Анализ усталостных характеристик:

Ресурс $1,3-2,0 \times 10^6$ циклов обеспечивает 2,5-4 года эксплуатации

Локализованное снижение долговечности в зоне максимального изгиба

Необходимость усиления критической области.

Алюминий Д16

Коэффициент запаса прочности

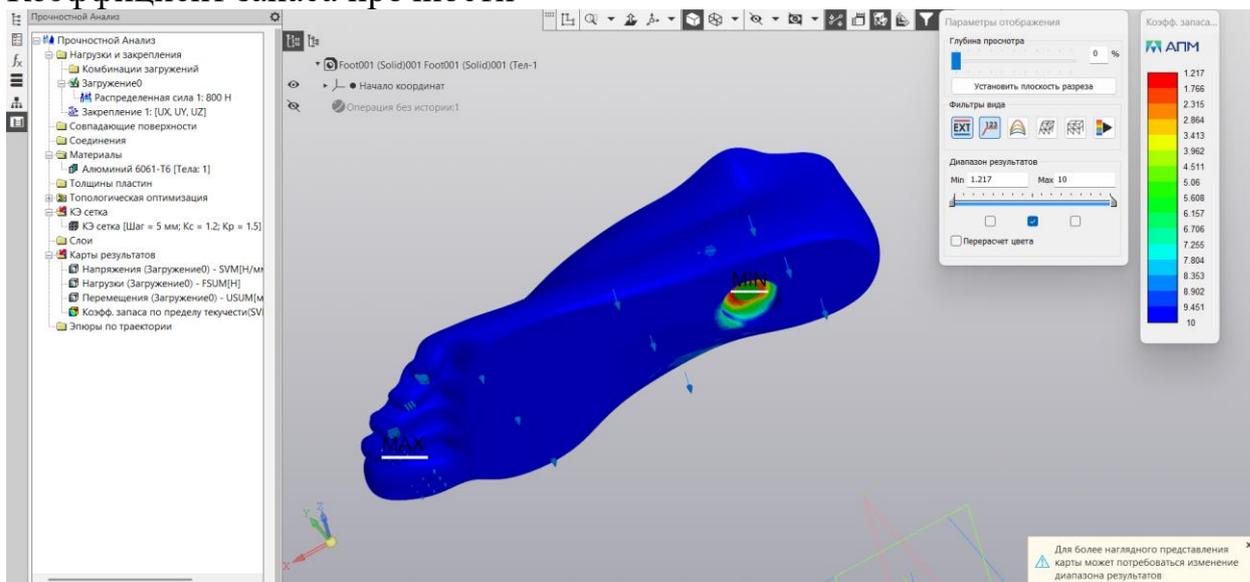


Рисунок 20 – Коэффициент запаса прочности (Алюминий).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 20)

Ярко выраженная концентрация напряжений значительно превышает аналогичные зоны у титана и углепластика. Есть риск разрушения конструкции. Неравномерность распределения нагрузок указывает на конструктивные недостатки

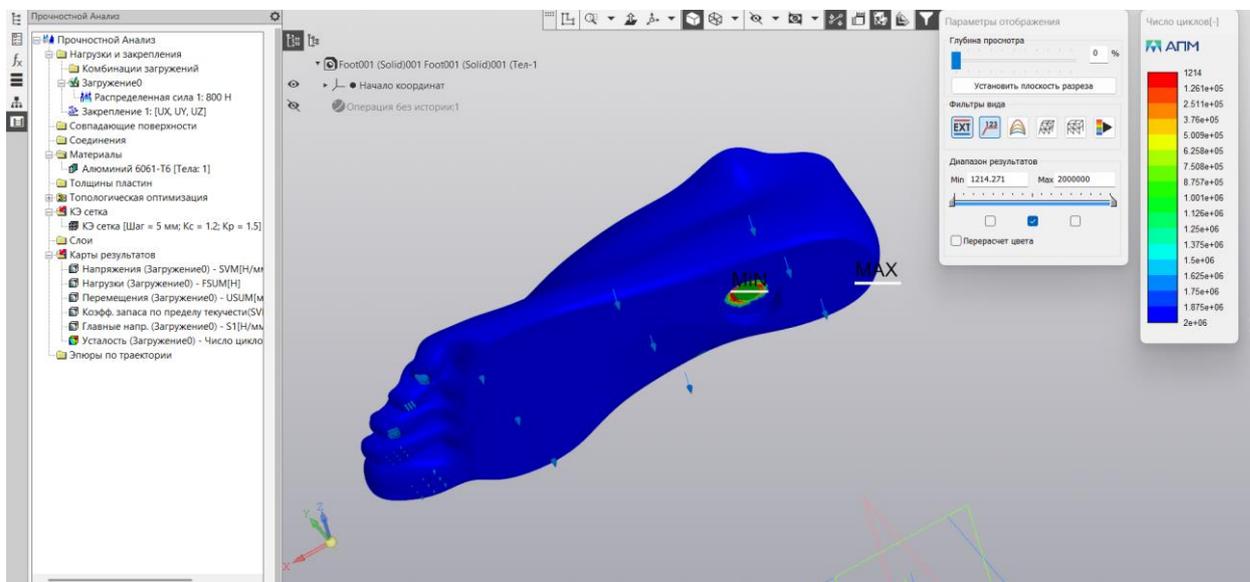


Рисунок 21 – Распределение усталостной долговечности конструкции (Алюминий).

Усталостная долговечность (Рисунок 21)

Слишком низкие показания долговечности:

Критическая зона показывает значения 1214 циклов (красная область).

Основная часть конструкции демонстрирует приемлемые значения $1-2 \times 10^6$ циклов. Резкое падение долговечности в зоне концентрации напряжений. Неприемлемо низкая надежность для такого рода изделия.

Полиуретан Shore A 40

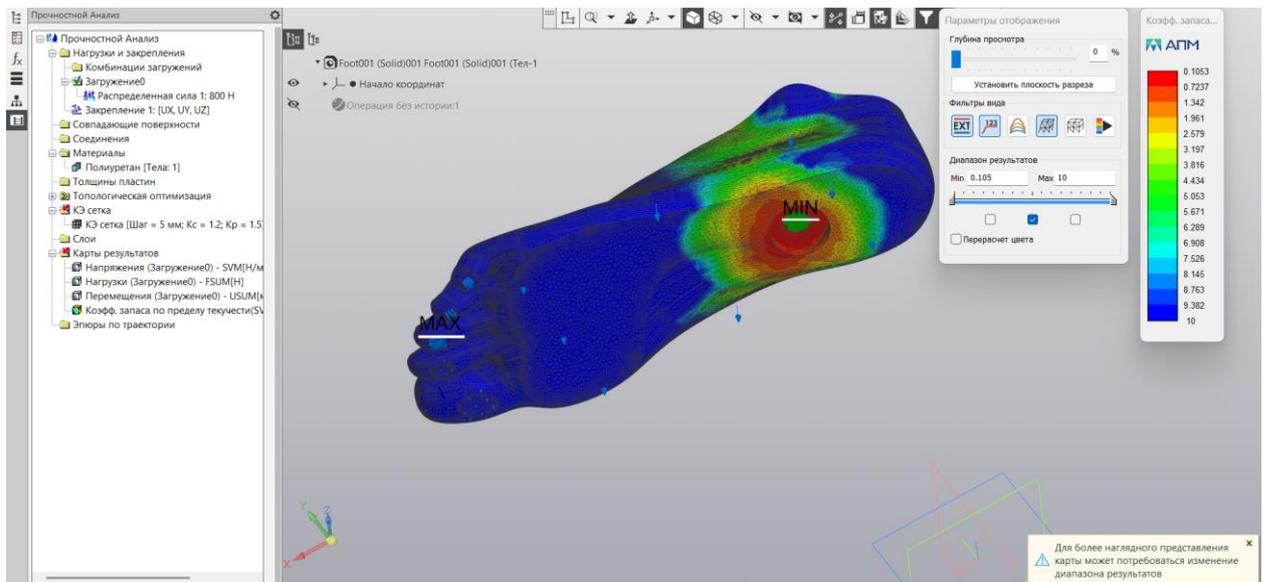


Рисунок 22 – Коэффициент запаса прочности (Полиуретан).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 22)

Максимально красная область в зоне закрепления (значение 0,106) с переходом в другие зоны, показывает не пригодность полиуретана в данной модели стопы.

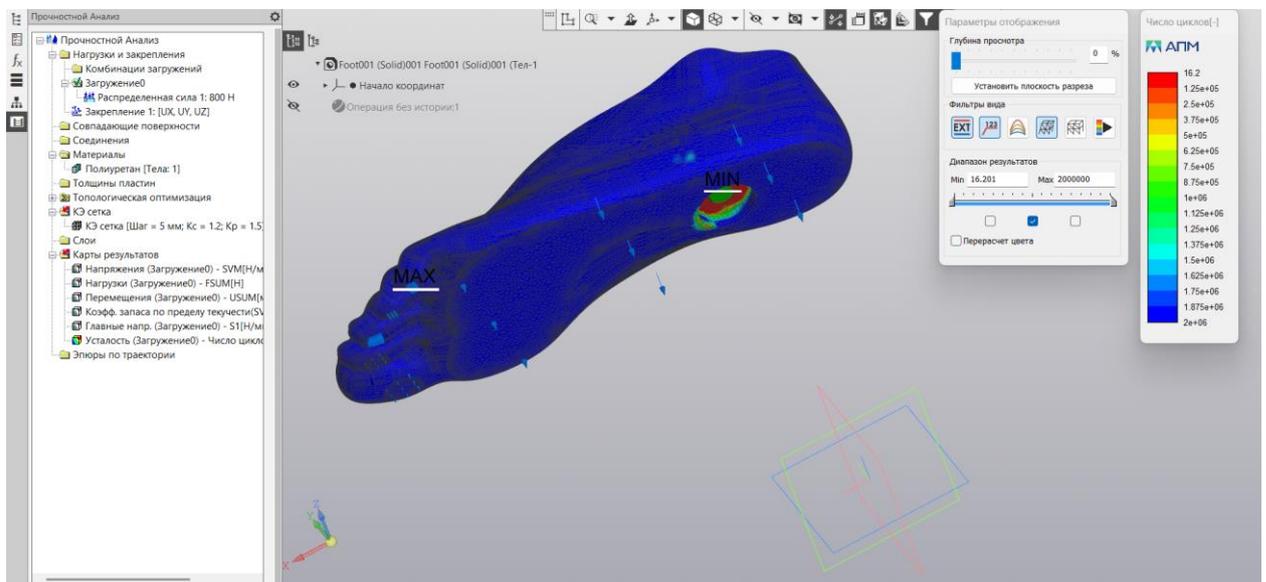


Рисунок 23 – Распределение усталостной долговечности конструкции (Полиуретан).

Усталостная долговечность (Рисунок 23)

Всего 16 циклов выдерживает место закрепления.

2.3. Сравнение полученных результатов. Определение наиболее подходящих материалов с учетом механических характеристик.

Проведён сравнительный прочностной анализ четырёх материалов (углепластик, титан, алюминий, полиуретан) для модели протеза стопы в подробной среде APM FEM.

Таблица 1 – Прочностной анализ для модели протеза стопы.

Показатель	Углепластик	Титан	Алюминий	Полиуретан
Напряжение, max [Н/мм ²]	228.89	220.59	222.35	191.17
Нагрузка, max [Н]	38.79	44.03	43.16	839.22
Перемещение, max [мм]	0.211	0.265	405.64	839.23
Запас прочности	3 – 10	1.54 – 10	1.22 – 10	0.105 – 10
Усталость [циклы]	1.85 – 2.00 млн	1.69 – 2.00 млн	1.2 тыс. – 2.00 млн	16
Главн. напряж. [Н/мм ²]	228.89	198.02	131.68	245.08

Выводы по Таблице 1.

1. Максимальные напряжения

Углепластик (228,89 Н/мм²) и титан (220,59 Н/мм²) показали сопоставимые уровни максимальных напряжений, что свидетельствует о равномерном распределении нагрузки в конструкции.

Алюминий (222,35 Н/мм²) демонстрирует близкие к титану значения напряжений.

Полиуретан (191,17 Н/мм²) характеризуется наименьшими напряжениями за счет высокой деформативности материала.

2. Деформационные характеристики.

Углепластик и титан обеспечивают минимальные перемещения (0,211 и 0,265 мм соответственно), что критически важно для поддержания геометрии протеза.

Алюминий показывает недопустимо высокие деформации (405,64 мм), указывающие на потерю жесткости конструкции.

Полиуретан демонстрирует экстремальные перемещения (839,23 мм), подтверждая его непригодность для силовых элементов.

Оценка надежности и долговечности.

3. Запас прочности.

Углепластик обладает максимальным запасом прочности (3), обеспечивая высокую надежность конструкции.

Титан и алюминий показывают сопоставимые значения (1,54 и 1,22), достаточные для безопасной эксплуатации.

Полиуретан характеризуется критически низким запасом прочности (0,106), неприемлемым для несущих элементов.

4. Усталостная стойкость

Углепластик и титан демонстрируют высокую сопротивляемость усталости (1,85-2,00 и 1.69 – 2.00 млн млн циклов), что соответствует требованиям длительной эксплуатации протеза.

Алюминий показывает широкий диапазон усталостной стойкости (1,2 тыс.-2,00 млн циклов), указывающий на высокую чувствительность к концентрации напряжений.

Полиуретан обладает катастрофически низкой усталостной стойкостью (16 циклов).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения данной дипломной работы было проведено комплексное исследование механических свойств различных материалов для применения в конструкциях протезов нижних конечностей с использованием метода конечных элементов в программной среде APM FEM.

Основные результаты исследования.

Проведенный сравнительный прочностной анализ четырех материалов (углепластик, титан, алюминий и полиуретан) для модели протеза стопы позволил получить важные практические выводы о применимости каждого из них в протезостроении.

Углепластик показал себя как наиболее сбалансированный материал, демонстрируя оптимальное сочетание механических характеристик. При максимальном напряжении $228,89 \text{ Н/мм}^2$ материал обеспечивает высокий запас прочности (3) и отличную усталостную стойкость (1,85-2,00 млн циклов), что критически важно для протезов, подвергающихся циклическим нагрузкам при ходьбе. Минимальное перемещение (0,211 мм) подтверждает жесткость конструкции, необходимую для обеспечения стабильности протеза.

Титан продемонстрировал высокие прочностные характеристики с максимальным напряжением $220,59 \text{ Н/мм}^2$ и хорошей усталостной стойкостью (1,69-2,00 млн циклов). Однако больший вес материала делает его предпочтительным для применения в опорных элементах конструкции, где критична максимальная прочность.

Алюминий показал наименьшую усталостную стойкость среди металлических материалов (1,2 тыс.-2,00 млн циклов), что указывает на необходимость дополнительной оптимизации конструкции при его использовании. Несмотря на приемлемые показатели прочности, материал требует осторожного применения в динамически нагруженных элементах.

Полиуретан оказался непригодным для несущих элементов протеза из-за крайне низкого запаса прочности (0,106) и минимальной усталостной стойкости (16 циклов). Однако его высокая деформируемость (максимальное перемещение 839,23 мм) указывает на потенциал применения в качестве амортизирующего элемента.

Практическая значимость работы.

Полученные результаты имеют важное практическое значение для инженеров-конструкторов в области протезостроения. Численное моделирование методом конечных элементов позволило объективно оценить поведение различных материалов под нагрузкой без необходимости дорогостоящих физических испытаний на этапе предварительного отбора.

Результаты исследования могут быть использованы при разработке новых конструкций протезов нижних конечностей, а также при оптимизации существующих решений с целью повышения их надежности, долговечности и эргономичности.

ГЛОССАРИЙ

АРМ — это аббревиатура от Automated Programming of Mechanics (Автоматизированное Программирование Механики),

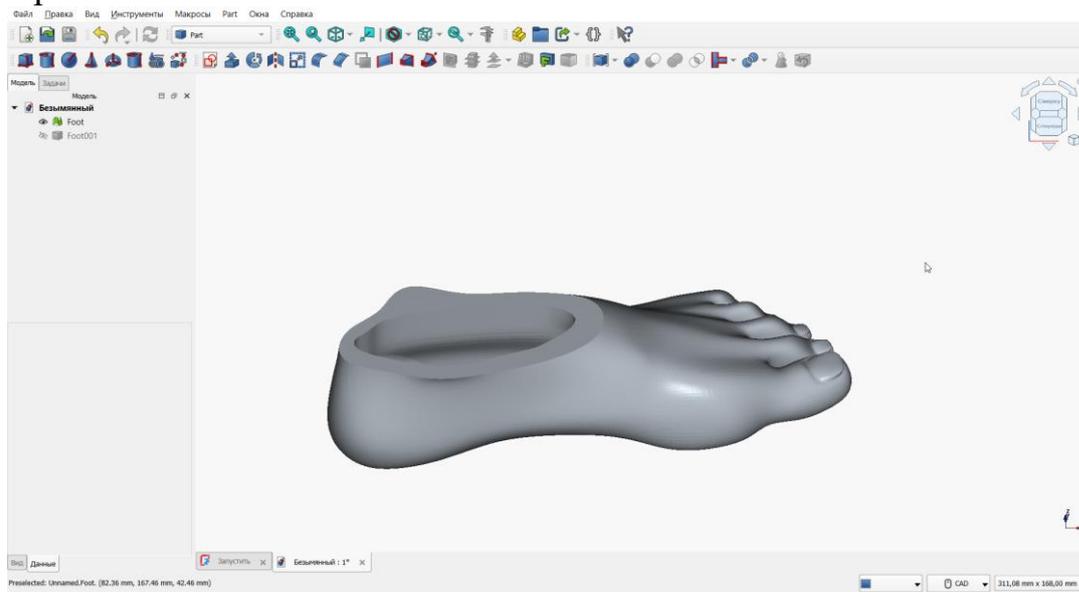
FEM — Finite Element Method (Метод конечных элементов).

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] World Health Organization. Guidelines for training personnel in developing countries for prosthetics and orthotics services. Geneva: WHO; 2005. <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/43127/9241592672.pdf>
- [2] Smithsonian Magazine <https://www.smithsonianmag.com/smart-news/study-reveals-secrets-ancient-cairo-toe-180963783/>
- [3] Аппарат Илизарова https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%90%D0%BF%D0%BF%D0%B0%D1%80%D0%B0%D1%82_%D0%98%D0%BB%D0%B8%D0%B7%D0%B0%D1%80%D0%BE%D0%B2%D0%B0?
- [4] Батпенев, Нурлан Джумагулович https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%91%D0%B0%D1%82%D0%BF%D0%B5%D0%BD%D0%BE%D0%B2_%D0%9D%D1%83%D1%80%D0%BB%D0%B0%D0%BD_%D0%94%D0%B6%D1%83%D0%BC%D0%B0%D0%B3%D1%83%D0%BB%D0%BE%D0%B2%D0%B8%D1%87
- [5] https://tengrinews.kz/kazakhstan_news/umer-glavnyiy-travmatolog-kazahstana-nurlan-batpenov-408397/
- [6] Протезы рф статья https://xn--elaetdfn9d.xn--plai/article/article_20.html
- [7] James H Campbell, Phillip M Stevens , Shane R Wurdeman Retrospective analysis of four different microprocessor knee types <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7649908/>
- [8] Rheo Knee <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/rheo-knee>
- [9] https://online.zakon.kz/Document/?doc_id=30017353 /
- [10] Приказ Министра труда и социальной защиты населения РК от 27 декабря 2021 г. № 502 «Об утверждении классификатора технических вспомогательных (компенсаторных) средств». — <https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2100026087>
- [11] <https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2300032984>
- [12] СТ РК 69-99. Протезы нижних конечностей, изготовленные по индивидуальному заказу. Общие технические условия. — Астана: КГС, 1999.
- [13] <https://adilet.zan.kz/rus/docs/V980000763>
- [14] Amputee Locomotion: lower extremity loading using running-specific prostheses <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3880592/>
- [15] Silvain Michel, Rolf Kieselbach, Hans Martens Fatigue strength of carbon fibre composites up to the gigacycle regime https://www.researchgate.net/publication/229389375_Fatigue_strength_of_carbon_fibre_composites_up_to_the_gigacycle_regime_gigacycle-composites

- [16] ISO 10328:2016 <https://www.iso.org/standard/70205.html>
- [17] Fei Yu, Arne Bilberg, Lin Xiao, Knud Bonnet Yderstraede Foot edema simulation and monitoring using dielectric electro-active polymer sensors <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S092442471500062X>
- [18] Vipin Chandra, Sanjay K. S. Patel, Jung-Kul Lee Exploiting Polyhydroxyalkanoates for Biomedical Applications <https://www.mdpi.com/2073-4360/15/8/1937>
- Issam Elfaleh, Fethi Abbassi, Mohamed Habibi, Furqan Ahmad, Mohamed Guedri, Mondher Nasri, Christian Garnier A comprehensive review of natural fibers and their composites: An eco-friendly alternative to conventional materials <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590123023003985>
- [19] https://www.tochpribor-kb.ru/pdf/%D0%93%D0%9E%D0%A1%D0%A2_1497-84.pdf
- [20] <https://plastinfo.ru/content/file/gosts/3a9e9f13e34a.pdf>
- [21] <https://meganorm.ru/Data2/1/4293771/4293771455.pdf>
- [22] <https://cdn.termexlab.ru/files/2f51efc3/136a/42cb/bbeb/e025b0e7487a.pdf>
- [23] <https://www.printables.com/model/317213-prosthetic-foot-simple/files>
- [24] <https://www.freecad.org/index.php>
- [25] <https://kompas.ru/kompas-3d/application/machinery/apm/>

Приложение А



РЕЦЕНЗИЯ

на дипломный проект (работе)
Агалёк Даулет Ануарулы

6В07113 – «Робототехника и мехатроника»

На тему: Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей

Выполнено:

- а) графическая часть на 16 листах
б) пояснительная записка на 39 страницах

ЗАМЕЧАНИЯ К РАБОТЕ

Дипломная работа посвящена актуальной теме — исследованию материалов для протезирования нижних конечностей. Учитывая, что около 30 миллионов человек в мире нуждаются в протезах, выбор оптимальных материалов является критически важной задачей для обеспечения надежности и комфорта изделий.

Работа хорошо структурирована. В теоретической части проведен обзор современных протезов, рассмотрены требования к материалам согласно стандартам РК и международным нормам, систематизированы характеристики полимеров, композитов и металлов.

Практическая часть выполнена на высоком уровне — студент успешно применил метод конечных элементов в APM FEM для анализа 3D-модели протеза стопы. Проведен сравнительный анализ четырех материалов с оценкой коэффициента запаса прочности и усталостной долговечности. Результаты представлены наглядно, выводы обоснованы.

Итогом работы стали практические рекомендации: углепластик оптимален для несущих элементов, титан — для критически нагруженных узлов, что может способствовать созданию более качественных протезов.

Оценка работы

Работа отличается актуальностью, практической значимостью и грамотным применением современных методов анализа. Рекомендую работу к защите с оценкой 90

Рецензент

Ассоциированный профессор
Академия гражданской авиации

Сейдилдаева А.К.

« 9 » 06 2025 г.

ОТЗЫВ
НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ

на дипломный проект
(наименования вида работы)

Агалёк Даулет Ануарулы
(Ф.И.О. обучающегося)

6B07113 - "Робототехника и мехатроника"
(название специальности и шифр)

Тема: «Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей»

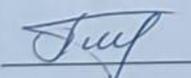
Дипломный проект посвящен исследованию механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей. Рассматриваются материалы как полимеры, композиты и металлы, применяемые для изготовления протезов нижних конечностей, их особенности и требования к ним. Выполнен прочностной анализ 3D-модели протеза стопы с помощью метода конечных элементов (МКЭ) в программе APM FEM для оценки медицинских и технических характеристик. Также проведён сравнительный анализ материалов для модели протеза стопы в среде APM FEM.

Результаты исследования могут быть использованы для оптимизации существующих решений при разработке новых конструкций протезов нижних конечностей с целью повышения надежности, долговечности и эргономичности.

Задачи, поставленные для данного дипломного проекта, были выполнены, студент Агалек Д. продемонстрировал свои навыки и знания при выполнении дипломного проекта, поэтому считаю, что он заслуживает академической степени бакалавра робототехники и мехатроники, и оцениваю работу в 92 баллов.

Научный руководитель

К.т.н., ассоциированный профессор

 Л.А. Курмангалиева

9.06 2025 г.

**ШКІР
ҒЫЛЫМИ ЖЕТЕКШІНІҢ**

дипломдық жобаға
**Құбырлардағы жарықтарды анықтау үшін визуализация және талдау
әдістерін зерттеу**

Агалёк Даулет Ануарұлы
(Студенттің аты-Жөні)

6B07113 - "Робототехника және мехатроника"
(мамандық атауы және шифр)

Дипломдық жобада аяқ протездерін жасауға арналған материалдардың механикалық қасиеттерін зерттеуге арналған. Аяқ протездерін жасау үшін қолданылатын полимерлер, композиттер және металдар сияқты материалдар, олардың ерекшеліктері мен оларға қойылатын талаптар қарастырылған.

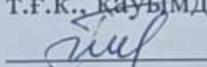
Медициналық және техникалық сипаттамаларды бағалау үшін АРМ FEM бағдарламасында соңғы элементтер әдісі (FEM) арқылы аяқ протезінің 3D моделінің беріктік талдауы жүргізілді. Сондай-ақ АРМ FEM ортасында аяқ протезінің үлгісіне арналған материалдардың салыстырмалы талдауы жасалды.

Зерттеу нәтижелері сенімділікті, төзімділікті және эргономиканы жақсарту мақсатында аяқ протездерінің жаңа конструкцияларын әзірлеуде қолданыстағы шешімдерді оңтайландыру үшін пайдаланылуы мүмкін.

Осы дипломдық жобаға қойылған міндеттер толығымен орындалды, студент Агалек Д. дипломдық жобаны орындау кезінде өзінің дағдылары мен білімдерін көрсетті, сондықтан робототехника және мехатроника бакалавры академиялық дәрежесіне лайық деп санаймын және жұмысты 92 баллмен бағалаймын.

Ғылыми жетекші

т.ғ.к., қауымд профессор


9.06

Л. А. Курманғалиева

2025 ж.



Отчет подобия

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Агалёк Деулет АнуарулыЛяззат Курмангалиева

Подразделение

ИАИИТ

Объем найденных подоби

КП-ия определяют, какой процент текста по отношению к общему объему текста был найден в различных источниках.. Обратите внимание!Высокие значения коэффициентов не означают плагиат. Отчет должен быть проанализирован экспертом.



КП1

25

Длина фразы для коэффициента подобия 2



КП2

5925

Количество слов



4708

Количество с

Тревога

В этом разделе вы найдете информацию, касающуюся текстовых искажений. Эти искажения в тексте могут говорить о ВОЗМОЖНЫХ манипуляциях в тексте. Искажения в тексте могут носить преднамеренный характер, но чаще, характер техниче сохранении, поэтому мы рекомендуем вам подходить к анализу этого модуля со всей долей ответственности. В случае возникновения вопросов, просим обращаться в нашу службу поддержки.

Замена букв		9
Интервалы		0
Микропробелы		21
Белые знаки		0
Парафразы (SmartMarks)		0

Подобия по списку источников

Ниже представлен список источников. В этом списке представлены источники из различных баз данных. Цвет текста означает в каком источнике он был найден. Эти источники и значения Коэффициента Подобия не отражают прямого плагиата. Н проанализировать содержание и правильность оформления источника.

10 самых длинных фраз

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ И АДРЕС ИСТОЧНИКА URL (НАЗВАНИЕ БАЗЫ)	КОЛИЧЕСТВО ИД
1	https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2300032992/links	
2	https://official.satbayev.university/download/document/37210/%D0%9A%D0%BE%D1%81%D0%BC%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D0%BA%D0%B0%D1%8F%20%D1%82%D0%B5%D1%85%D0%BD%D0%B8%D0%BA%D0%B0%20%D0%B8%20%D1%82%D0%B5%D1%85%D0%BD%D0%BE%D0%BB%D0%BE%D0%B3%D0%B8%D0%B9%206B07121.pdf	
3	Сейдеш А. ДР 5/28/2025 North Kazakhstan State University named after Manash Kozybayev ((ФИЦТ) Кафедра "Транспорт и машиностроение")	
4	https://official.satbayev.university/download/document/37210/%D0%9A%D0%BE%D1%81%D0%BC%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D0%BA%D0%B0%D1%8F%20%D1%82%D0%B5%D1%85%D0%BD%D0%B8%D0%BA%D0%B0%20%D0%B8%20%D1%82%D0%B5%D1%85%D0%BD%D0%BE%D0%BB%D0%BE%D0%B3%D0%B8%D0%B9%206B07121.pdf	

из базы данных RefBooks (0.00 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
------------------	----------	---

из домашней базы данных (0.00 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
------------------	----------	---

из программы обмена базами данных (0.19 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИД
1	Сейдеш А. ДР 5/28/2025 North Kazakhstan State University named after Manash Kozybayev ((ФИЦТ) Кафедра "Транспорт и машиностроение")	

из интернета (0.54 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ИСТОЧНИК URL	КОЛИЧЕСТВО ИД
1	https://official.satbayev.university/download/document/37210/%D0%9A%D0%BE%D1%81%D0%BC%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D0%BA%D0%B0%D1%8F%20%D1%82%D0%B5%D1%85%D0%BD%D0%B8%D0%BA%D0%B0%20%D0%B8%20%D1%82%D0%B5%D1%85%D0%BD%D0%BE%D0%BB%D0%BE%D0%B3%D0%B8%D0%B9%206B07121.pdf	
2	https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2300032992/links	

Список принятых фрагментов

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	СОДЕРЖАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМ
------------------	------------	-----------------------------------

Некоммерческое Акционерное Общество «Казахский Национальный Исследовательский Технический Университет имени К.И.Сатпаева»

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

Агалық Даулет Ануарұлы

Исследование механических свойств материалов для создания протезов нижних конечностей

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломному проекту

Специальность 6В07111 - Робототехника и мехатроника

Алматы 2025 г.

АНДАТПА

Бұл дипломдық жобада қазіргі заманғы төменгі аяқ протездеріне шолу жасалып, төменгі аяқ протездерін дайындау үшін қолданылатын материалдар, олардың ерекшеліктері мен оларға қойылатын талаптар қарастырылады жүктемелердің әсерінен механикалық қасиеттерін зерттеу үшін таңдалған негізгі материалдар - полимерлер, композиттер және металдар.

Медициналық және техникалық сипаттамаларды бағалау үшін Компас3D бағдарламасында ақырлы элементтер әдісі (АЭӘ) көмегімен табан протезінің 3D-моделіне беріктік талдауы орындалды. Сондай-ақ APM FEM ортасы материалдарға салыстырмалы талдау жүргізілді.

Зерттеу нәтижелері төменгі аяқ протездерінің жаңа конструкцияларын әзірлеу кезінде, сондай-ақ олардың сенімділігін, беріктігін және эргономикасын арттыру мақсатында қолданыстағы шешімдерді оңтайландыру кезінде п протездік-ортопедиялық бұйымдардың сапасын жақсарту үшін ұсынылуы мүмкін - сенімділікті, жайлылықты және қауіпсіздікті арттыру, бұл қозғалысы шектеулі адамдардың өмір сүру сапасын жақсарту дегенді білдіреді.

АННОТАЦИЯ

В данном дипломном проекте выполнен обзор современных протезов нижних конечностей, рассматриваются материалы, применяемые для изготовления протезов нижних конечностей, их особенности и требования к ним. исследования механических свойств под действием нагрузок как растяжение, сжатие, изгиб и при ударах это - полимеры, композиты и металлы

Выполнен прочностной анализ 3D-модели протеза стопы с помощью метода конечных элементов (МКЭ) в программе Компас3D для оценки медицинских и технических характеристик. Также проведен сравнительный анализ в среде APM FEM.

Результаты исследования могут быть использованы при разработке новых конструкций протезов нижних конечностей, а также при оптимизации существующих решений с целью повышения их надежности, долговечности и рекомендованы для улучшения качества протезно-ортопедических изделий - повысить надежность, комфорт и безопасность, что значит улучшить качество жизни людей с ограниченной подвижностью.

ABSTARCT

In this thesis project, a review of modern lower limb prostheses was conducted, examining materials used for manufacturing lower limb prostheses, their characteristics and requirements. The main materials selected for studying mecha compression, bending and impact are polymers, composites and metals.

A strength analysis of a 3D model of a foot prosthesis was performed using the finite element method (FEM) in Компас3D software to evaluate medical and technical characteristics. A comparative analysis of materials for the foot prosth FEM environment.

The research results can be used in developing new designs of lower limb prostheses, as well as in optimizing existing solutions to improve their reliability, durability and ergonomics. They can also be recommended for improving the qu increase reliability, comfort and safety, which means improving the quality of life for people with limited mobility.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ 8

1.Материалы, применяемые для изготовления протезов нижних конечностей 9

1.1.Обзор современных протезов нижних конечностей 9

1.2.Требования, предъявляемые к материалам протезов. 11

1.3 Характеристики основных материалов для протезирования. 15

2.Исследование механических свойств материалов 17

2.1.Методики проведения испытаний 17

2.2. Выполнение численного прочностного анализа конструкции протеза стопы методом конечных элементов. 20

2.3. Сравнение полученных результатов. Определение наиболее подходящих материалов с учетом механических характеристик. 34

ЗАКЛЮЧЕНИЕ 36

ГЛОССАРИЙ 37

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ 37

Приложение А 39

ВВЕДЕНИЕ

С каждым годом, к сожалению, всё больше людей нуждаются в протезах нижних конечностей - будь то после травм, операций или из-за врождённых проблем. И от того, какие материалы используются при изготовлении пр удобно ими пользоваться, сколько они прослужат и насколько вообще комфортно человеку с таким протезом жить.

Главная задача при создании протезов - чтобы они выдерживали постоянные нагрузки. Ведь человек с ними ходит, стоит, иногда даже бегаёт. Значит, материал должен быть прочным, но при этом не тяжёлым и достаточно в этой работе рассматриваются разные материалы, которые могут быть применены при изготовлении протезов ног. Будет проведен прочностной анализ этих материалов с помощью метода конечных элементов (МКЭ) в п чтобы понять, какие материалы ведут себя лучше под нагрузкой, а какие - хуже.

Цель исследования - сравнить механические свойства нескольких материалов и выбрать те, что подойдут лучше всего для конструкции протеза ноги.

Задачи дипломного проекта:

1. Обзор современных протезов используемые в протезировании нижних конечностей.
2. Исследование материалов для протезов нижних конечностей.
3. Выполнить численную прочностную проверку протеза стопы с помощью МКЭ.
4. Сравнить полученные результаты.
5. Сделать выводы по механическим свойствам материалов

Объект исследования - элементы конструкции протезов ног.

Предмет - свойства материалов, из которых эти элементы изготавливаются.

Результаты могут быть рекомендованы для создания новых моделей протезов или улучшения уже существующих, чтобы сделать их более удобными, прочными и безопасными для людей.

1.Материалы, применяемые для изготовления протезов нижних конечностей

1.1.Обзор современных протезов нижних конечностей

Крайне важной проблемой современного мира является протезирование нижних конечностей тела. По оценке Всемирной организации здравоохранения, насчитывается около тридцати миллионов человек с ампутированным л MERGEFORMAT 1]. Благодаря протезированию, люди, потерявшие стопу или ногу могут вернуться к активной жизни, работе заняться спортом. Поэтому одной из важных задач медицинской науки и техники является раз протезов.

Создание протезов имеет тысячелетнюю историю. Это подтверждается самыми древними протезами относящиеся к Древнему Египту. В Фивах был найден деревянный большой палец ноги, датируемый примерно 950 г. до известных и функциональных протезов, изготовленный из дерева и кожи, и позволял владельцу ходить [REF_Ref199344207 \r \h \ MERGEFORMAT 2].

Гавриил Илизаров - ученый, хирург-ортопед, один из пионеров современного протезирования. В 1951 году Г. А. Илизаров произвел революцию в ортопедии, предложив компрессионно-дистракционный аппарат для чрескост можно эффективно лечить сложные переломы, деформации и укорочения конечностей [REF_Ref199344217 \r \h \ MERGEFORMAT 3]. Принципы фиксации культи, разработанные Илизаровым, используются и по сей день.

Нурлан Баттенов - казахстанский ученый, врач академик НАН РК, директор Научно-исследовательского института травматологии и ортопедии, активно занимался вопросами протезирования. Кроме того, Баттенов разработ тазобедренного сустава «Каб НИИТО», которая выпускается в Германии и активно применяется в медицинских организациях страны [REF_Ref199344232 \r \h \ MERGEFORMAT 4]. Под его руководством в стране впервые методики, как эндопротезирование и артроскопия крупных и мелких суставов [REF_Ref199344243 \r \h \ MERGEFORMAT 5].

В современных реалиях, протезы нижних конечностей разделяют на две большие группы:

1. Косметические (пассивные) протезы. Они не имеют подвижных частей и предназначены для восстановления внешнего вида утраченной конечности. Изготавливаются из легких полимеров, силиконов, часто имеют косме ногти. Такое применяют при врожденной недоразвитости конечности или после ампутации, когда активное протезирование невозможно и является дешевым вариантом по сравнению с функциональными вариантами.
2. Функциональные протезы. Функциональный протез включает в себя индивидуально изготовленную приемную гильзу (культеприемник), которая повторяет форму культи и соединяется с другими компонентами - стопой и

протезах бедра используется коленный механизм, а в вариантах для голени - голенистоногий шарнир. Приемные гильзы изготавливаются на основе слепка культы и производятся из современных материалов, таких как титан.

Протезные стопы классифицируются по количеству степеней свободы: они могут быть одноосевыми или много-осевыми, что определяет уровень их подвижности в голенистоном суставе. На сегодняшний день наиболее композитно - это упругие пластины, армированные карбоновыми волокнами. Такие конструкции отличаются малым весом и высокой прочностью, а также способностью аккумулировать энергию при нагрузке и возвращать плавный перекат стопы при ходьбе.

Современным направлением развития является внедрение бионических стоп, управляемых микропроцессорами и оснащённых электромеханическими приводами. Эти системы способны активно сгибаться и разгибаться в рельефу поверхности, что существенно улучшает устойчивость и комфорт при движении.

Колесный модуль - ключевой компонент протеза бедра. Существуют различные конструкции искусственных коленных суставов:

1. Одноосевые (моноцентрические) модули имеют фиксированную ось вращения, обеспечивая надёжную опору и близкую к анатомической траекторию движения.
2. Много-осевые (полицентрические) суставы имеют переменный центр вращения и более точно воспроизводят сложную кинематику человеческого колена. Часто такие устройства оснащаются гидравлическими или пневматическими адаптивными элементами, позволяющими адаптировать поведение протеза к различным фазам шага и условиям окружающей среды [REF_Ref199344273 'r 'h ' ' MERGEFORMAT 6].

Наиболее технологически продвинутыми среди коленных протезных модулей считаются устройства с микропроцессорным управлением. Они оснащены системой сенсоров, регистрирующих параметры сгибания, нагрузки, электрической, обеспечивающей адаптацию протеза к различным условиям - скорости ходьбы, типу поверхности и неожиданным ситуациям, таким как спотыкание. Благодаря этому такие протезы повышают стабильность и безопасность передвижения. Примерами высокотехнологичных решений являются коленные системы C-Leg от компании Otto Bock и Rheo Knee производства Ossur [7][8].

Дальнейшее развитие протезирования нижних конечностей связано с внедрением новых поколений материалов - композитных и «умных», способных изменять свои свойства в зависимости от условий эксплуатации. Важное совершенствование нейроинтерфейсов, которые позволяют наладить связь между протезом и нервной системой человека. Это делает возможной реализацию обратной связи и создание биоэлектрических протезов, восполняющих естественное продолжение тела. Исследования в этой области активно ведутся во всём мире, включая специалистов из Казахстана - как в области медицины, так и инженерных наук.

В заключение следует отметить, что современные технологии протезирования нижних конечностей достигли высокого уровня, позволяя эффективно компенсировать утраченные двигательные функции после ампутации. Ключевым подходом является разработка инновационных материалов, улучшения конструкций и точной индивидуальной подгонки под особенности каждого пациента. Только такое всестороннее взаимодействие медицины, инновационных технологий и инженерных наук обеспечит высокий уровень жизни людей с ампутированными конечностями. Казахская наука также вносит значимый вклад в решение этой актуальной задачи.

1.2. Требования, предъявляемые к материалам протезов.

При создании протезов нижних конечностей ключевым требованием является возможность индивидуальной настройки изделия с учётом анатомических особенностей пользователя. Такая адаптация полностью соответствует техническим вспомогательным средствам [9], утверждённого приказом Министерства **труда и социальной защиты населения Республики Казахстан от 27 декабря 2021 года No 502**. Этот документ содержит подробное описание изделий, а также специализированных средств передвижения и сопутствующих услуг для лиц с ограниченными возможностями [10].

Особое внимание при проектировании современных протезов уделяется модульному принципу конструкции. Он позволяет при необходимости заменять отдельные элементы устройства без полной его замены. Все материалы, должны соответствовать критериям прочности и биологической безопасности, которые определены в техническом стандарте СТ РК 69-99 [11].

Сам стандарт СТ РК 69-99 устанавливает общие технические требования к индивидуально изготавливаемым протезам нижних конечностей [12]. В нём зафиксированы нормы, гарантирующие безопасность и надёжность и использование.

Кроме того, в «Инструкции о порядке предоставления протезно-ортопедической помощи в Республике Казахстан» указаны сроки замены изделий: повторное получение современных протезов возможно не ранее чем через 6 месяцев для детей-инвалидов до 16 лет этот срок составляет два года [13].

Механические требования. Протез ноги при ходьбе и стоянии подвергается серьёзным циклическим нагрузкам - при ходьбе они могут достигать 120% массы тела человека, а при беге или прыжках - до 200% [14]. Материалы должны выдерживать такие нагрузки без повреждений и деформаций в течение всего срока службы протеза.

Одним из ключевых показателей прочности является предел прочности (σ_B) - это максимальное напряжение, которое материал может выдержать до разрушения (максимальная нагрузка).

где S_0 - начальная площадь поперечного сечения образца.

Для современных конструктивных полимеров и композитов, применяемых в протезировании (полиамиды, полиэтилен, акрилы, угле- и стеклопластики), предел прочности при растяжении составляет от 30 до 200 МПа.

Другим важным свойством является модуль упругости (E) - коэффициент пропорциональности между напряжением (σ) и деформацией (ϵ) в области упругости (закон Гука):

$$\sigma = E \cdot \epsilon,$$

Отсюда модуль упругости равен:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F}{S_0 \cdot \Delta L} \cdot L_0$$

Тангенс угла наклона линейного участка диаграммы деформирования обозначается как $\frac{d\sigma}{d\epsilon}$.

Чем выше модуль упругости материала, тем он жестче. Оптимальная жесткость протеза зависит от уровня ампутации и подвижности человека. Для протезов стопы и голени нужны более гибкие материалы с модулем упругости 10-50 ГПа. Для протезов бедра и тазобедренного сустава, которые держат вес всего тела, необходимы более жесткие материалы с модулем 10-50 ГПа.

Кроме того, материалы для протезов должны обладать хорошими динамическими характеристиками:

1. Циклическая прочность - способность выдерживать многократные нагрузки без появления трещин. Это оценивают с помощью кривой усталости, где показывают максимальное напряжение и количество циклов, после которых материал разрушается.
2. Ударная вязкость - количество энергии, которое нужно, чтобы сломать образец с надрезом при ударе. Этот параметр показывает, насколько материал устойчив к быстрому распространению трещин.

Особенно важны эти свойства для искусственных стоп, которые работают как пружина. Композиты из непрерывных углеродных волокон обладают высокой циклической прочностью - их предел выносливости при 10^7 циклов прочности [15].

Также вес протеза очень важен - он должен быть как можно легче, чтобы человек тратил меньше энергии при ходьбе. В идеале вес протеза должен примерно соответствовать весу утраченной части ноги. Поэтому для изготовления протезов используют материалы с высокой удельной прочностью (отношение прочности к плотности σ_B/ρ) и высоким удельным модулем упругости (отношение модуля упругости к плотности - E/ρ):

$$3. \text{ Полимеры: } = 1000-2000 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}, = (1-3) \cdot 10^6 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг};$$

$$4. \text{ Углепластики: } = 2000-3000 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}, = (5-15) \cdot 10^6 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг};$$

$$5. \text{ Алюминиевые и титановые сплавы: } = 2500-3500 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}, = (2-3) \cdot 10^7 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{кг}.$$

Для сравнения: у обычных конструктивных сталей прочность на единицу веса редко превышает 500 Н·м/кг.

Надёжность протеза - это его способность долго и исправно работать в разных условиях и режимах. Международные стандарты прописывают, сколько циклов нагрузки должен выдержать протез:

1. для протезов после ампутации стопы и голени - не меньше 1 миллиона циклов с нагрузкой 1200 Н;
2. для протезов после ампутации бедра - не меньше 3 миллионов циклов с нагрузкой 1330 Н [16].

Чтобы выдерживать такие нагрузки, применяют материалы с высоким запасом прочности и специальные методы расчёта, которые учитывают усталость материала.

Очень важно, чтобы механические свойства протеза - жесткость, амортизация, упругость - были как можно ближе к свойствам настоящей конечности. Это помогает человеку ходить естественно, тратить меньше энергии и избежать травм.

В этом помогают композитные материалы, которые можно «настраивать»: меняя тип и направление армирующих волокон, можно менять жесткость и демпфирование протеза. Например, протезы стоп из углепластика точно имитируют работу стопы. А протезы бедра с вязкоупругими полимерами хорошо гасят удары при ходьбе.

Биосовместимость - ключевой момент, особенно для гильз протезов, которые соприкасаются с кожей. Материалы гильз не должны вызывать аллергию или раздражение, должны выдерживать пот и дезинфекцию, не выделять вредных веществ. Биосовместимые силиконы, некоторые термoplastы (полиэтилен, полипропилен), углепластики и стеклопластики на эпоксидной основе.

Еще важно, чтобы гильзы хорошо впитывали и выводили влагу - это помогает избежать опрелостей. Натуральная кожа может впитывать до 30% влаги, поэтому её часто используют вместе с современными материалами. Силиконовые лайнеры - специальные чехлы, надеваемые на культю перед протезом.

Материалы внешних частей протеза должны быть устойчивыми к солнцу и погоде (влаге, пыли, температуре). Современные полимеры и композиты обычно сохраняют свои свойства, а дополнительные краски и лаки защищают от выцветания. Для производства важно, чтобы материалы было легко и недорого обрабатывать. Для гильз часто берут литые термoplastы (полиамиды, полиуретаны). Препреги - это ткани, пропитанные полимером, из которых делают вакуумное формование. Металлы, например алюминий и титан, хорошо обрабатываются резанием.

Важна и внешность протеза - чтобы он выглядел как настоящая конечность. Современные полимеры позволяют делать реалистичные облики с точной формой, цветом и текстурой кожи благодаря многоцветной печати с помощью 3D-печати. Материалы должны быть устойчивыми к дезинфекции и стерилизации. Большинство термoplastов, силиконов и металлов не боятся спирта, перекиси водорода и ультрафиолета - тех средств, которые используют для обработки протезов.

При выборе материалов учитывают активность человека. Для малоподвижных подойдут более простые и недорогие - литые полиамиды, пенополиуретаны. Для активных, особенно спортсменов, нужны легкие и прочные сплавы.

Материалы должны служить весь срок эксплуатации протеза - от 2 лет (после ампутаций из-за опухолей) до 7 лет (при других дефектах конечностей).

В перспективе разрабатывают «умные» материалы - полимерные композиты, которые могут менять жесткость, форму или амортизацию под влиянием электричества, магнитного поля, температуры или кислотности среды из электроактивных полимеров, которые адаптируются к фазе шага [17].

Другой тренд - биоразлагаемые и экологичные материалы. Исследуют биополимеры, которые разлагаются микроорганизмами на безопасные вещества - это особенно полезно для детских протезов, которые часто меняют.

растительными волокнами - льном, пенькой, бамбуком [18].

В будущем биотехнологии тканевой инженерии могут позволить делать гибридные протезы с синтетическим каркасом и живыми клетками пациента. Такие протезы смогут самовосстанавливаться и постепенно заменяться новыми тканями. Таким образом, сегодня есть большой выбор материалов для протезов ног, которые позволяют создавать удобные и функциональные изделия, подходящие каждому пациенту. Исследования и разработки продолжаются, что делает протезирование доступнее, возвращая людям радость полноценной жизни и движения.

1.3 Характеристики основных материалов для протезирования.

В современном протезировании нижних конечностей используют разные материалы, которые должны соответствовать множеству требований - как медицинских, так и технических. От выбора материала зависит очень много активности и подвижности человека, и даже его образ жизни. Ниже кратко рассмотрим основные группы материалов, их свойства, плюсы и минусы.

Полимеры - это, пожалуй, самая большая и разнообразная группа. Из них делают всё: от мягких прокладок и вкладышей до косметических оболочек и приёмных гильз. Они легкие, устойчивы к коррозии, просты в обработке и взаимодействуют с телом человека.

Термoplastы - это полимеры, которые можно многократно плавить и формовать. За счёт этого они отлично подходят для создания деталей сложной формы. В протезировании чаще всего используют:

Полиэтилен (ПЭ) - простой, недорогой и устойчивый к химии материал. ПЭ высокой плотности применяют для жестких гильз, а мягкий - для вкладышей.

Полипропилен (ПП) - более жесткий и прочный, чем ПЭ. Его часто используют в приёмных гильзах, особенно для бедра. ПП устойчив к УФ-излучению и хорошо переносит дезинфекцию.

Полиамиды (ПА) - очень прочные, износостойкие и удароустойчивые. Например, ПА-6 и ПА-12 отлично подходят для активных пользователей, так как из них делают надёжные литые гильзы.

Реактопласты - это полимеры, которые затвердевают навсегда под действием температуры или специальных отвердителей. Из них делают прочные элементы методом ламинирования или заливки.

Эпоксидные смолы - очень прочные, особенно в сочетании с армирующими волокнами (стеклянными или углеродными). Используются для создания прочных и легких композитов.

Акриловые пластики - прозрачные и стойкие, часто используются для гильз, через которые можно наблюдать состояние кожи.

Силиконы - это особые материалы с отличной эластичностью и биоинертностью. Их используют в основном в мягких лайнерах, которые располагаются между гильзой и культей. Они гасят удары, предотвращают натирания.

применяют в основном для внешнего косметического покрытия.

Композиты - это материалы, состоящие из волокон (например, углеродных или стеклянных), заключённых в полимерную матрицу. Они особенно ценятся за высокую прочность, лёгкость и возможность «настраивать» жёсткость нагрузки. Благодаря этому можно делать более индивидуальные и комфортные протезы, которые лучше соответствуют биомеханике конкретного человека.

Углепластики обладают более высокой удельной жёсткостью и прочностью по сравнению со стеклопластиковыми, поэтому их чаще используют там, где на протез ложится большая нагрузка - например, в приёмных гильзах ёстопах. За счёт разных вариантов армирования можно настроить нужную степень упругости в определённых направлениях, тем самым добиться более естественного поведения протеза при ходьбе - то есть имитировать г

Металлы - это классика в конструкциях протезов. Они прочные, надёжные и сохраняют свои свойства в течение долгого времени. Из металлов делают всё, что отвечает за соединение и движение: шарниры, замки, узлы кк между титаном и алюминиевыми сплавами.

Титан и его сплавы (например, BT6, BT16) отлично сочетают в себе прочность и совместимость с организмом. Они почти в два раза легче стали, но при этом по прочности не уступают, а также устойчивы к коррозии. Именно ключевых компонентов протезов, включая элементы, вживляемые в тело, и каркасы суставов.

Алюминиевые сплавы (вроде D16, B95) ещё легче - примерно в три раза по сравнению со сталью, хоть и чуть менее прочные. Их часто применяют в облегчённых частях конструкции, например, в косметических оболочках бедра.

Если подводить итоги по материалам, используемым в протезировании нижних конечностей, то выбор всегда зависит от того, какие задачи должен выполнять конкретный элемент. Это и механическая нагрузка, и особеннк пациента. На практике чаще всего используют три группы материалов: полимерные, композитные и металлические - у каждой из них есть свои плюсы и минусы.

Полимеры, особенно термопласты (ПЭ, ПП, ПА), применяются в основном для приёмных гильз, лайнеров и внешней оболочки протезов. Их легко формовать, они лёгкие, хорошо переносят воздействие внешней среды и ё как эпоксидные или акриловые смолы - дают большую прочность и жёсткость, поэтому чаще всего идут на те части конструкции, которые испытывают серьёзную нагрузку.

Силиконы, благодаря своей эластичности и химической нейтральности, делают взаимодействие протеза с кожей более комфортным. Их используют в мягких элементах - например, в лайнерах, которые надеваются на кул Композитные материалы - это углепластики и стеклопластики, которые дают возможность «настроить» жёсткость и упругость за счёт направления волокон. Такой подход позволяет добиться нужного баланса между прочнк приблизить поведение протеза к реальной работе конечности.

Металлы, особенно титан и алюминиевые сплавы, применяются там, где важна максимальная надёжность и долговечность. Титан отлично «уживается» с телом человека, не ржавеет и служит очень долго, поэтому из негс помогает уменьшить вес изделия без сильной потери прочности - его ставят туда, где нагрузка не максимальная.

В целом, глубокое понимание характеристик разных материалов помогает конструкторам создавать протезы, которые не только надёжны и долговечны, но и максимально близки к естественным движениям человека, что ё пациентов после ампутации.

2. Исследование механических свойств материалов

2.1. Методики проведения испытаний

Чтобы грамотно выбрать материалы для протезов нижних конечностей, важно иметь точную информацию об их механических свойствах. Эти характеристики напрямую влияют на то, насколько прочным, надёжным и долгг проведение экспериментальных испытаний материалов - это важнейший этап в разработке любых протезно-ортопедических изделий.

Механические свойства описывают, как именно материал ведёт себя под нагрузкой, и оцениваются с помощью определённых физических параметров. Самыми важными из них являются:

Прочность - это способность материала выдерживать внешние усилия, не разрушаясь. Она измеряется через предел прочности (σ_B) - то есть максимальное напряжение, которое может выдержать материал перед разруш

где H - максимальная нагрузка, S_0 - начальная площадь поперечного сечения образца, м².

Жёсткость - это то, насколько материал умеет сопротивляться изменению своей формы, когда на него дают или тянут. Эту способность измеряют с помощью модуля упругости (или модуля Юнга) - числа, которое показывае нагрузку.

Проще говоря, модуль упругости (E) - это коэффициент, который связывает напряжение (σ) - силу на единицу площади, и вызванную им упругую деформацию (ϵ) - насколько материал растянулся или сжался.

где $E = \tan \alpha$ (тангенс угла наклона линейного участка диаграммы деформирования).

1. Пластичность - способность материала к развитию необратимых деформаций без разрушения. Оценивается относительным удлинением при разрыве (δ):

Где L_0 - начальная и конечная расчетная длина образца, м.

Ударная вязкость (K_{CV}) показывает, насколько хорошо материал может поглощать энергию при ударе. Она рассчитывается как работа (A), затраченная на разрушение образца при ударе, делённая на площадь поперечнот

Чтобы получить такие характеристики, проводят испытания по стандартам, принятым в России (ГОСТ) и за рубежом (ISO, ASTM). Ниже - основные виды испытаний, которые применяются для материалов в протезировани

Испытания на растяжение (ГОСТ 1497-84) [19]

Этот стандарт описывает, как проверять прочность на растяжение для металлов.

Основные параметры:

Предел прочности

где H - максимальная нагрузка (Н), S_0 - начальная площадь поперечного сечения (мм²).

Относительное удлинение

где L - длина после разрыва, L_0 - начальная длина (мм).

Модуль упругости

где $\Delta\sigma$ - приращение напряжения (МПа), $\Delta\epsilon$ - приращение относительной деформации.

Испытания на сжатие (ГОСТ 4651-2014) [20]

Определяет методику испытаний пластмасс на сжатие.

Основные параметры:

Напряжение при сжатии

где F - приложенная сила (Н), A - площадь поперечного сечения (мм²).

Относительная деформация при сжатии

где ΔL - изменение длины (мм), L_0 - начальная длина образца.

Испытания на изгиб (ГОСТ 4648-2014) [21]

Метод определения свойств жестких и полужестких пластмасс при изгибе.

Основные параметры:

Напряжение при изгибе

где F - нагрузка в середине, L - расстояние между опорами, b - ширина, h - толщина образца (мм).

Модуль упругости при изгибе

где m - наклон начального участка кривой нагрузка-прогиб (Н/мм).

Испытания на ударный изгиб по Шарпи (ГОСТ 4647-2015) [22]

Метод определения ударной вязкости на образцах с надрезом и без него.

Основной параметр:

Ударная вязкость

где A - энергия удара (Дж), b - ширина, h - толщина образца (мм).

При испытаниях полимеров важно учитывать, что их свойства зависят от времени, температуры, влажности и скорости нагружения. Поэтому испытания проводят при разных условиях, включая предварительное кондицион

Результаты оформляют в виде протоколов, таблиц и графиков, которые помогают выбирать материалы, сравнивать варианты и прогнозировать поведение протезов в реальной жизни.

Особенность испытаний для протезов - необходимость моделировать реальные нагрузки при ходьбе и стоянии, учитывать длительную эксплуатацию, взаимодействие с телом человека и направленность свойств материал используют и специальные биомеханические методы испытаний.

2.2. Выполнение численного прочностного анализа конструкции протеза стопы методом конечных элементов.

Для проведения прочностного анализа протеза стопы необходимо использовать твердотельную модель в формате STEP. Однако большинство доступных моделей в интернете предоставлены в формате STL, который не п

Поэтому первым этапом является преобразование STL-модели в твердое тело.

Модель стопы взрослого человека была взята с интернета [23].

Рисунок 1 - STL-модель.

Импорт STL-модели в FreeCAD (Рис1.).

Импорт осуществляется через интерфейс FreeCAD [24]. После загрузки STL-файла необходимо преобразовать его в объект, пригодный для последующей работы.

Рисунок 2 - Команда для создания фигуры из полигональных сеток.

Для этого:

Выделяется загруженная модель.

Вызывается команда "Создать фигуру из полигональных сеток" (Create shape from mesh) (Рис2.).

Рисунок 3 - Допуск сшивания.

Устанавливается допуск сшивания (Рис.3). Значения 0,01 и 0,1 не дают значительной разницы в точности, но при большем допуске ускоряется процесс, поэтому используется значение 0,1.

Рисунок 4 - объект Foot001.

На данном этапе получается объект, который ещё не является твердым телом (Рис4.)
Преобразование в твердое тело

Рисунок 5 - Команда преобразовать в твердое тело.

Следующим шагом осуществляется преобразование объекта Shape в твердое тело (Solid). Это выполняется с помощью команды "Преобразовать в твердое тело" (Convert to solid) (Рис5.).

Рисунок 6 - Твердотельная модель (Solid).

Созданный объект (Рис.6) уже является твердотельной моделью и может быть экспортирован в формат STEP. Однако такая модель содержит множество мелких граней и деталей, что затрудняет обработку в КОМПАС-3D. упрощение геометрии:

Рисунок 7 - Улучшенная копия.

Создаётся Улучшенная копия (Refine shape), что позволяет удалить лишние внутренние грани и оптимизировать структуру (Рис.7).

Рисунок 8 - Твердотельная модель (Solid). Сверху.

Рисунок 9 - Упрощенная модель протеза стопы. Сверху.

Упрощенная модель (Рис.9) визуально почти не отличается от оригинала (Рис.8), однако значительно легче обрабатывается САD-системой.
Переносим упрощенную модель в Компас3D для дальнейшего прочностного анализа.

Рисунок 10 - Добавление библиотеки APM FEM.

Рисунок 11 - Добавление библиотеки APM FEM.

Для проведения прочностного анализа используется модуль APM FEM. [25] Если модуль отсутствует в интерфейсе, его необходимо добавить через Конфигуратор системы (Рис.10, Рис.11), активировав пункт "APM FEM" и
Для анализа проводится следующая последовательность действий:
Выбор материала. Материал выбирается наиболее подходящий и, которых есть в Компас3D.

Рисунок 12 - Окно выбора материала.

Рисунок 13 - Зона фиксации

Фиксация протеза осуществляется на цилиндрической поверхности (Рис.13).

Рисунок 14. Зона распределенной силы.

Прикладывается статическая нагрузка 800 Н, что соответствует весу порядка 80 кг (Рис.14).

Рисунок 15. Сгенерированная конечно-элементарная сетка.

Генерируется конечно-элементарная сетка, после чего выполняется расчет (Рис.15).

Результаты расчета

Типы результатов:

Напряжение отображает распределения эквивалентных напряжений по элементам модели.

Нагрузки показывает приложенные силы, моменты, давления, а также граничные условия (закрепления и т. д.). Это исходные условия задачи.

Перемещения отображают векторные перемещения узлов конструкции в результате действия нагрузок. Позволяют оценить, насколько деталь деформируется.

Коэффициент запаса (Козф. запаса) Показывает запас прочности: отношение предела прочности материала к расчетному напряжению.

Если коэффициент > 1, конструкция выдерживает нагрузку.

Если < 1, прочность недостаточна.

Главные напряжения (Главные напр.). Максимальные и минимальные нормальные напряжения, действующие в определенном сечении. Используются, например, при расчете по критерию максимального нормального нап

Усталость оценивает влияние циклической нагрузки и определение числа циклов до разрушения. Это важно для деталей, работающих при переменных нагрузках.

Но мы будем рассматривать главные технические требования для протезов стопы, т.е коэффициент запаса и усталость (в циклах).

Углепластик Т700:

Коэффициент запаса прочности.

Рисунок 16 - Коэффициент запаса прочности (Углепластик).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 16)

Распределение запаса прочности углепластика:

В основном преобладают значения 10 по всей конструкции. Критические зоны с пониженным запасом (значения 3-6) видны в области пятки стопы.

Усталость

Рисунок 17 - Распределение усталостной долговечности конструкции (Углепластик).

Усталостная долговечность (Рисунок 17).

Распределение циклов до разрушения:

Максимальные значения достигают 2×10^6 циклов (темно-синие зоны), что соответствует высокой долговечности. Минимальные значения $1,8 \times 10^6$ циклов. Минимальные значения в наиболее нагруженных зонах остаются углепластика.

Практическое значение:

Ресурс 1,5-2,0 млн циклов соответствует 3-4 годам интенсивной эксплуатации протеза. Равномерное распределение усталостной долговечности исключает преждевременный выход из строя отдельных элементов.

Титан ВТ6:

Коэффициент запаса

Рисунок 18 - Коэффициент запаса прочности (Титан).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 18)

Распределение запаса прочности титана:

Высокие значения запаса прочности (10) преобладают в большей части конструкции (синяя окраска). Критическая зона с пониженным запасом (значения 1,54) четко локализована в центральной части свода стопы.

Усталость

Рисунок 19 - Распределение усталостной долговечности конструкции (Титан).

Усталостная долговечность (Рисунок 19).

Распределение циклов до разрушения:

Максимальные значения достигают 2×10^6 циклов в менее нагруженных зонах (темно-синие области). Критическая зона в центральной части показывает снижение до $1,3-1,5 \times 10^6$ циклов.

Анализ усталостных характеристик:

Ресурс $1,3-2,0 \times 10^6$ циклов обеспечивает 2,5-4 года эксплуатации

Локализованное снижение долговечности в зоне максимального изгиба
Необходимость усиления критической области.

Алюминий D16
Коэффициент запаса прочности

Рисунок 20 - Коэффициент запаса прочности (Алюминий).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 20)
Ярко выраженная концентрация напряжений значительно превышает аналогичные зоны у титана и углепластика. Есть риск разрушения конструкции. Неравномерность распределения нагрузок указывает на конструктивную

Рисунок 21 - Распределение усталостной долговечности конструкции (Алюминий).

Усталостная долговечность (Рисунок 21)
Слишком низкие показания долговечности:
Критическая зона показывает значения 1214 циклов (красная область).
Основная часть конструкции демонстрирует приемлемые значения 1-2х10⁶ циклов. Резкое падение долговечности в зоне концентрации напряжений. Неприемлемо низкая надежность для такого рода изделия.

Полиуретан Shore A 40

Рисунок 22 - Коэффициент запаса прочности (Полиуретан).

Коэффициент запаса прочности (Рисунок 22)
Максимально красная область в зоне закрепления (значение 0,106) с переходом в другие зоны, показывает не пригодность полиуретана в данной модели стопы.

Рисунок 23 - Распределение усталостной долговечности конструкции (Полиуретан).

Усталостная долговечность (Рисунок 23)
Всего 16 циклов выдерживает место закрепления.

2.3. Сравнение полученных результатов. Определение наиболее подходящих материалов с учетом механических характеристик.

Проведён сравнительный прочностной анализ четырёх материалов (углепластик, титан, алюминий, полиуретан) для модели протеза стопы в подробной среде APM FEM.

Таблица 1 - Прочностной анализ для модели протеза стопы.

Показатель	Углепластик	Титан	Алюминий	Полиуретан
Напряжение, max [Н/мм ²]	228.89	220.59	222.35	191.17
Нагрузка, max [Н]	38.79	44.03	43.16	839.22
Перемещение, max [мм]	0.211	0.265	405.64	839.23
Запас прочности	3 - 10	1.54 - 10	1.22 - 10	0.105 - 10
Усталость [циклы]	1.85 - 2.00 млн	1.69 - 2.00 млн	1.2 тыс. - 2.00 млн	16
Главн. напряж. [Н/мм ²]	228.89	198.02	131.68	245.08

Выводы по Таблице 1.

1. Максимальные напряжения

Углепластик (228,89 Н/мм²) и титан (220,59 Н/мм²) показали сопоставимые уровни максимальных напряжений, что свидетельствует о равномерном распределении нагрузки в конструкции.

Алюминий (222,35 Н/мм²) демонстрирует близкие к титану значения напряжений.

Полиуретан (191,17 Н/мм²) характеризуется наименьшими напряжениями за счет высокой деформативности материала.

2. Деформационные характеристики.

Углепластик и титан обеспечивают минимальные перемещения (0,211 и 0,265 мм соответственно), что критически важно для поддержания геометрии протеза.

Алюминий показывает недопустимо высокие деформации (405,64 мм), указывающие на потерю жесткости конструкции.

Полиуретан демонстрирует экстремальные перемещения (839,23 мм), подтверждая его непригодность для силовых элементов.

Оценка надежности и долговечности.

3. Запас прочности.

Углепластик обладает максимальным запасом прочности (3), обеспечивая высокую надежность конструкции.

Титан и алюминий показывают сопоставимые значения (1,54 и 1,22), достаточные для безопасной эксплуатации.

Полиуретан характеризуется критически низким запасом прочности (0,106), неприемлемым для несущих элементов.

4. Усталостная стойкость

Углепластик и титан демонстрируют высокую сопротивляемость усталости (1,85-2,00 и 1,69 - 2,00 млн циклов), что соответствует требованиям длительной эксплуатации протеза.

Алюминий показывает широкий диапазон усталостной стойкости (1,2 тыс.-2,00 млн циклов), указывающий на высокую чувствительность к концентрации напряжений.

Полиуретан обладает катастрофически низкой усталостной стойкостью (16 циклов).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения данной дипломной работы было проведено комплексное исследование механических свойств различных материалов для применения в конструкциях протезов нижних конечностей с использованием в среде APM FEM.

Основные результаты исследования.

Проведенный сравнительный прочностной анализ четырех материалов (углепластик, титан, алюминий и полиуретан) для модели протеза стопы позволил получить важные практические выводы о применимости каждого и Углепластик показал себя как наиболее сбалансированный материал, демонстрируя оптимальное сочетание механических характеристик. При максимальном напряжении 228,89 Н/мм² материал обеспечивает высокий запас с стойкостью (1,85-2,00 млн циклов), что критически важно для протезов, подвергающихся циклическим нагрузкам при ходьбе. Минимальное перемещение (0,211 мм) подтверждает жесткость конструкции, необходимую для о

Титан продемонстрировал высокие прочностные характеристики с максимальным напряжением 220,59 Н/мм² и хорошей усталостной стойкостью (1,69-2,00 млн циклов). Однако больший вес материала делает его предп

элементах конструкции, где критична максимальная прочность. Алюминий показал наименьшую усталостную стойкость среди металлических материалов (1,2 тыс.-2,00 млн циклов), что указывает на необходимость дополнительной оптимизации конструкции при его использовании. Не прочностно, материал требует осторожного применения в динамически нагруженных элементах.

Полиуретан оказался непригодным для несущих элементов протеза из-за крайне низкого запаса прочности (0,106) и минимальной усталостной стойкости (16 циклов). Однако его высокая деформируемость (максимальное перемещение 839,23 мм) потенциально может быть использована в качестве амортизирующего элемента.

Практическая значимость работы.

Полученные результаты имеют важное практическое значение для инженеров-конструкторов в области протезостроения. Численное моделирование методом конечных элементов позволило объективно оценить поведение и необходимости дорогостоящих физических испытаний на этапе предварительного отбора.

Результаты исследования могут быть использованы при разработке новых конструкций протезов нижних конечностей, а также при оптимизации существующих решений с целью повышения их надежности, долговечности и

ГЛОССАРИЙ

APM - это аббревиатура от Automated Programming of Mechanics (Автоматизированное Программирование Механики),

FEM - Finite Element Method (Метод конечных элементов).

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] World Health Organization. Guidelines for training personnel in developing countries for prosthetics and orthotics services. Geneva: WHO; 2005. <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/43127/9241592672.pdf>
- [2] Smithsonian Magazine <https://www.smithsonianmag.com/smart-news/study-reveals-secrets-ancient-cairo-toe-180963783/>
- [3] Аппарат Илизарова https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%90%D0%BF%D0%BF%D0%B0%D1%80%D0%B0%D1%82_%D0%98%D0%BB%D0%B8%D0%B7%D0%B0%D1%80%D0%BE%D0%B2%D0%B0?
- [4] Батпенов, Нурлан Джумагулович https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%B0%D1%82%D0%BF%D0%B5%D0%BD%D0%BE%D0%B2_%D0%9D%D1%83%D1%80%D0%BB%D0%B0%D0%BD_%D0%94%D0%B6%D1%83%D0%BC%D0%B0%D0%B3%D1%83?
- [5] https://tengrines.kz/kazakhstan_news/umer-glavnyiy-travmatolog-kazahstana-nurlan-batpenov-408397/
- [6] Протезы пф статья https://xn--e1aetdfn9d.xn--p1ai/article/article_20.html
- [7] James H Campbell, Phillip M Stevens, Shane R Wurdeman Retrospective analysis of four different microprocessor knee types <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC764990/>
- [8] Rheo Knee <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/rheo-knee>
- [9] https://online.zakon.kz/Document/?doc_id=30017353/
- [10] Приказ Министра труда и социальной защиты населения РК от 27 декабря 2021 г. No 502 «Об утверждении классификатора технических вспомогательных (компенсаторных) средств». - <https://adilet.zan.kz/rus/docs/V210>
- [11] <https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2300032984>

- [12] СТ РК 69-99. Протезы нижних конечностей, изготовленные по индивидуальному заказу. Общие технические условия. - Астана: КГС, 1999.
- [13] https://adilet.zan.kz/rus/docs/V980000763_
- [14] Amputee Locomotion: lower extremity loading using running-specific prostheses <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3880592/>
- [15] Silvain Michel, Rolf Kieselbach, Hans Martens Fatigue strength of carbon fibre composites up to the gigacycle regime https://www.researchgate.net/publication/229389375_Fatigue_strength_of_carbon_fibre_composites_up_to_the
- [16] ISO 10328:2016 <https://www.iso.org/standard/70205.html>
- [17] Fei Yu, Arne Bilberg, Lin Xiao, Knud Bonnet Yderstraede Foot edema simulation and monitoring using dielectric electro-active polymer sensors <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S092442471500062X>
- [18] Vipin Chandra, Sanjay K. S. Patel, Jung-Kul Lee Exploiting Polyhydroxyalkanoates for Biomedical Applications <https://www.mdpi.com/2073-4360/15/8/1937>
- Issam Elfaleh, Fethi Abbassi, Mohamed Habib, Furqan Ahmad, Mohamed Guedri, Mondher Nasri, Christian Garnier A comprehensive review of natural fibers and their composites: An eco-friendly alternative to conventional materials <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590123023003985>
- [19] https://www.tochpribor-kb.ru/pdf/%D0%93%D0%9E%D0%A1%D0%A2_1497-84.pdf
- [20] <https://plastinfo.ru/content/file/gosts/3a9e9f13e34a.pdf>
- [21] <https://meganorm.ru/Data2/1/4293771/4293771455.pdf>
- [22] <https://cdn.termexlab.ru/files/2f51efc3/136a/42cb/bbeb/e025b0e7487a.pdf>
- [23] <https://www.printables.com/model/317213-prosthetic-foot-simple/files>
- [24] <https://www.freecad.org/index.php>
- [25] <https://kompas.ru/kompas-3d/application/machinery/apm/>

Приложение А