

Министерство образования и науки Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Физико-механический институт
Высшая школа теоретической механики и математической физики

Работа допущена к защите
Директор ВШТМиМФ,
д.ф.-м.н., чл.-корр. РАН

_____ А. М. Кривцов
«__» _____ 20__ г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

**Моделирование и изготовление индивидуального протеза стопы для
биомеханической оценки походки с помощью видеоанализа**

по направлению подготовки

01.03.03 «Механика и математическое моделирование»

направленность

01.03.03_02 Биомеханика и медицинская инженерия

Выполнила

студентка гр. 5030103/80201

О. Н. Мальцева

Руководитель

Доцент ВШТМиМФ,

к.т.н.

А. Ю. Аксенов

Санкт-Петербург

2022

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ПЕТРА ВЕЛИКОГО

Физико - механический институт

Высшая школа теоретической механики и математической физики

УТВЕРЖДАЮ

Директор ВШТМиМФ, д.ф.-м.н.,
чл.-корр. РАН

А. М. Кривцов

«__» _____ 2022 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

студенту Мальцевой Олесе Николаевне, группа 5030103/80201

фамилия, имя, отчество (при наличии), номер группы

1. Тема работы: Моделирование и изготовление индивидуального протеза стопы для биомеханической оценки походки с помощью видеоанализа
2. Срок сдачи студентом законченной работы: 06.06.2022
3. Исходные данные по работе: Литература по анализу походки человека, работы исследователей с более простыми моделями, литература для работы в Qualisys и C-motion для анализа движений, медицинские энциклопедии по строению и работе стопы, каталоги материалов и моделей протезов нижних конечностей
4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): 1) Моделирование геометрии протеза в пакетах прикладных программ 2) Расчет напряженно-деформированного состояния на отдельных сегментах стопы 3) Подбор материалов для печати протеза 4) Печать протеза на 3D принтере 5) Биомеханическая оценка походки с помощью видеоанализа в разных протезах
5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): Геометрия построенной модели протеза стопы, составляющие протеза пациента, вид свода костей стопы, скелет стопы, изготавливающиеся на данный момент протезы, постановка граничных условий, напряженно-деформированное состояние протеза, использованные маркеры для видеоанализа и их расположение на теле, цифровой двойник нижних конечностей пациента, графики биомеханических параметров при походке человека в протезах, графики суммарного индекса ходьбы в протезах
6. Консультанты по работе: Аксенов Андрей Юрьевич
7. Дата выдачи задания 13.05.2022

Руководитель ВКР _____

(подпись)

А. Ю. Аксенов

инициалы, фамилия

Задание принял к исполнению 13.05.2022

(дата)

Студент _____

О. Н. Мальцева

РЕФЕРАТ

На 45 с., 60 рисунков, 3 таблицы

**СТОПА, ВИДЕОАНАЛИЗ, БИОМЕХАНИКА ПОХОДКИ ЧЕЛОВЕКА,
ПРОТЕЗ СТОПЫ, 3D-МОДЕЛЬ ПРОТЕЗА СТОПЫ**

В данной работе было проведено построение трехмерной компьютерной модели протеза стопы для человека с ампутацией верхней трети левой голени, произведен расчет напряженно-деформированного состояния модели под действием нагрузки на отдельных сегментах протеза стопы, сделаны выводы о максимальных напряжениях, возникающих в модели, с помощью видеоанализа и построенного цифрового двойника пациента были получены графики перемещения сегментов нижних конечностей, проведено сравнение походки человека с разными протезами.

THE ABSTRACT

45 pages, 60 pictures, 3 tables

**FOOT, VIDEO-ANALYSIS, BIOMECHANICS OF HUMAN GAIT, FOOT
PROSTHESIS, 3D MODEL OF FOOT PROSTHESIS**

In this work we built a three-dimensional computer model of foot prosthesis for upper third part shin loss amputee, calculated the stress-strain state of the model under the action of load, made conclusions about the maximum stresses occurring in the model, obtained graphs of the movement of the lower limbs extremities using video-analysis, carried out a comparison of a human gait with different prosthesis.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
ГЛАВА 1. АНАТОМИЯ ИССЛЕДУЕМЫХ ОБЪЕКТОВ.....	7
1.1. Анатомия стопы	7
1.2. Протезирование нижних конечностей	9
1.3. Цель и задачи исследования	11
1.4. Информация об ампутации и протезировании пациента.....	11
ГЛАВА 2. ПОСТРОЕНИЕ МОДЕЛИ ПРОТЕЗА СТОПЫ	13
2.1. Изучение существующих моделей протезов стоп.....	13
2.2. Изучение материалов протезов стоп.....	14
2.3. Создание 3D-модели протеза стопы	17
ГЛАВА 3. НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ МОДЕЛИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ПРИЛОЖЕННОЙ НАГРУЗКИ	21
3.1. Перенос модели в ANSYS Workbench и задание свойств материалов ..	21
3.2. Построение сетки готовых моделей.....	22
3.3. Граничные условия.....	24
3.4. Расчет напряженно-деформированного состояния моделей.....	25
ГЛАВА 4. БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПОХОДКИ С ПОМОЩЬЮ ВИ- ДЕОАНАЛИЗА.....	31
4.1. Печать на 3D принтере	31
4.2. Построение цифрового двойника пациента	31
4.3. Получение графиков перемещений сегментов нижних конечностей	35
4.4. Анализ биомеханики походки пациента в разных протезах	39
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	42
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	44

ВВЕДЕНИЕ

Стопа является отделом нижних конечностей, имеет сводчатую конструкцию, обладающую гибкостью, и соприкасается с поверхностью ступней – тыльной стороной стопы. Стопа отвечает за балансировку веса тела на двух ногах, так как на нее ложатся две абсолютно противоположные задачи. Во-первых, необходимо обеспечить стабильную опору, быть твердой, прочной и монолитной, например, как когти у парнокопытных. Во-вторых, нужна подвижность и мобильность, возможность подстраиваться под опору. Решением этого противоречия является уникальная архитектура, в которой разные зоны выполняют различные функции [1, 2, 3].

Протезирование стопы — это процедура, которая осуществляется, когда имеет место травматическая, либо патологическая ампутация нижних конечностей. Такие радикальные вмешательства позволяют спасти жизнь пациенту, а дальнейшая задача будет состоять в повышении жизненной активности пациента [5].

На сегодняшний день в России проживает более миллиона людей с ампутациями нижних и верхних конечностей. Основными причинами высоких ампутаций нижних конечностей являются атеросклеротическая гангрена и диабетическая стопа – до 95,7 % больных, остальное – несчастные случаи. Каждый год в мире выполняется около 300 операций по ампутации нижних конечностей на 1 миллион жителей, в частности в России это число больше – 500 [14].

Кроме того, срок службы протеза, особенно стопы, на которую ложится ежедневная нагрузка при ходьбе, не вечна, а составляет год или два, в зависимости от функциональности и периодических нагрузок пациента.

Наибольшую популярность приобрели протезы зарубежных производителей, таких, как «Ottobock», «Blatchford», и т.п., их ценят за качество и функциональность. В России пока только идет тенденция налаживания производства отечественных протезов. Существует большое количество мастерских, в которые

поставляются зарубежные модули протезов и происходит сборка цельного протеза.

В данной работе исследуются индивидуально смоделированные протезы стопы, а также используется протез немецкой марки «Ottobock» 1С30 Trias. Данная работа актуальна, так как подобное исследование может помочь пациенту с частичной патологией нижней конечности передвигаться, понять, на что надо обращать внимание при моделировании и установке части протеза и в будущем может войти в оборот производства носимых протезов.

ГЛАВА 1. АНАТОМИЯ ИССЛЕДУЕМЫХ ОБЪЕКТОВ

1.1. Анатомия стопы

Стопа состоит из 26 костей, 33 суставов и более 100 сухожилий, мышц и связок. Скелет стопы начинается с таранной кости или лодыжки, которая является частью голеностопного сустава. Две кости голени, большая берцовая и малая берцовая, соединяются в голеностопном суставе, образуя очень устойчивую структуру, известную как врезное и шиповое соединение. Это связь очень стабильная и крепкая [1].

Две кости, которые составляют заднюю часть стопы — это таранная и пяточная кости. Пяточная сочленяется с кубовидной костью стопы, к ней прикрепляется ахиллово сухожилие, а таранная соединяется с пяточной костью в подтаранном суставе. Известно, что голеностопный сустав позволяет стопе сгибаться вверх и вниз, а подтаранный сустав позволяет стопе раскачиваться из стороны в сторону [1, 5, 6].

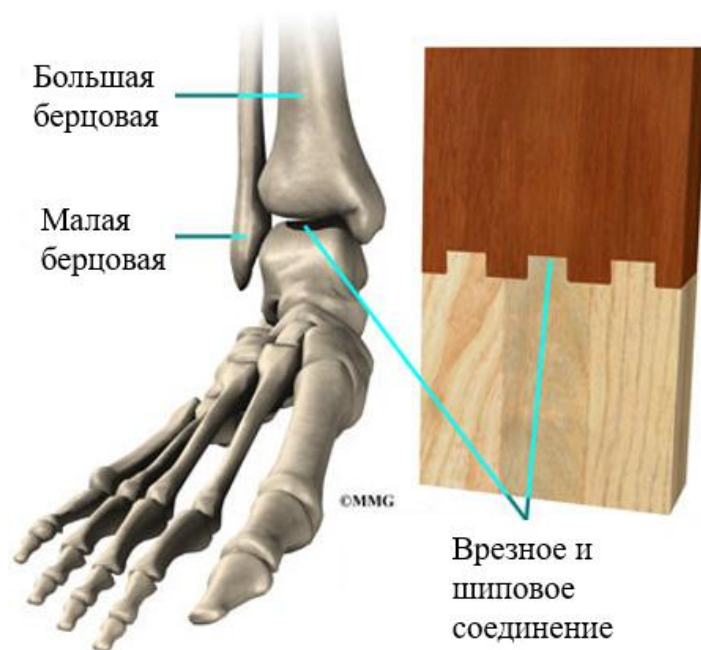


Рисунок 1.1. Изображение аналогии врезного и шипового соединения стопы

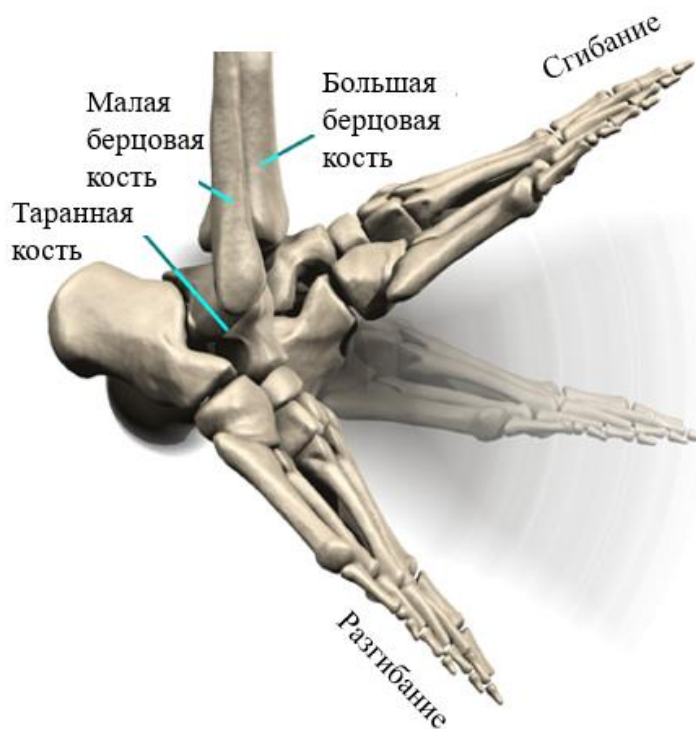


Рисунок 1.2. Вид костей стопы при сгибании и разгибании

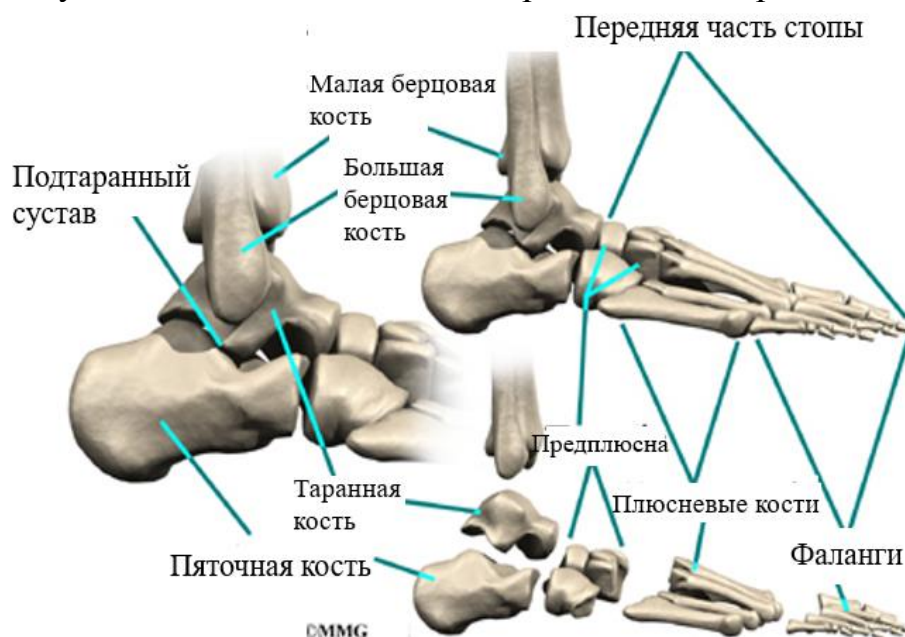
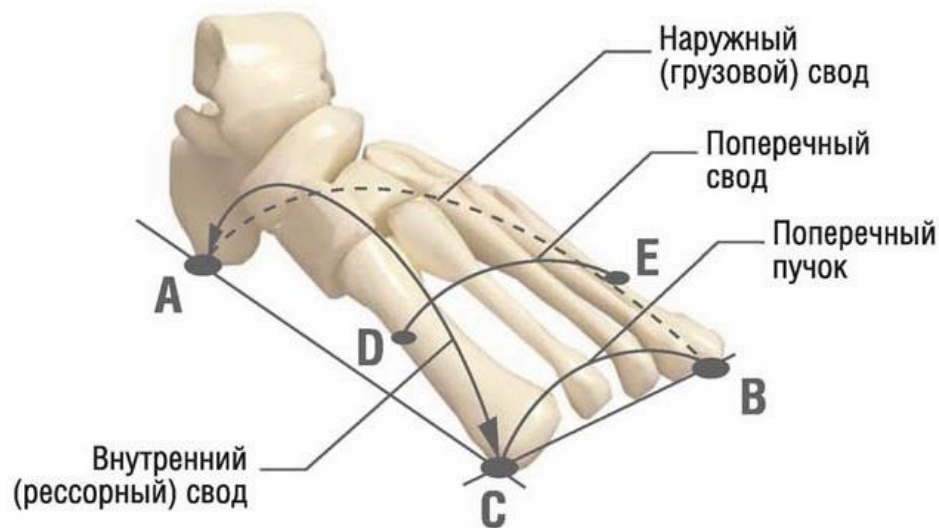


Рисунок 1.3. Изображение костей стопы

Кроме того, стопа выполняет задачу мышечного насоса: когда свод опускается, мышца расслабляется и вены наливаются кровью, при обратном же процессе, мышца сокращается и толкает кровь по венам.



BA и AC - продольные своды стопы;
BC - поперечный пучок; **DE** - поперечный свод стопы

Рисунок 1.4. Вид свода костей стопы

1.2. Протезирование нижних конечностей

Удаление нижней конечности выше плюсневых костей принято считать высоким уровнем ампутации [5].

В настоящее время ампутация проводится при непосредственной угрозе жизни пациента, когда все остальные методы лечения не дали результата, а главными причинами высоких ампутаций нижних конечностей являются диабетическая стопа и гангрена.

Обычно, процесс производства протезов нижних конечностей состоит из пяти этапов:

- 1) Осмотр пациента и подбор комплектующих для протеза
- 2) Изготовление гипсового слепка
- 3) Изготовление примерочной гильзы
- 4) Изготовление постоянной гильзы
- 5) Косметическая облицовка протеза

На первом этапе происходит осмотр культи пациента врачом, протезистом

или ортопедом, затем изготавливается слепок культы с помощью гипсовой смеси и лайнера. На третьем этапе изготавливается примерочная гильза путем заливки полученного ранее слепка культы и укреплением его карбоновыми нитями. После, пациент тестирует гильзу с надетым на культю лайнером с целью понять, не натирает ли изделие и удобно ли человеку в ней передвигаться. После пройденных этапов изготавливается постоянная гильза, и происходит сборка цельного протеза.

Цельный протез ноги состоит из гильзы, которая создается индивидуально под пациента, лайнера, который предотвращает натирание культы, а также способствует созданию вакуума внутри гильзы, так как изготавливается из медицинского силикона и имеет ребристую форму. Иногда пациент использует подвесные ремни, при неплотном соединении культы и гильзы. К гильзе крепится адаптер, который можно подобрать под разную высоту ноги, а также в зависимости от уровня ампутации. Адаптер соединяется с креплением шарнирами, а оно в свою очередь, с протезом стопы. В модели стопы заключена большая часть функциональности всего протеза, именно поэтому при описании протезов стоп указываются цифры от 1 до 4, в зависимости от уровня активности человека, где 1 – подходит для пожилых людей, 2 – 3 для умеренно активных пользователей и 4 – для параолимпийских спортсменов [7, 18].

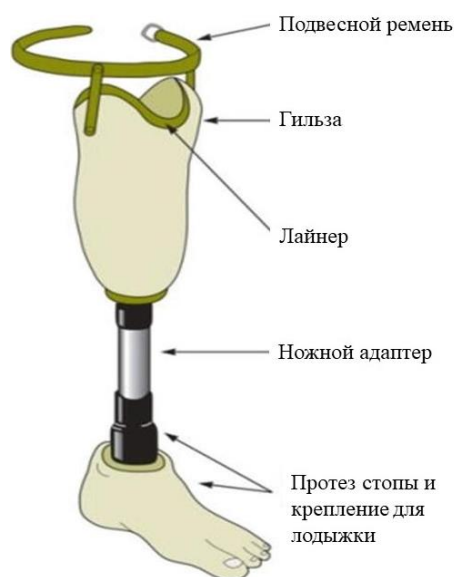


Рисунок 1.5. Состав протеза нижней конечности

1.3. Цель и задачи исследования

Целью работы является изучение процесса построения полноценной компьютерной трехмерной модели протеза стопы для человека, сравнительный анализ параметров походки человека с разными моделями стопы с помощью видеоанализа.

Задачи:

- 1) Построение двух трехмерных компьютерных моделей протеза стопы человека с помощью программного обеспечения для проектирования Fusion 360;
- 2) Построение поверхностной сетки модели;
- 3) Расчет напряженно-деформированного состояния протеза на отдельных сегментах для выявления максимальных напряжений, возникающих в протезе;
- 4) Изучение литературы и выбор материалов модели;
- 5) Печать на 3D принтере;
- 6) Получение и сравнение графиков биомеханических параметров, полученных при ходьбе пациента в протезах с помощью видеоанализа в Visual 3D для двух смоделированных моделей стопы и одного производственного.

1.4. Информация об ампутации и протезировании пациента

Травма, а впоследствии и ампутация верхней трети левой голени в 2004 году привели пациента в институт реабилитации инвалидов им. Альбрехта, на детское отделение, ему тогда было 16 лет. Вскоре он получил первый лечебно-тренировочный протез, его назначают при первичном протезировании. В нем пациент учится делать свои первые шаги, и протез способствует правильному формированию и заживлению культи. Тренировочный протез ноги носится 6 месяцев до получения модульного.



Рисунок 1.6. Тренировочный протез ноги (слева) и модульный протез ноги (справа)

Кроме левой голени, пациент получил травмы и правой ступни – было подрезано и сшито сухожилие, из-за чего человек вынужден носить ортез, поддерживающий отвисающую ступню. Особенности травм каждой ноги влияют на походку пациента при сравнении ее с нормальными показателями.



Рис. 1.7. Ортез ноги при отвисающей ступне

ГЛАВА 2. ПОСТРОЕНИЕ МОДЕЛИ ПРОТЕЗА СТОПЫ

2.1. Изучение существующих моделей стоп

Протезы стоп доступны во многих различных материалах и конструкциях. Каждый из них имеет некоторое преимущество или потенциальный недостаток, в зависимости от функции человека, носящего протез. Приведем примеры моделей протезов стоп [18].

- 1) Solid ankle cushion heel (SACH) или «Твердый каблук с подушкой на щиколотке».

Стопа SACH — это самый простой и дешевый протез стопы. Он включает прочную часть лодыжки и жесткий киль, проходящий вдоль подошвы стопы. Пятка амортизирована пенопластовой танкеткой. Эта стопа часто используется на первом этапе протезирования. Средняя стоимость изделия – 100 т.р.

- 2) «Гибкий киль»

Гибкая килевая ступня позволяет передней части стопы приспособляться к различным условиям ходьбы, но остается жесткой и устойчивой при стоянии или ходьбе. Средняя стоимость изделия – 150 т.р.



Рисунок 2.1 Стопа SACH (слева) и гибкая килевая ступня (справа)

- 3) «Многоосевое динамическое реагирование»

Этот тип стопы представляет собой комбинацию динамической реакции и многоосевой системы, обеспечивающей максимальный диапазон

движений в голеностопном суставе с динамической реакцией от удара пяткой до несвоевременной остановки. Эта система голеностопного сустава рекомендуется для умеренно-экстремально активных пациентов.

4) «Динамическое реагирование»

Стопы с динамическим реагированием сгибаются при ударе в пяточной области и в середине стопы, возвращаются в первоначальное положение при несвоевременной остановке, что имитирует энергетические реакции нормальной лодыжки, чтобы снизить расход энергии и улучшить функциональность походки.



Рисунок 2.2. Многоосевое динамическое реагирование (слева) и динамическое реагирование (справа)

2.2. Изучение материалов протезов стоп

Для изготовления протезов используются различные материалы, они должны быть достаточно прочными, легкими, устойчивыми к температурным условиям, долговечными и биосовместимыми, они не должны вызывать аллергических реакций у организма. Материалы, часто используемые в производстве протезов [5, 6, 7]:

- 1) Металлы: титан, алюминий и нержавеющая сталь. Металлы используются как в экзо-, так и в эндоскелетных протезах, например, в гильзе, ножном адаптере и креплениях.
- 2) Пластик: гильза изготавливается из пластика, обычно используются

термопластичные материалы, такие как полипропилен, полиэтилен, полиуретан, акрил. Термореактивный пластик также используется для ламинированных гильз, в которых смола сочетается с армирующими материалами, такими как стекловолокно. Также, стопы могут быть изготовлены из ABS, PLA, PETG, FLEX и других пластиков, печатающихся на 3D принтере.

- 3) Дерево: используется в протезах нижних конечностей при сборке стопы, например, стопы SACH с твердым каблуком и подушкой на пятке имеют внутреннюю часть из твердой древесины, которая обеспечивает структурную прочность стопы. Эта пятка крепится болтами к остальной части протеза.
- 4) Кожа: используется для подвесных ремней и подкладок гильз, а также как оболочка протеза стопы.
- 5) Резина: стопа в протезах изготавливается из вулканизированной резины, каучука.

Из многообразия возможных вариантов материалов для протеза стопы, выберем пластик, как доступный, легкий и недорогой материал и резину, как прочный, но при этом упругий материал. Так как в России начинается активное использование аддитивных технологий, при которых изделие изготавливается путем послойного нанесения материала, протез стопы будет изготовлен методом FDM печати.

На рынке материалов для FDM печати представлено несколько видов пластмасс, каждая из которых обладает своими преимуществами и недостатками, используемых для печати определенных моделей. Рассмотрим плюсы и минусы выбранных пластиков: ABS, PLA, PETG и FLEX и резины.

ABS и PLA являются одними из самых популярных нитей в 3D-печати. Обе нити представляют собой термопласты, которые могут быть сформованы в горячем состоянии и сохранять эту форму после охлаждения.

Основные преимущества PLA это простота в использовании, прочность, биоразложение и универсальность. Его можно неоднократно плавить и кристаллизировать без изменений свойств материала. Недостатками же PLA являются хрупкость и сложная постобработка. Модель из этого пластика легко сломать, в сочетании с малой стойкостью к ультрафиолетовому излучению и биоразлагаемостью. Для растворения этого пластика для последующей обработки или склеивания частей понадобится хлороформ или бензол.

ABS пластик гораздо прочнее, чем PLA, но требует более высокой температуры работы – около 98 градусов Цельсия против 50 у PLA. В состав ABS входит износостойкий синтетический каучук, что делает материал более прочным и износостойким, кроме того, ABS растворим в ацетоне, что позволяет легко склеивать детали между собой или выравнивать поверхность изделия. Из минусов можно отметить неприятный запах при плавлении, плохая склейка слоев и необходимость использовать изоляционную камеру.

PETG это материал с хорошим термическим сопротивлением и крепким склеиванием слоев. Также, как и у ранее рассмотренных пластиков, при печати практически не меняется форма изделия. Одно из свойств – преимуществ у PETG это низкое тепловое расширение, оно позволяет распечатанной модели не приклеиваться к платформе. Минусы материала — это просачивание из экструдера, что позволяет получить торчащие нити. Также материал легко поцарапать, и он, как и PLA, не растворяется в ацетоне.

FLEX очень прочный и эластичный материал с крепко схватывающимися слоями. Кроме того, после охлаждения модель усаживается не сильно, что позволяет получить достаточно точную форму. Из него можно печатать эластичные детали, например стельки или подошвы. Из минусов можно отметить требование тщательной прочистки экструдера при печати и очень медленная печать.

RUBBER – разновидность синтетической резины, обладает высокой износостойкостью и подходит для печати упругих деталей, как подошва кроссовок. Также, выдерживает высокие нагрузки при растяжении [6, 7].

Из данных материалов для протеза стопы по общим характеристикам больше всего подходит PETG как главная часть, FLEX пластик и RUBBER для направляющих в протезе и подошвы.

2.3. Создание 3D модели протеза стопы

Для построения используется Fusion 360 — это облачная программная платформа для 3D-моделирования, CAD, CAM, CAE и печатных плат для проектирования и производства изделий.

В этом пакете возможно проектировать любые формы изделия, обладающие всей необходимой функциональностью. В нем возможно обеспечить технологичность с помощью инструментов моделирования и генеративного проектирования, а также добавлять необходимые нагрузки, использовать материалы из открытых библиотек и задавать свои параметры для материалов. После создания изделия возможен его экспорт в такие пакеты как ANSYS, Revit, Abaqus и т.д.

В данной части работы исследуется построение геометрических моделей протеза левой стопы. Для начала нужно выбрать форму стопы человека, длиной 26 см, что соответствует размеру ноги пациента – 40.

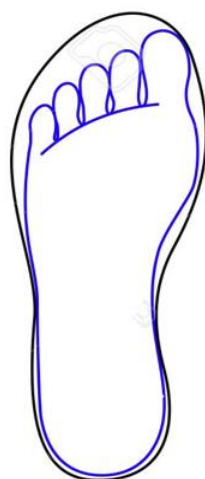


Рисунок 2.3. Форма левой стопы человека

Во вкладке DESIGN смоделируем протезы стопы. Различными инструментами, такими как Sketch – чертеж, Extrude – выдавливание, Loft – соединение двух и более планов форм, Sweep – соединение двух и более сечений, и т.д. добиваемся необходимой формы генеративной модели.

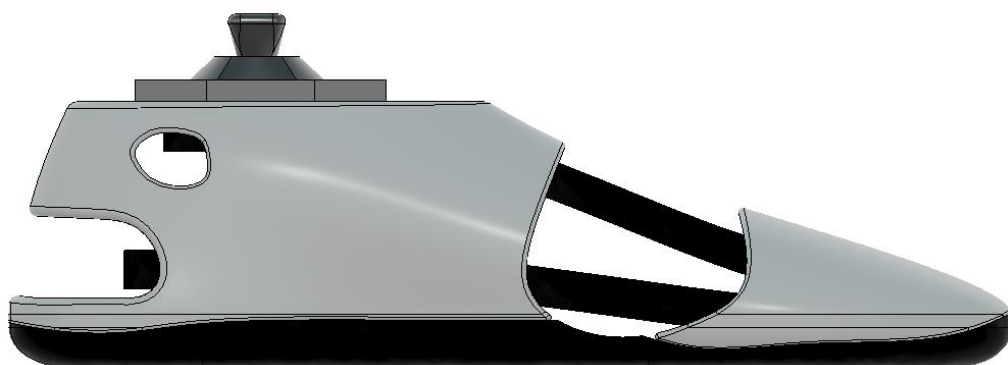


Рисунок 2.4. Модель протеза стопы №1

Данная модель состоит из:

- 1) Главная часть протеза, состоит из двух частей, материал – PETG пластик.

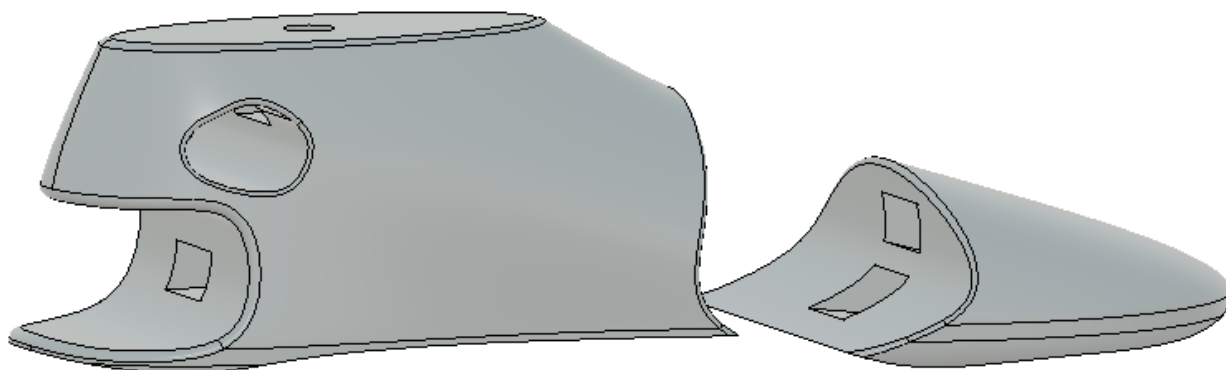


Рисунок 2.5. Модель главной части протеза

- 2) Направляющие, состоят из двух частей, материал – RUBBER



Рисунок 2.6. Модель направляющих

3) Подошва, материал – RUBBER



Рисунок 2.7. Модель подошвы

Также смоделируем крепление, которое предоставил пациент, материал – алюминий.

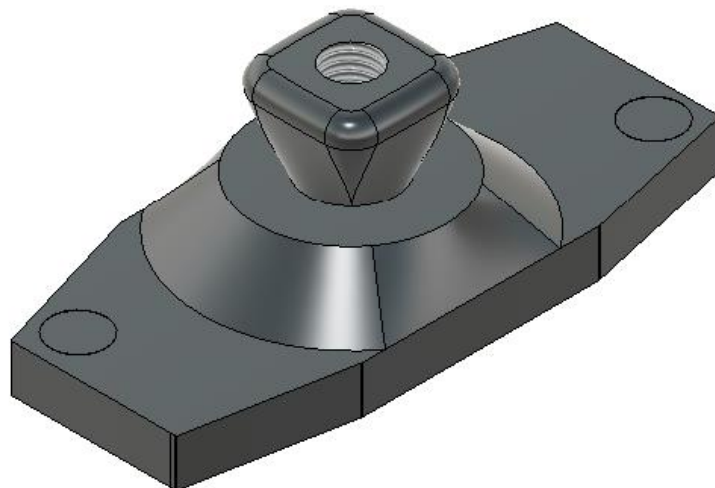


Рисунок 2.8. Модель крепления

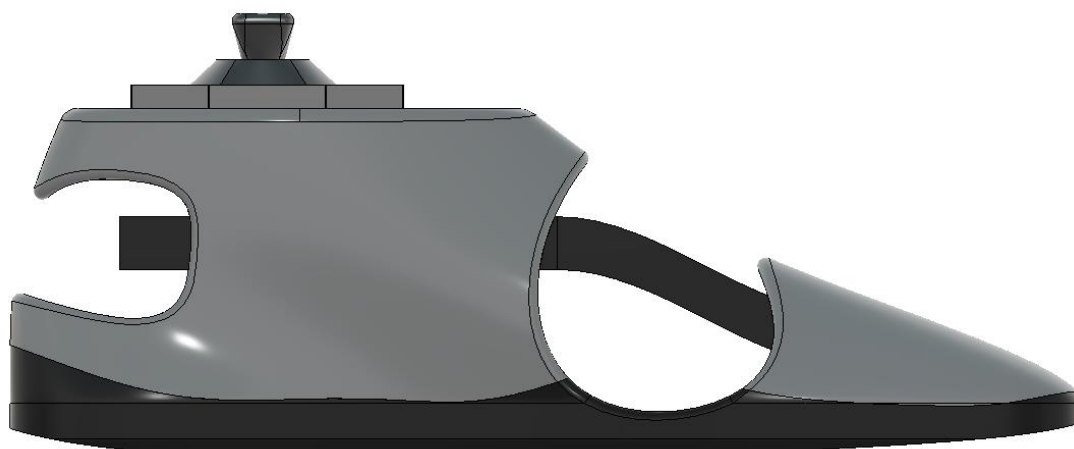


Рисунок 2.9. Модель протеза стопы №2

Данная модель состоит из:

- 1) Направляющая, материал – FLEX пластик



Рисунок 2.10. Модель направляющей

- 2) Подошва, материал – FLEX пластик

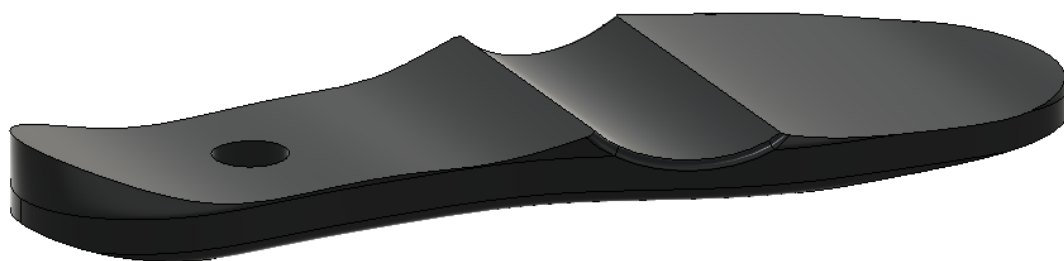


Рисунок 2.11. Модель подошвы

- 3) Главная часть протеза, состоит из двух частей, материал – PETG пластик.

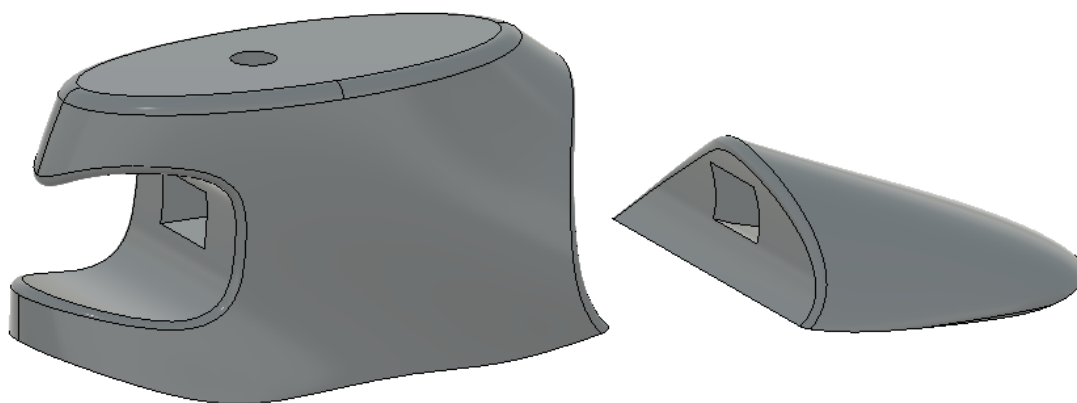


Рисунок 2.12. Модель главной части протеза

ГЛАВА 3. НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ МОДЕЛИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ПРИЛОЖЕННОЙ НАГРУЗКИ

3.1. Перенос модели в ANSYS Workbench и задание свойств материалов

Экспорт самой модели из программы Fusion 360 переносится в ANSYS путем сохранения файла геометрии в формате .step. Для статического расчета используется модуль Static Structural, а материалы задаются во вкладке Engineering Data. Во встроенной библиотеке ANSYS имеются различные материалы: пластик, дерево, металл, стекло, композит, но так как в изготовлении модели используются материалы для печати на 3D принтере, задание их будет производиться вручную, задавая Модуль Юнга, коэффициент Пуассона и плотность материала. Данные будут браться из открытых источников, в работах которых производились проверки на прочность материалов, использованных мною при изготовлении протеза, а именно: PETG и FLEX пластик, а также RUBBER REC. Из встроенной библиотеки ANSYS используем материал – бетон (concreate) для ступеньки.

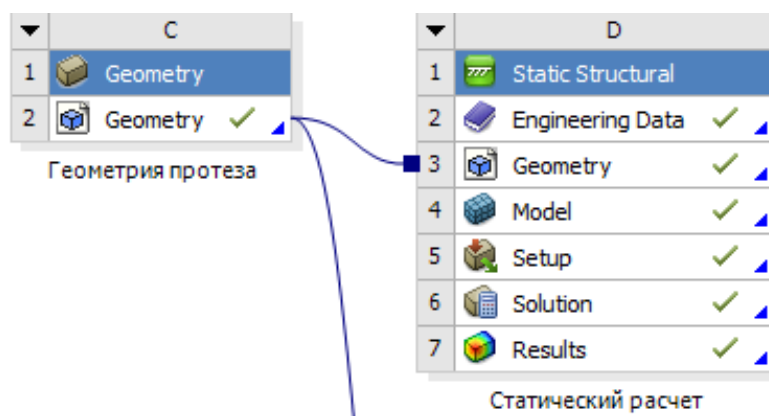
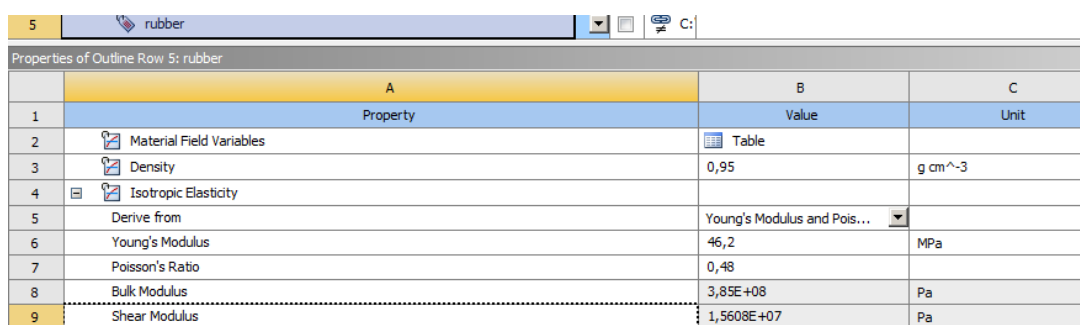


Рисунок 3.1. Модуль геометрия и Static Structural

Зададим свойства материалов [11, 12, 14, 15]:

Properties of Outline Row 4: petg			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	1280	kg m ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulus and Pois...	
6	Young's Modulus	2,11E+09	Pa
7	Poisson's Ratio	0,36	
8	Bulk Modulus	2,5119E+09	Pa
9	Shear Modulus	7,7574E+08	Pa

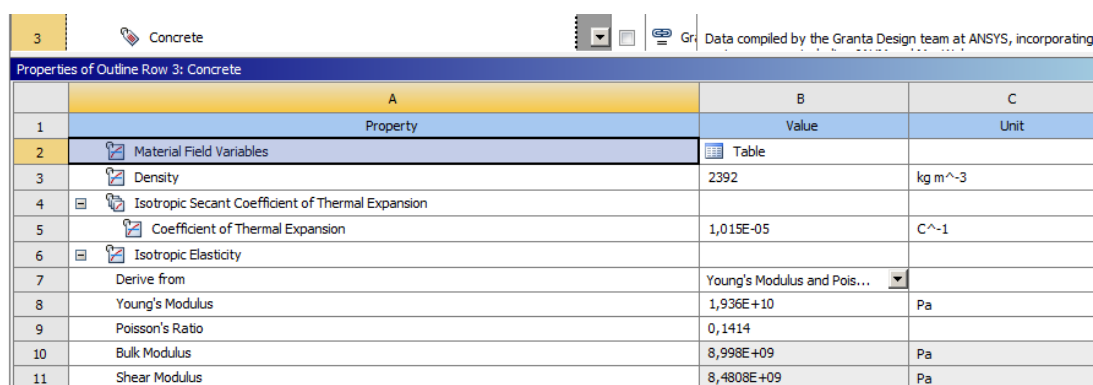
Рисунок 3.2. Задание свойств для материала – PETG пластик



Properties of Outline Row 5: rubber

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	0,95	g cm ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulus and Pois...	
6	Young's Modulus	46,2	MPa
7	Poisson's Ratio	0,48	
8	Bulk Modulus	3,85E+08	Pa
9	Shear Modulus	1,5608E+07	Pa

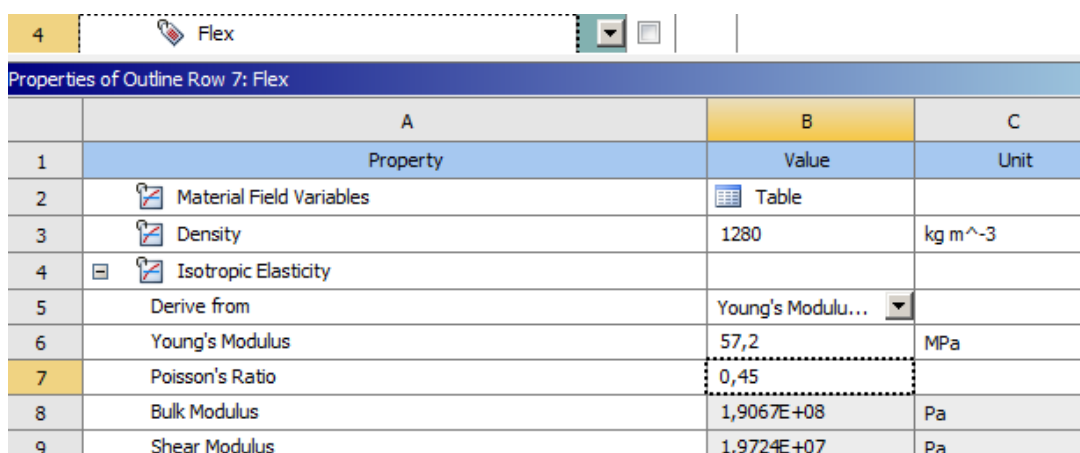
Рисунок 3.3. Задание свойств для материала – RUBBER REC



Properties of Outline Row 3: Concrete

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	2392	kg m ⁻³
4	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
5	Coefficient of Thermal Expansion	1,015E-05	C ⁻¹
6	Isotropic Elasticity		
7	Derive from	Young's Modulus and Pois...	
8	Young's Modulus	1,936E+10	Pa
9	Poisson's Ratio	0,1414	
10	Bulk Modulus	8,998E+09	Pa
11	Shear Modulus	8,4808E+09	Pa

Рисунок 3.4. Свойства материала – CONCREATE



Properties of Outline Row 7: Flex

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	1280	kg m ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulu...	
6	Young's Modulus	57,2	MPa
7	Poisson's Ratio	0,45	
8	Bulk Modulus	1,9067E+08	Pa
9	Shear Modulus	1,9724E+07	Pa

Рисунок 3.5. Свойства материала – FLEX пластик

3.2. Построение сетки готовой модели

Для построения поверхностной сетки использовался инструмент Automatic Method, который позволяет управлять алгоритмом и типом сеток и используемый для создания сеток на объектах с ограниченной областью действия, а также Body Sizing, способствующий управлению параметрами, такими как: размер элемента, количество делений вдоль и по краям, использование определенной области элементов. Данные функции перестраивают сетку так, чтобы она была более

подходящей для конкретной геометрии. Полученное количество элементов для первой модели – 62138, узлов – 102428, для второй: элементов – 67230, узлов – 104161.

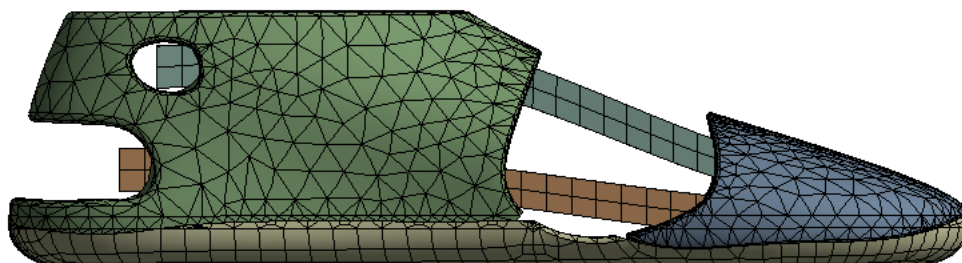


Рисунок 3.6. Поверхностная сетка протеза №1

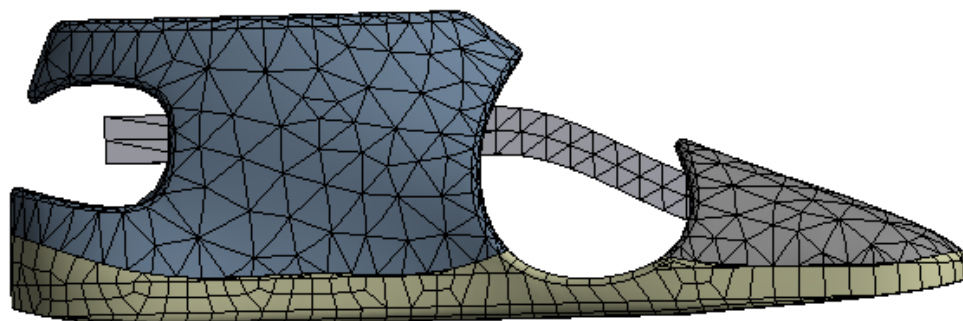


Рисунок 3.7. Поверхностная сетка протеза №2

Также, для рассмотрения напряженно-деформированного состояния модели, была смоделирована стойка, имитирующая препятствие, а именно – ступень высотой 70мм для первого протеза и 85мм для второго. Протезы при этом располагаются под углом 20 градусов к горизонту [10].

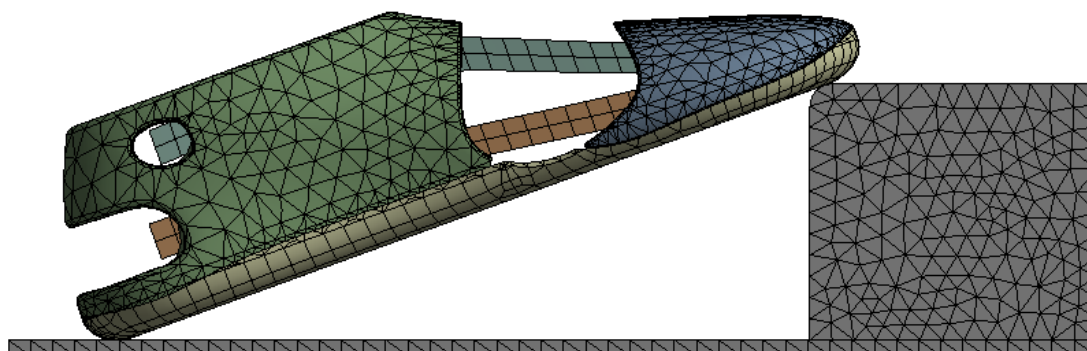


Рисунок 3.8. Поверхностная сетка протеза №1 и ступени

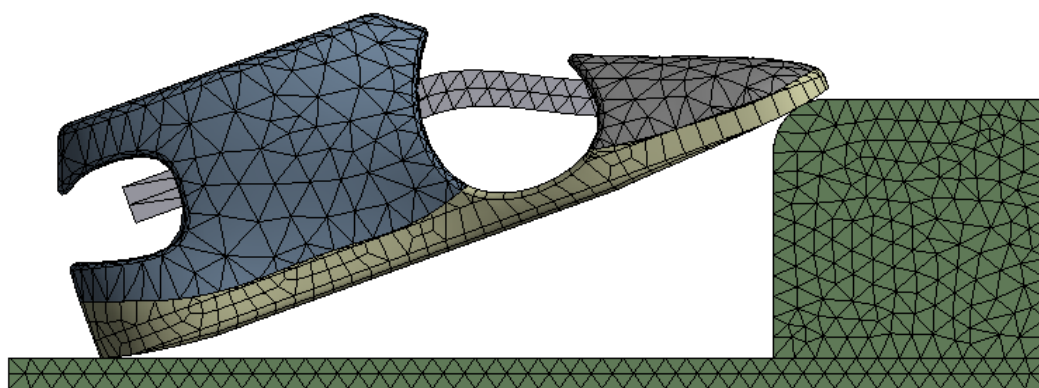


Рисунок 3.9. Поверхностная сетка протеза №2 и ступени

3.3. Граничные условия

К области расположения крепления приложим нагрузку 800Н, вес пациента – 79 кг.

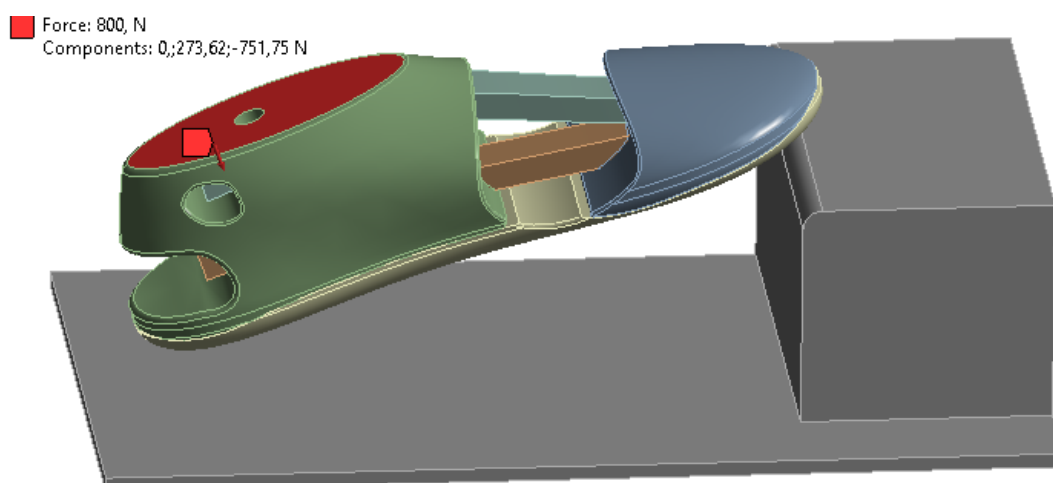


Рисунок 3.10. Приложение силы к протезу №1

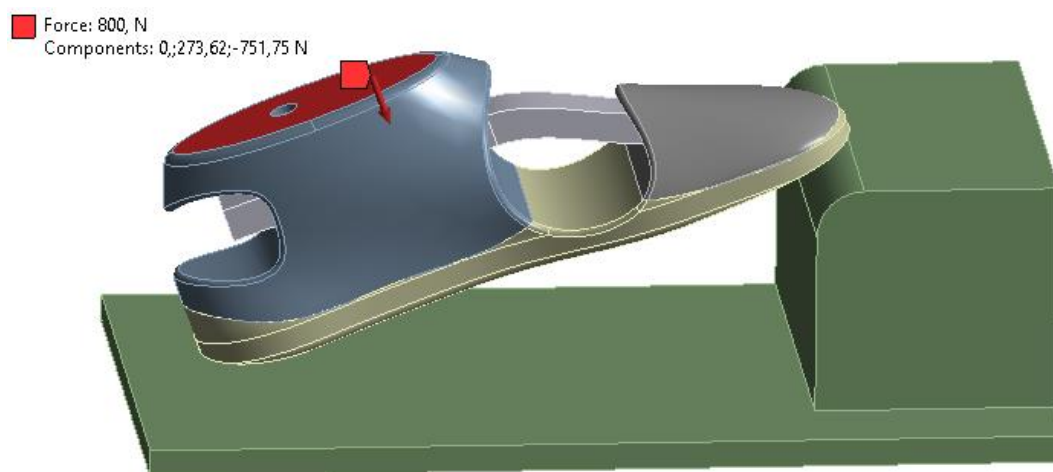


Рисунок 3.11. Приложение силы к протезу №2

Заделкой будет являться стойка со ступенькой.

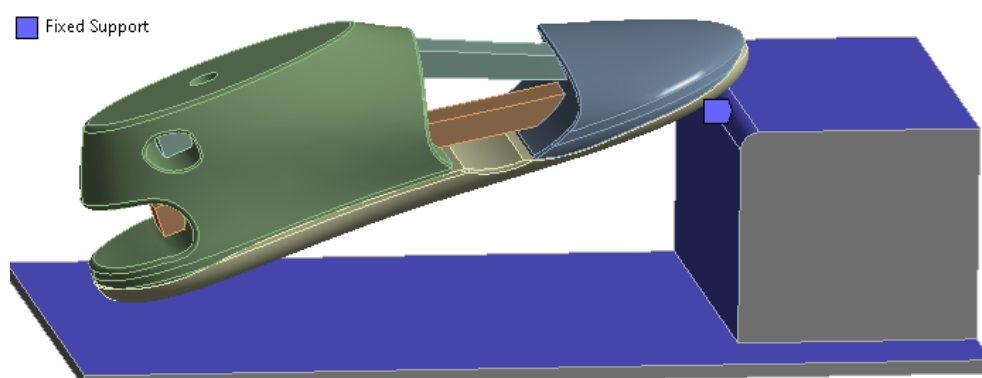


Рисунок 3.12. Расположение заделки в протезе №1

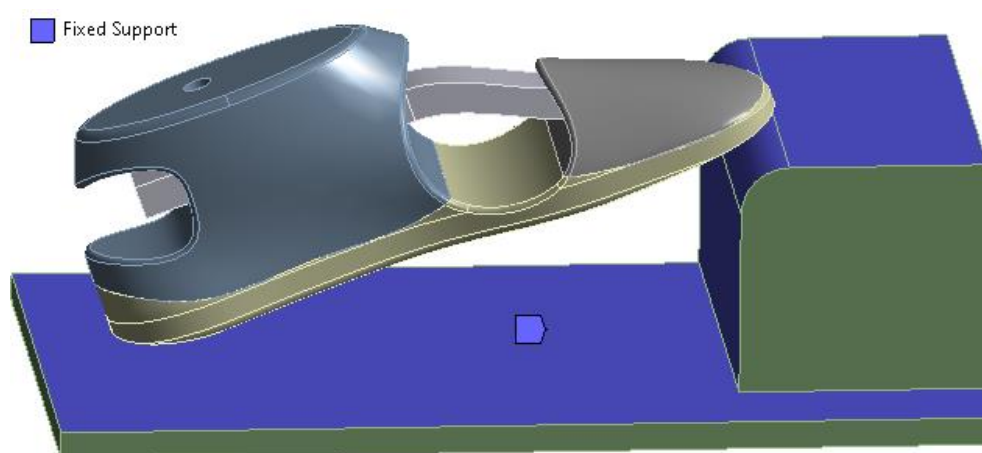


Рисунок 3.13. Расположение заделки в протезе №2

3.4. Расчет напряженно-деформированного состояния моделей

Далее были построены распределения напряжений и деформаций, возникающие в протезах при заданных условиях нагружения. Изображения представлены в 1,5 объема нагрузки. Направляющие в протезе закреплены, так как в жизни крепятся к частям протеза строительным клеем.

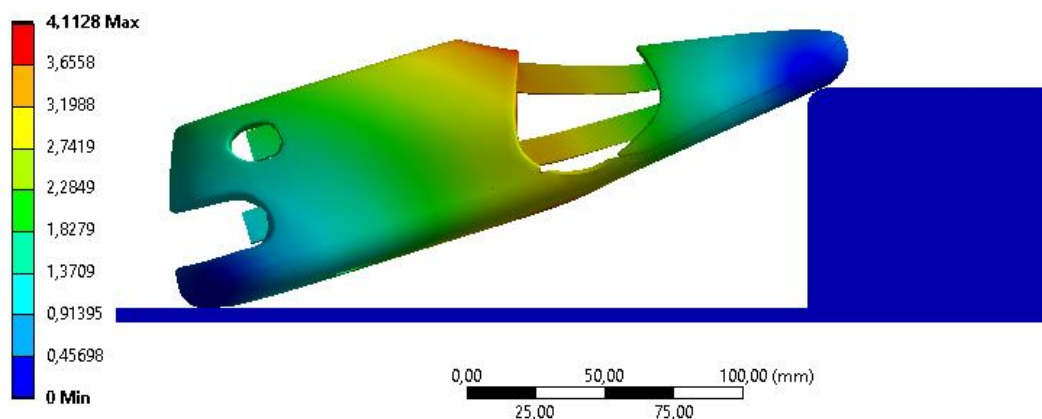


Рисунок 3.14. Распределение деформаций в протезе №1

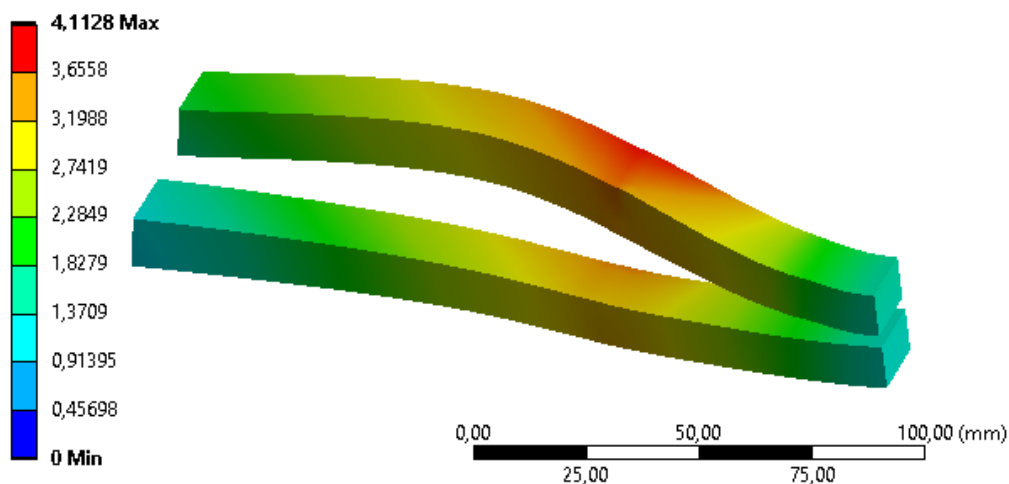


Рисунок 3.15. Распределение деформаций в направляющих в протезе №1

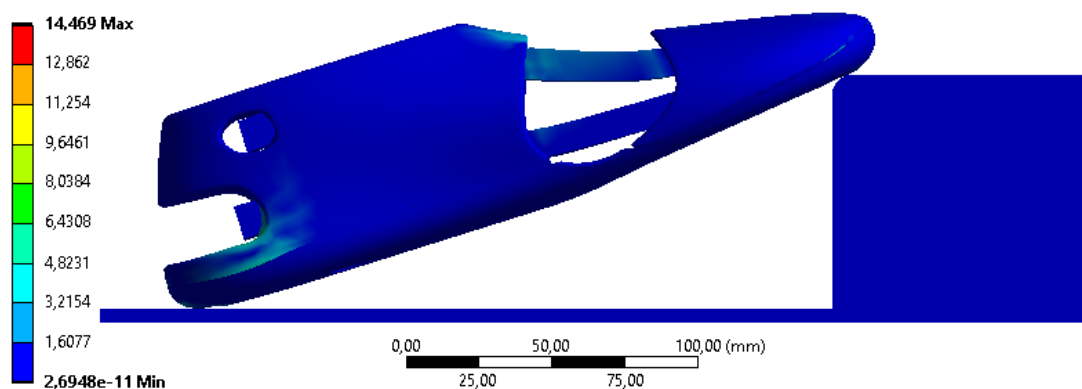


Рисунок 3.16. Распределение напряжений в протезе №1

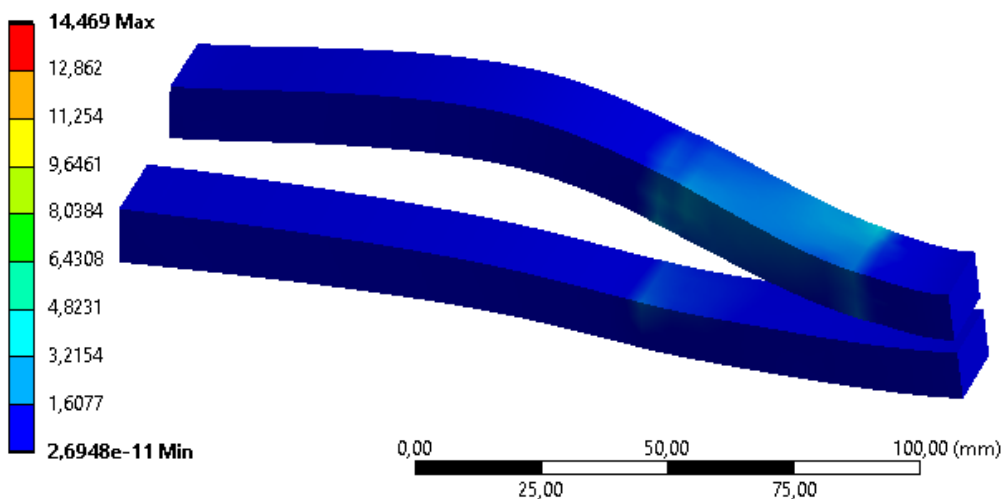


Рисунок 3.17. Распределение напряжений в направляющих протеза №1

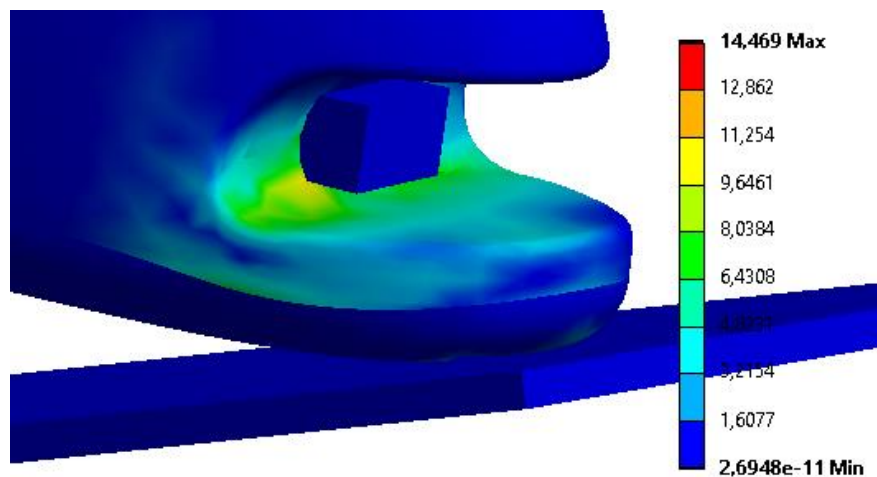


Рисунок 3.18. Распределение напряжений в пяточной области протеза №1

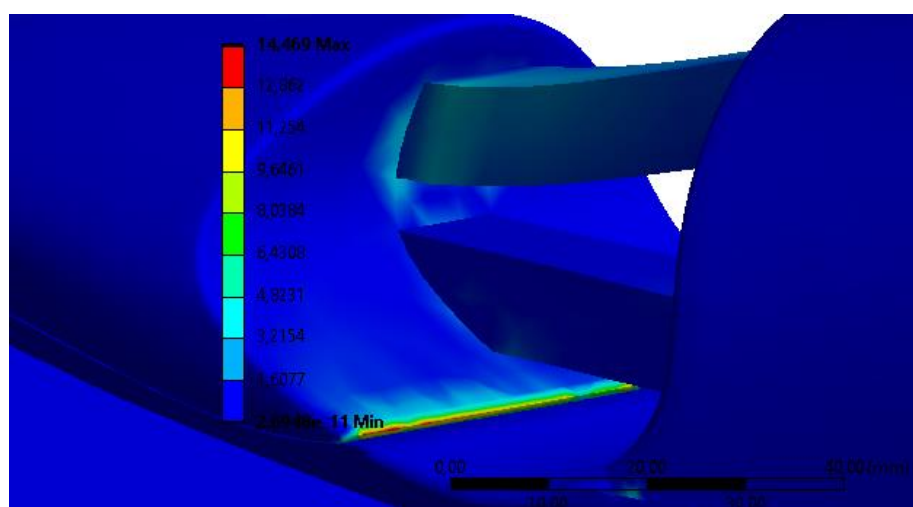


Рисунок 3.19. Распределение напряжений в носочной области протеза №1

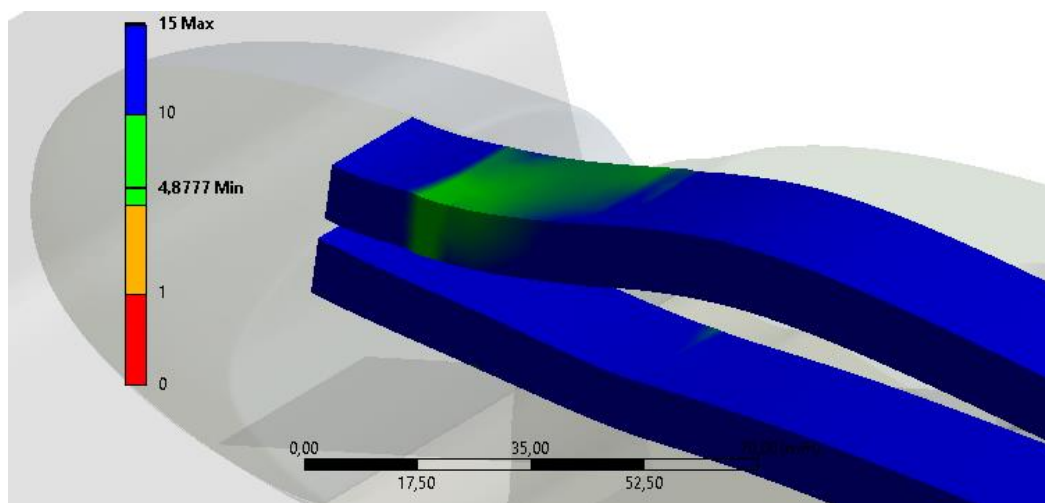


Рисунок 3.20. Коэффициент запаса для направляющих в протезе №1

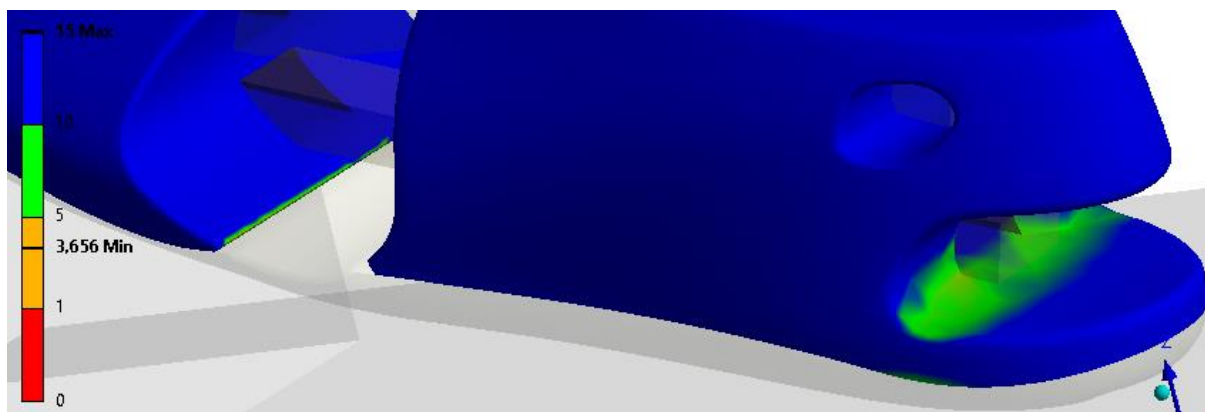


Рисунок 3.21. Коэффициент запаса для главной части в протезе №1

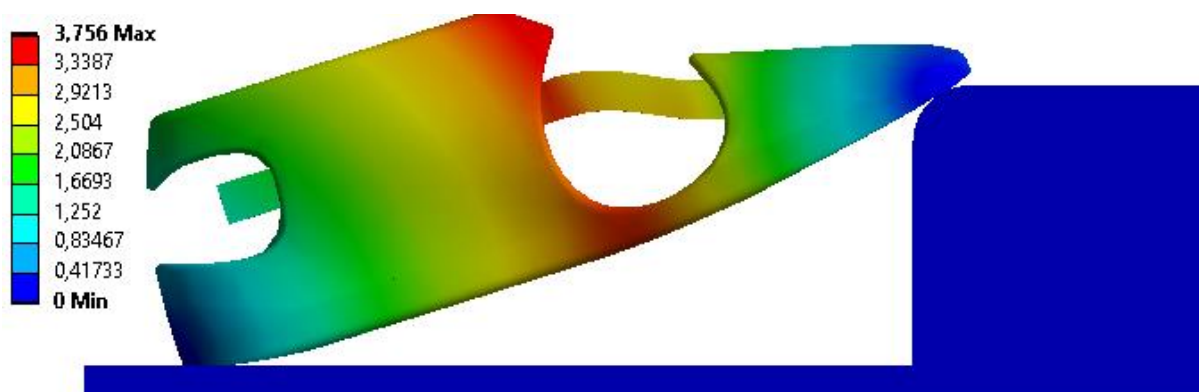


Рисунок 3.22. Распределение деформаций в протезе №2

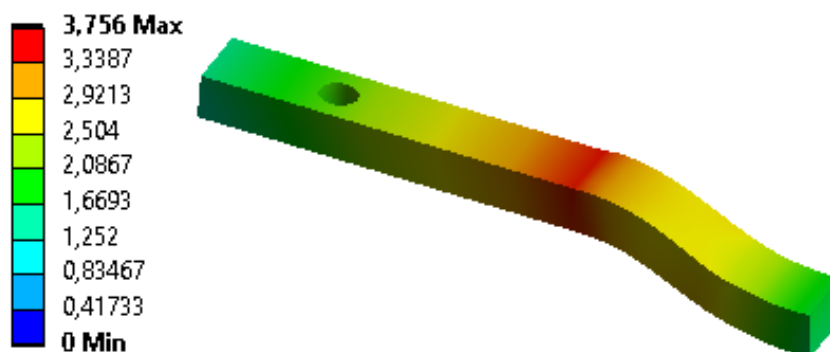


Рисунок 3.33. Распределение деформаций в направляющей протеза №2

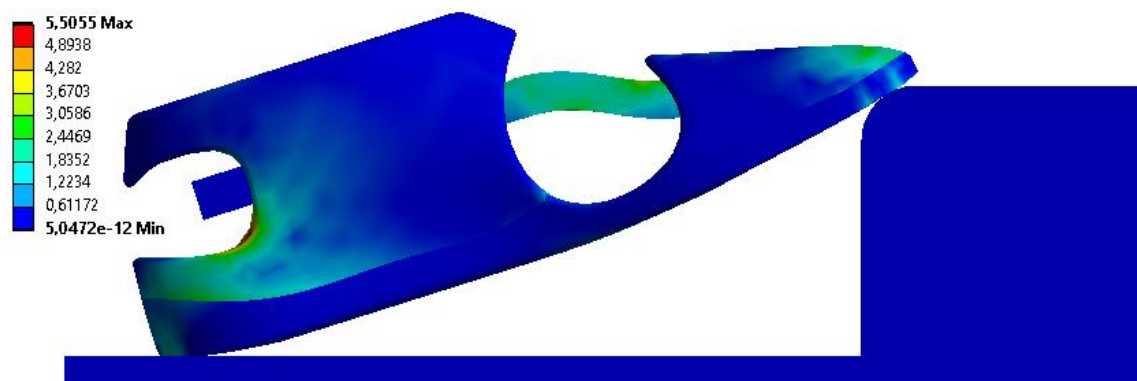


Рисунок 3.34. Распределение напряжений в протезе №2

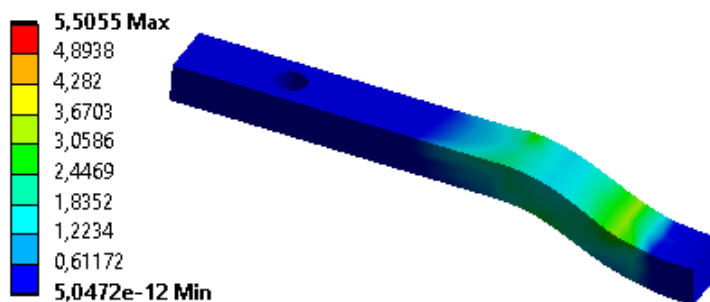


Рисунок 3.35. Распределение напряжений в направляющей протеза №2

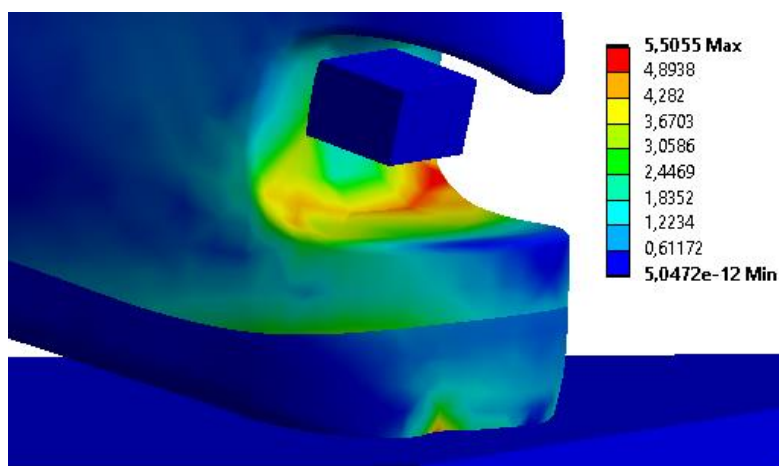


Рисунок 3.36. Распределение напряжений в пяточной области протеза №2

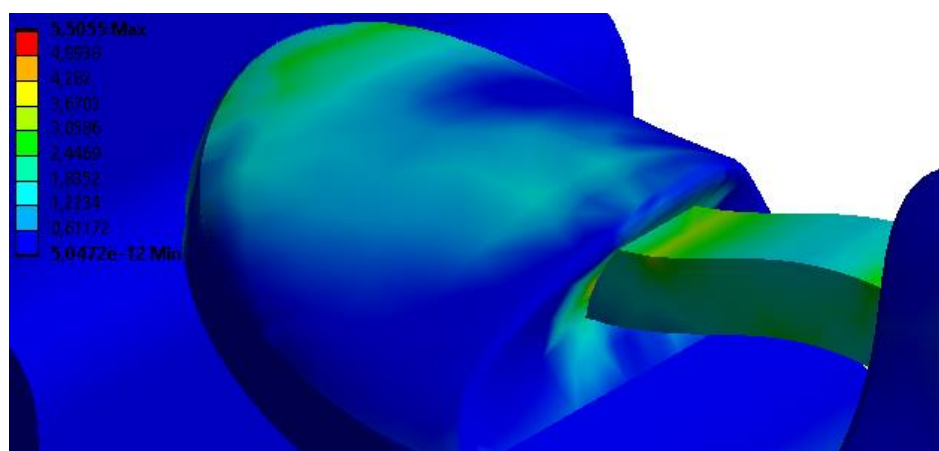


Рисунок 3.37. Распределение напряжений в носочной области протеза №2

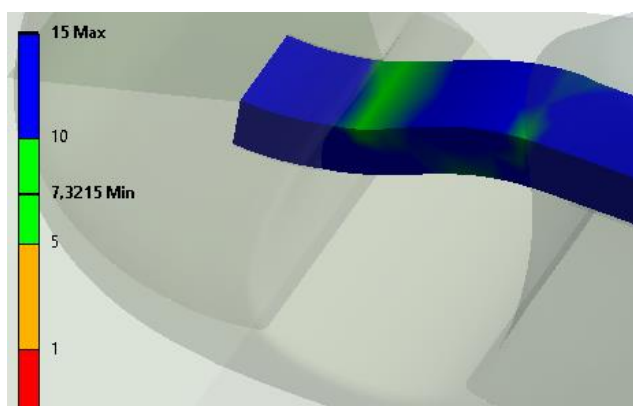


Рисунок 3.38. Коэффициент запаса для направляющей протеза №2

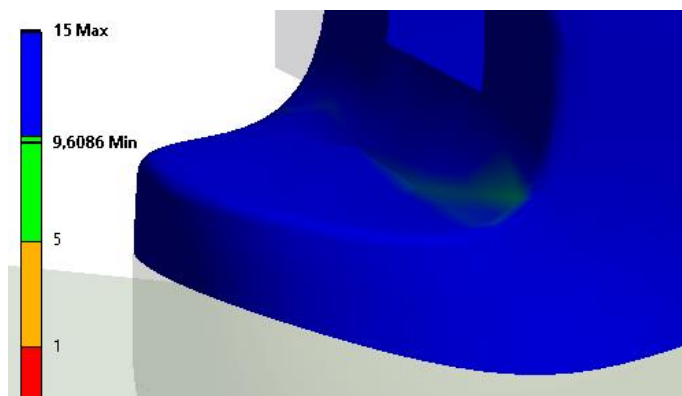


Рисунок 3.39. Коэффициент запаса для пяточной области протеза №2

Таблица 3.1

Сравнение полученных результатов

	Протез №1	Протез №2
Максимальные деформации, мм	4,11	3,76
Максимальные напряжения, МПа	14,47	5,51
Коэффициент запаса в направляющей	4,88	7,3
Коэффициент запаса в главной части	3,66	9,6

Максимальные перемещения в протезе №1 составляют 4,1128мм, что на 0,3568мм больше, чем в №2, так как FLEX пластик менее упругий, чем RUBBER REC и толщина направляющей в протезе №1 меньше, чем в №2. Большие напряжения наблюдаются в пяточной области и в направляющих обоих протезах. Так как центр тяжести приходится большей степенью на пяточную область, там возникают максимальные напряжения, но так как предел прочности PETG пластика 52,9 Мпа [13, 15], то коэффициент запаса не является критическим. Предел прочности RUBBER REC – 19,21 Мпа [11, 15], соответственно для направляющих в протезе №1 минимальный коэффициент запаса составляет 4,88. Предел прочности FLEX пластика – 24,69 Мпа [15], соответственно, для направляющей в протезе №2 минимальный коэффициент запаса – 7,3. Сравнивая величины, можно сделать вывод, что направляющие из RUBBER REC в протезе №1, при больших нагрузках, чем 800Н, разрушатся быстрее, чем направляющая из FLEX пластика. Кроме того, в материале PETG пластик в обоих случаях возникают напряжения, не превышающие напряжений при разрушении, но в протезе №1 возникают

напряжения в 2,5 раз больше, чем в №2.

ГЛАВА 4. БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПОХОДКИ С ПОМОЩЬЮ ВИДЕОАНАЛИЗА

4.1. Печать на 3D принтере

В мастерской по изготовлению предметов на 3D принтере, путем печати частей изделия с различной заполняемостью, была выбрана оптимальная заливка для разных материалов. Было выбрано сопло 0,4, слой нанесения – 0,1. Заполняемость PETG главной части протеза №1 – 90%, протеза №2 – 80%. Заполняемость FLEX направляющей – 60%, подошвы – 30%. Заполняемость RUBBER REC направляющих – 100%, подошвы – 60%.

Полученные изделия были распечатаны:



Рисунок 4.1. Протез стопы №1 (слева) и №2 (справа)

Таблица 4.1

Параметры полученных моделей протезов стоп

	Протез №1	Протез №2
Высота, мм	88	102
Вес с креплением, г	808	650
Длина подошвы, мм	255	257
Стоимость изделия, р	10500	6500

4.2. Построение цифрового двойника пациента

Биомеханический диагноз — это диагноз функциональный, который показывает, как, где и насколько изменена функция отдельного органа, сустава, сегмента, конечности или всего тела с позиции выполнения функции движения, опоры или управления, но не клинический, как это иногда понимается [1, 4].

Для исследования ходьбы пациента используется маркерный анализ и последующая видеообработка. При регистрации маркеров необходимо настроить

камеры, установить с какой частотой будет проходить регистрация. Камеры необходимо располагать таким образом, чтобы маркер попадал в поле видимости как минимум двух камер, иначе 3D визуализация невозможна. На полу устанавливаются ограничительные палочки, образуя L-образную форму, где угол – это точка нулевой координаты, для того чтобы система точно знала расположения платформ. Сравнительный анализ кинематических и кинетических данных моделей протеза проводилось с помощью восьми оптических камер Miquis M5 (Qualisys) с частотой 185 Гц и двух динамометрических платформах Kistler с частотой 1000 Гц [8, 9].

Для калибровки каждой камеры используется Т - образная трость, которую необходимо вращать в той области, где будет происходить регистрация маркеров. Система выдает результат калибровки и настройки камер и если средняя погрешность не превышает 0.6 мм, то система использовалась для регистрации кинематических данных.

Для восстановления трехмерных координат требуется минимум шесть контрольных точек, а рекомендуется 15-20 контрольных точек или более. Координаты точек должны быть известны относительно трех ортогональных пересекающихся осей, которые определяют глобальную систему координат инерциальной системы отсчета. Эта система отсчета фиксирована в пространстве, и все трехмерные координаты выводятся относительно них. Изображения контрольных точек записываются каждой из камер, используемых в установке.

Определение и идентификация маркеров осуществляется в программе Qualisys и используется для каждой из серии ходьбы, далее анализ кинематических и кинетических данных проводился в Visual3D Professional (C-motion) [8].

Расположение маркеров на теле человека для реконструкции нижних конечностей представлено на рисунке 4.1 и в таблице 4.2 [17]. Для данного исследования достаточно некоторых из маркеров, выделенных в таблице жирным шрифтом.

Таблица 4.2

Инициализация маркеров на теле пациента

L_HEAD	За ухом слева	R_HEAD	За ухом справа
SGL	Середина лба	TV10	Грудные позвонки
CV7	Область шейных позвонков		
L_SIA	Нижний угол левой лопатки	R_SIA	Нижний угол правой лопатки
L_IAS	Передняя верхняя подвздошная кость слева	R_IAS	Передняя верхняя подвздошная кость справа
L_IPS	Задняя верхняя подвздошная кость слева	R_IPS	Задняя верхняя подвздошная кость справа
L_SAE	Акромиальный край левой лопатки	R_SAE	Акромиальный край правой лопатки
L_HLE	Латеральный надмыщелок левой плечевой кости	R_HLE	Латеральный надмыщелок правой плечевой кости
L_RSP	Радиусно - шиловидный отросток слева	R_RSP	Радиусно - шиловидный отросток справа
L_USP	Локтево - шиловидный отросток слева	R_USP	Локтево - шиловидный отросток справа
L_HM2	Основание левого указательного пальца	R_HM2	Основание правого указательного пальца
L_FLE	Латеральный надмыщелок слева	R_FLE	Латеральный надмыщелок справа
L_HUM	Середина левого предплечья	R_HUM	Середина правого предплечья
L_FAL	Латеральный выступ левой лодыжки	R_FAL	Латеральный выступ правой лодыжки
L_TAM	Медиальный выступ левой лодыжки	R_TAM	Медиальный выступ правой лодыжки
L_FCC	Ахиллово сухожилие на левой пяточной кости	R_FCC	Ахиллово сухожилие на правой пяточной кости
L_FM5	Тыльная сторона пятой плюсневой кости слева	R_FM5	Тыльная сторона пятой плюсневой кости справа
L_FM2	Тыльная сторона второй плюсневой кости слева	R_FM2	Тыльная сторона второй плюсневой кости справа
L_FM1	Тыльная сторона первой плюсневой кости слева	R_FM1	Тыльная сторона первой плюсневой кости справа
L_FTC	Латеральная сторона большого вертела, 1/3 часть от конца слева	R_FTC	Латеральная сторона большого вертела, 1/3 часть от конца справа
L_FME	Медиальный надмыщелок бедренной кости слева	R_FME	Медиальный надмыщелок бедренной кости справа
L_FAX	Проксимальная часть головки малоберцовой кости слева	R_FAX	Проксимальная часть головки малоберцовой кости справа
L_TTC	Внутренняя граница большеберцовой кости слева	R_TTC	Внутренняя граница большеберцовой кости справа

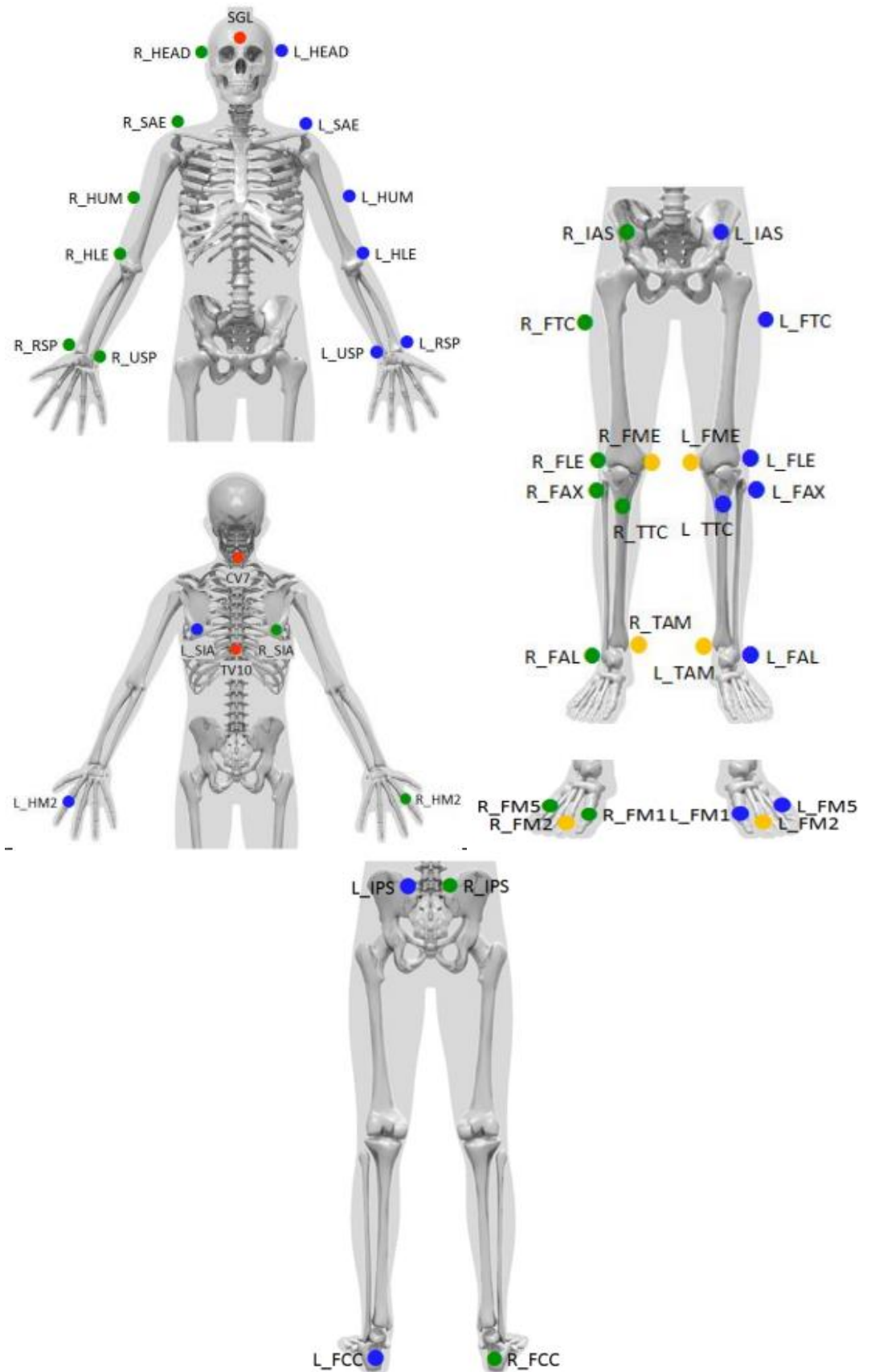


Рисунок. 4.1 Расположение маркеров на теле человека

После расстановки и определения маркеров создается AIM (Artificial

Intelligence Model) модель и применяется ко всем файлам ходьбы человека, чтобы в дальнейшем маркеры определялись автоматически. Далее файлы AIM моделей экспортируются в .C3D для дальнейшей работы в Visual 3D Professional.

С помощью алгоритма инверсивной кинематики в Visual 3D маркеры подстраиваются под скелет и движения получаются достаточно точными.

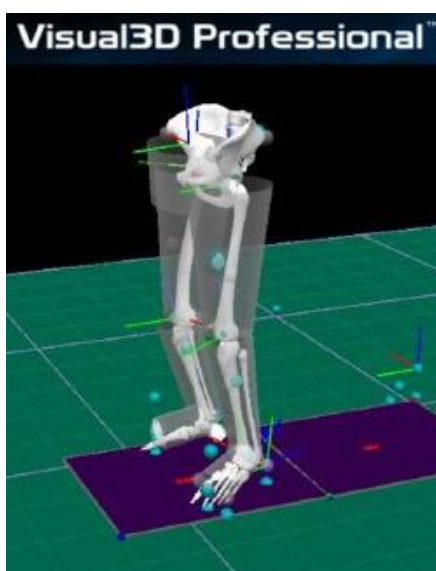


Рисунок. 4.2 Цифровой двойник пациента в протезе

4.3. Получение графиков перемещений нижних конечностей

Основная функциональная единица ходьбы – это цикл шага, он измеряется в секундах и обозначает время от начала контакта с опорой данной ноги до следующего контакта этой же ногой. Кроме того, цикл шага подразделяется на фазы, а именно: фаза контакта (0-2% цикла шага), фаза нагружения (2-10% цикла шага), фаза подъема (10-30% цикла шага), фаза падения (30-50% цикла шага), фаза передачи (50-60% цикла шага), фаза ускорения (60-73% цикла шага), фаза продвижения (73-87% цикла шага) и торможения (87-100% цикла шага). Эти фазовые циклы часто используются для определения нарушений опорно-двигательного аппарата при сравнении с нормативными показателями [4].

Дорсифлексия — это движение голеностопного сустава, когда пальцы ног приближаются к голени, поднимаясь и уменьшая угол между мышцами стопы и голени, а плантарфлексия это разгибание ступни вниз. При плохой дорсифлексии, с течением времени, а особенно при быстрых передвижениях пациента,

утомляемость мышцы бедра увеличивается, приводя к ее растяжению как минимум и повышению риска возникновения травмы как максимум [4].

При описании анатомии человека часто используются термины сагиттальный, фронтальный и аксиальный. Сагиттальная плоскость делит человека на левую и правую часть пополам, фронтальная – делит человека на заднюю и переднюю части пополам, а аксиальная делит человека на верхнюю и нижнюю части.

С помощью автоматизированного плагина clinical gait PAF (Qualisys) создается сравнительный анализ кинематических и кинетических данных, где также был сформирован сравнительный анализ биомеханики ходьбы в разных протезах. На рисунках ниже представлены сравнительные графики работы тазобедренного, коленного и голеностопного сустава, где вертикальные красные и синие линии обозначают конец фазы опоры для левой и правой ноги соответственно.

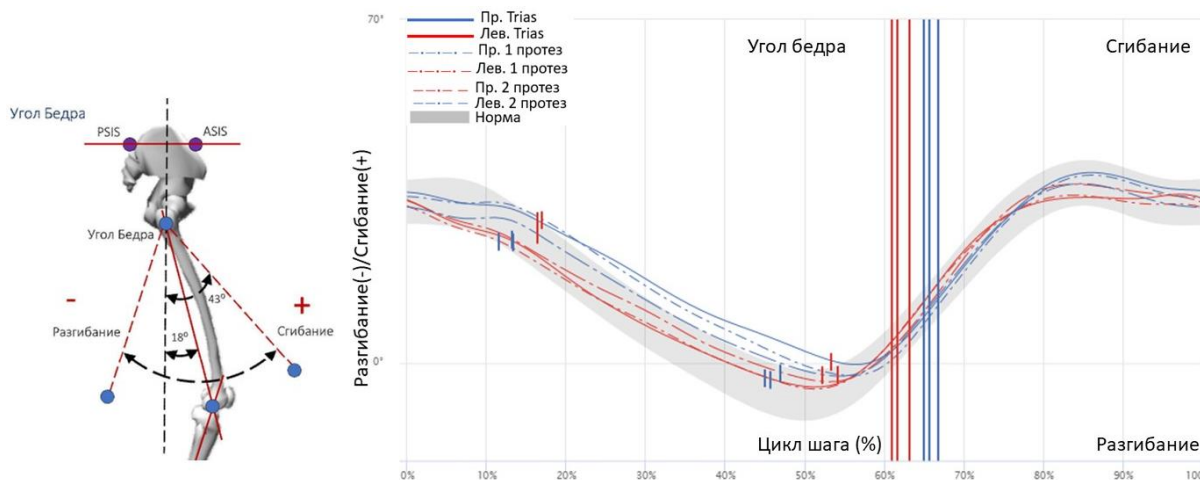


Рисунок. 4.3 График сгибания и разгибания бедра

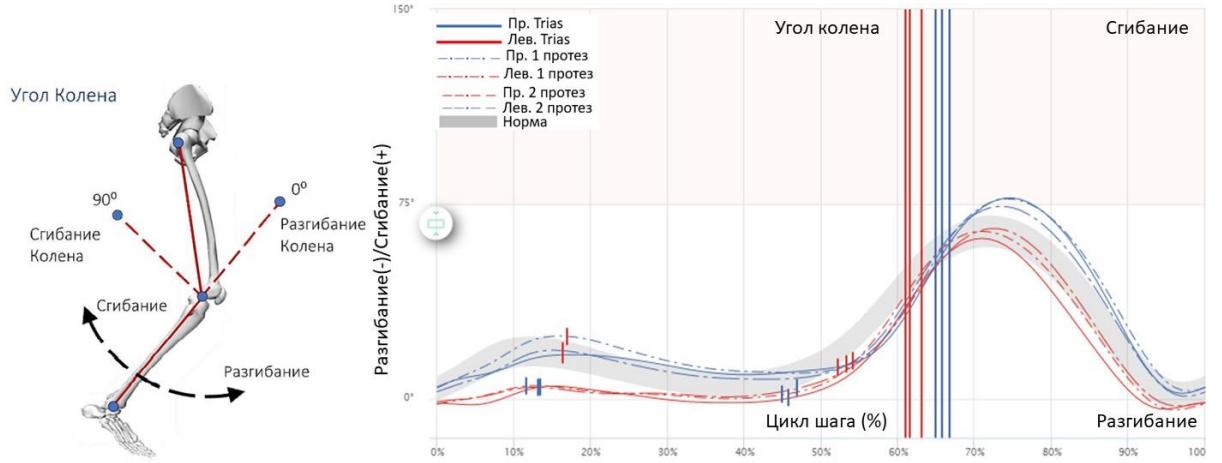


Рисунок. 4.4 График сгибания и разгибания колена

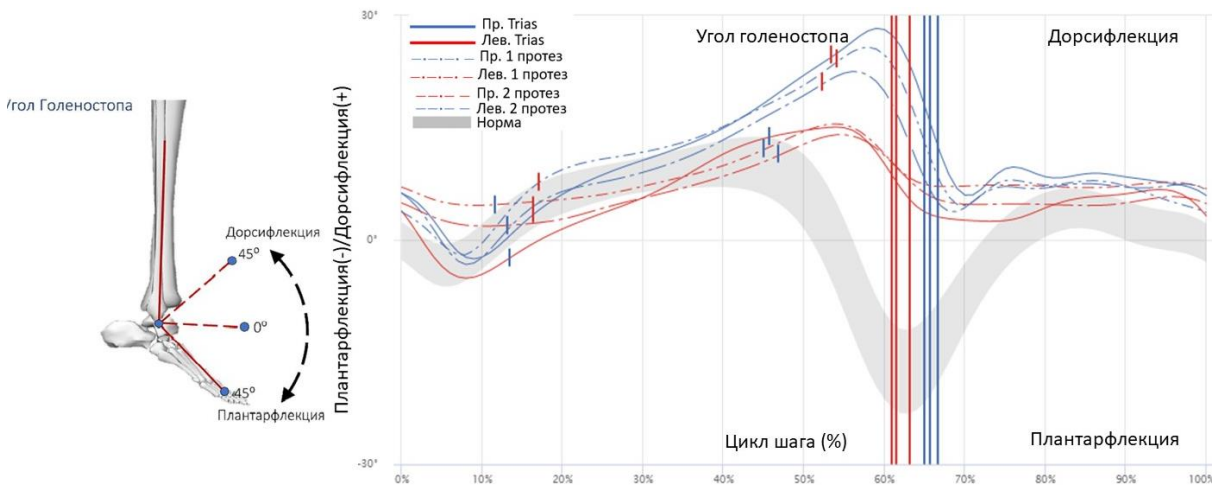


Рисунок. 4.5 График угла голеностопа в сагиттальной плоскости

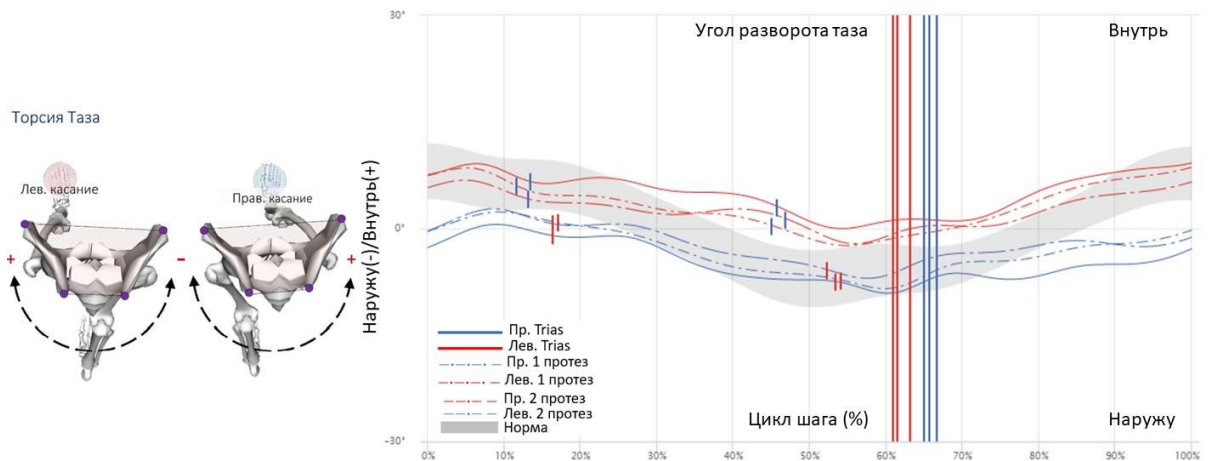


Рисунок. 4.6 График угла разворота таза

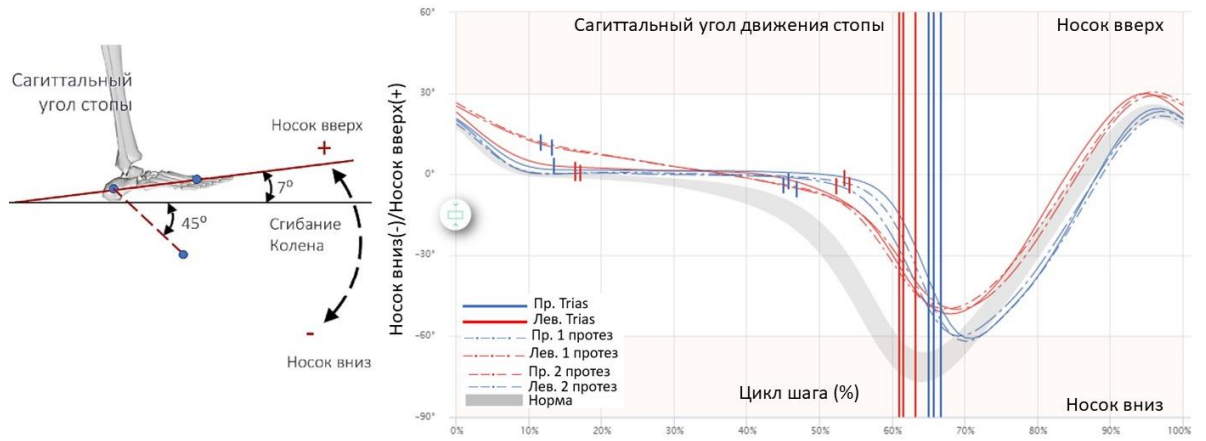


Рисунок. 4.7 Сагиттальный угол движения стопы

Также, составим диаграммы для длины, времени шага и времени опоры, сравнивая их с нормальными показателями. Влияние ошибки на измерения также учитывается.

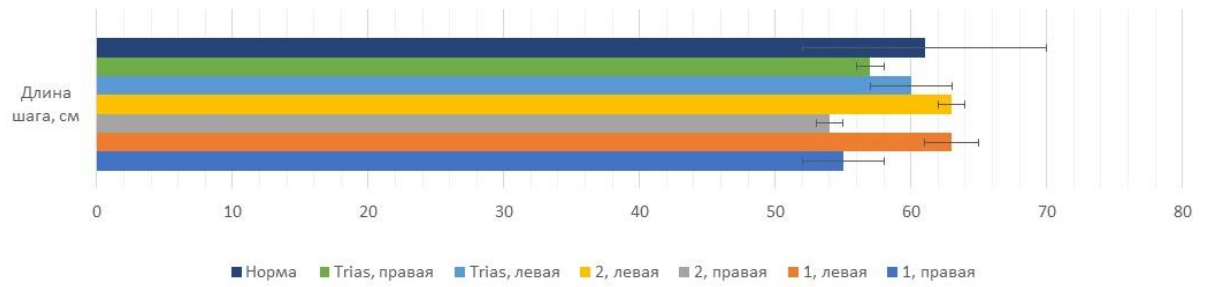


Рисунок. 4.8 Диаграмма длины шага левой и правой ноги для разных протезов

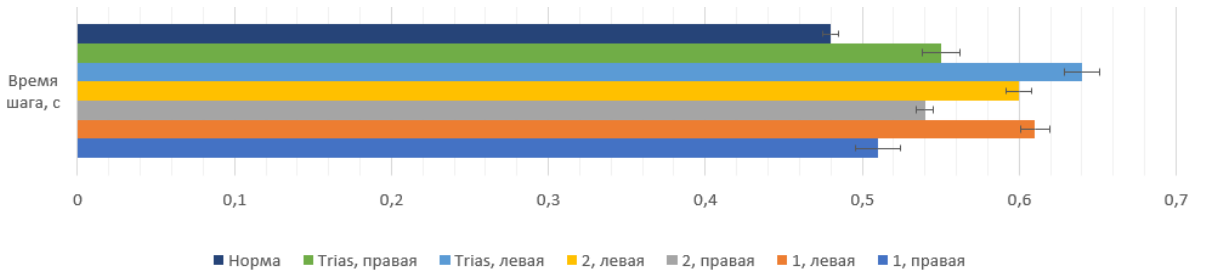


Рисунок. 4.9 Диаграмма времени шага левой и правой ноги для разных протезов

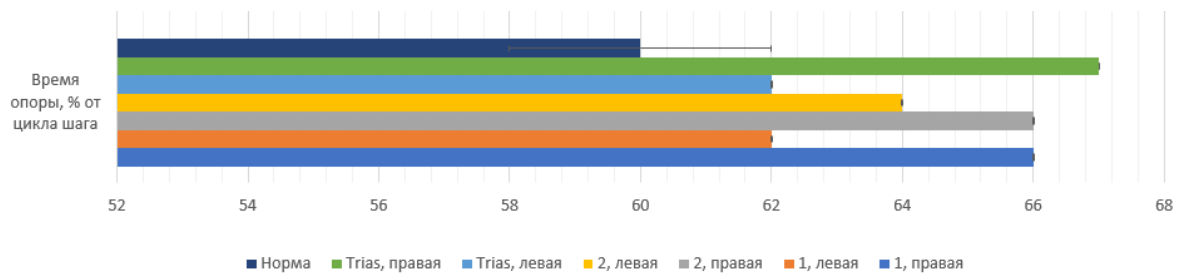


Рисунок. 4.10 Диаграмма времени опоры в процентном соотношении

цикла шага левой и правой ноги для разных протезов

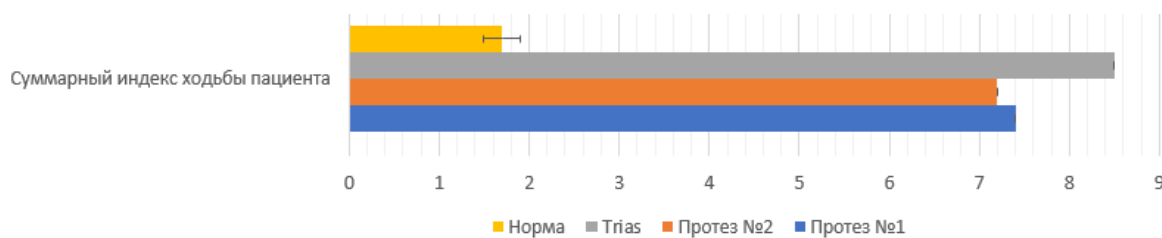


Рисунок. 4.11 Диаграмма суммарного индекса ходьбы пациента в разных протезах

4.4. Анализ биомеханики походки пациента в протезах

С помощью полученных графиков траекторий движения отдельных сегментов нижних конечностей, а также данных с динамометрических платформ, таких как длина шага, время шага, время опоры, возможно провести сравнение с нормальными показателями и сделать соответствующие выводы о функциональности того или иного протеза стопы.

На графике угла поворота бедра будем рассматривать траектории движения ноги в протезе, то есть левую. В общем виде траектории всех протезов лежат в нормальном диапазоне значений, но стоит обратить внимание на короткие штрихи, обозначающие конец фазы опоры. При нормальной походке эта фаза составляет от 2% до 10% цикла шага, но так как в испытании участвует человек с патологией обеих конечностей, то ни один из протезов не удовлетворяет данному условию, но есть протез с максимально приближенным значением к нормальному – это протез №1, его фаза опоры заканчивается на отметке 11,61%. В фазе падения все протезы удовлетворяют нормальным показателям. Фаза передачи ближе всего к норме у Trias – 61% цикла шага.

Рассмотрим график угла поворота колена. По началу траектории движения видно, что при касании левой пяткой опоры, правая нога не находится в состоянии полного разгибания, угол сгибания составляет $-1,79^\circ$ при протезе №1, $-0,66^\circ$ для протеза №2 и $-3,08^\circ$ для Trias. Так, по полученным данным, протез №2 ближе всего к нормальным показателям (от 0 до 7°). Это могло произойти из-за подбранного адаптера, регулирующего высоту полного протеза. Разница в

несколько миллиметров может повлиять на высоту всей ноги. Ближе всего к нормальной траектории движения подходит протез №2.

Рассмотрим график угла поворота голеностопа. В начале опоры нормальная плантарфлексия составляет от -7° до 0° , а дорсифлексия – от 0° до $2,5^\circ$. Ближе всего к этим показателям Trias, ($-5,11^\circ$ и $3,87^\circ$). Сравнивая изготовленные протезы и Trias, первым не хватает достаточного переката, хотя в отличие от протеза №1, протез №2 гораздо ближе к показателям Trias. Также, максимальный угол дорсифлексии протеза №2 ближе всего к нормальным показателям (13° - нормальные, Trias – $16,78^\circ$, протез №2 – $13,83^\circ$, протез №1 – $15,51^\circ$).

Рассмотрим график угла поворота таза. Первое, из чего можно сделать вывод – это амплитуда торсии таза. Ни для стопы в ортезе, ни для стопы в протезе не наблюдается нормальный угол поворота таза $\approx 15-16^\circ$ (Trias – $7,57^\circ$, протез №1 – $10,94^\circ$, протез №2 – $8,96^\circ$). Протез №1 точнее других приближен к нормальной траектории поворота, следом идет протез №2 и Trias.

По сагиттальному углу движения стопы можно заметить, что от входа в опору левой ноги, до касания пяткой правой ноги, занимает у Trias 32,75% цикла шага, у протеза №1 – 33,38%, у протеза №2 – 33,71%, что находится в пределах нормы – от 28% до 48%, однако процесс опускания носка при шаге ни у одного протеза не соответствует норме – от -68° до -78° . Для Trias это $-51,79^\circ$, для протеза №1 $-49,86^\circ$, для протеза №2 $-50,07^\circ$. Это говорит о недостаточной амплитуде движения как на правой, так и на левой стопе в различных протезах.

По диаграмме длины шага можно заметить, что длина шага в протезе гораздо больше, чем в ортезе (например: Trias правая – 57см, левая – 60см). Самая большая длина шага у левой ноги с протезами №1 и №2 – 63см, а самая маленькая у правой ноги с ортезом и левой в протезе №2 – 54см.

Время шага во всех случаях превышает норму $0,48 \pm 0,05$ с, для Trias это 0,64с для левой и 0,55с для правой, для протеза №1 это 0,51с для правой и 0,61с для левой, для протеза №2 это 0,54с для левой и 0,6с для правой. Ближе всего к

нормальному показателю время шага правой ноги с протезом №1 на левой.

Процентное значение периода опоры от цикла шага для левой ноги в протезе №1 и Trias лежат в пределах нормы $60\pm 2\%$ и составляют 62%, остальные значения явно превышены, это говорит о раннем контакте стопы и поверхности и поздним поднятием стопы.

В работе также рассчитывался индекс ходьбы. Компания Qualisys предоставляла базу биомеханики ходьбы 22 здоровых взрослых человека. Индекс рассчитывался для всех основных суставов нижних конечностей и строился общий индекс. Если показатели ходьбы начинают выходить за пределы выборки показателей здоровых людей, то индекс начинает расти. Суммарный индекс ходьбы человека показал, что значения протеза №2 наиболее близки к нормативным значениям, чем другие протезы, в том числе и протез пациента. Но, так как статистика нормированных показателей собиралась и создавалась с данных здоровых людей, нормальный индекс ходьбы, который является нормой предоставленной базы данных компании Qualisys должен не превышать $7,5\pm 0,2$, индекс ходьбы в протезе Trias – 8,5, в протезе №1 – 7,4, в протезе №2 – 7,2. Поэтому, значения индекса выше 7,5 говорят о патологии ходьбы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе было проведено исследование походки человека в разных протезах, созданных как с помощью аддитивных технологий, так и предоставленных пациентом.

В начале была изучена литература о строении стопы и ее функциях, а также материалы по протезированию и существующих на рынке видов протезов стоп. Также, был проведен обзор материалов для печати на 3D принтере, которые могли бы быть использованы для изготовления протезов, при этом удовлетворяя критериям пациента.

Далее, была создана геометрия для двух протезов стоп, построена поверхностная сетка, а также были заданы физико-механические свойства материалов, из которых изготавливались протезы.

Был произведен импорт геометрии в программное обеспечение ANSYS для дальнейших исследований напряженно-деформированного состояния. Были заданы граничные условия для проверки прочности изделия при существовании препятствия – ступеньки.

Смоделированные протезы стоп были также распечатаны на 3D принтере для дальнейшего анализа походки человека в разных изделиях, в том числе и предоставленных пациентом.

Проведя количественный анализ с помощью видеоанализа, была проведена биомеханическая оценка походки по каждому полученному графику траекторий движения. Подобные исследования помогают врачам ортопедам и протезистам оценить качество проведенной операции, понять, на что обратить внимание при изготовлении и установке модели протеза стопы, скорректировать план реабилитации пациента.

Таким образом, в ходе выполнения работы были выполнены все поставленные задачи: построение двух компьютерных трехмерных моделей протезов

стопы для пациента, построена поверхностная сетка моделей протезов стоп, изучена литература по протезированию, материалам и формам современных протезов, был проведен расчет напряженно-деформированного состояния моделей, с помощью аддитивных технологий были изготовлены два полноценных протеза стопы для пациента, получены графики биомеханических параметров походки человека, а также проведено их сравнение с нормальными показателями.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бегун П. И., Шукейло Ю. А., Биомеханика: Учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463 с
2. Донской Д. Д., Зициорский В. М., Биомеханика: Учебник для институтов физической культуры. – М.: Физкультура и спорт, 1979. – 264 с
3. Дубровский В. И., Федорова В. Н., Биомеханика: Учебник для средних и высших учебных заведений, - М.: Издательство ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
4. Скворцов Д. В., Клинический анализ движений. Анализ походки: Издательство НПЦ - “Стимул”, Иваново, 1996. – 344 с
5. Bella J. May, Amputations and Prosthetics: a case study approach. – Jaypee Brothers, 2002. – 278 p
6. Brenda Coppard, Helene Lohman, Introduction to orthotics: a clinical reasoning and problem-solving approach. – Elsevier Mostby, 2015. – 485 p
7. Michelle M. Lusardi, Milagros Jorge, Caroline Nielsen, Orthotics and prosthetics in rehabilitation. – Elsevier Saunders, 2013. – 829 p.
8. Аксенов А. Ю., Хатчинс С., Клишковская Т. А., «Использование видеоанализа походки для оптимизации локомоторного стереотипа у пациентов с перемежающейся хромотой». – Гений ортопедии, 2019, с. 79-81
9. Мальцева О. Н., Аксенов А. Ю., Егоров Р. А., Математическое моделирование и биомеханика в современном университете: тезисы докладов XVI Всероссийской школы, «Моделирование и изготовление индивидуального протеза стопы для биомеханической оценки походки с помощью видеоанализа». – Издательство Южного федерального университета, 2022. – 114 с., с.62
10. AOPA Prosthetic Foot Project Report. – American Orthotic and Prosthetic Association, 2010. – 44 p.
11. Sint Jan, S. Van, Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions. Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations. Edinburgh: Churchill Livingstone. - 2007
12. Модуль упругости Юнга и сдвига, коэффициент Пуассона значения (Таблица) URL: <https://infotables.ru/fizika/295-uprugie-svoystva-tel> (дата обращения 08.06.2022)
13. Полиэтилентерефталат-гликоль (ПЭТГ) — пластик, URL: [https://ru.wikipedia.org/wiki/Полиэтилентерефталат-гликоль_\(ПЭТГ\)_—_пластик](https://ru.wikipedia.org/wiki/Полиэтилентерефталат-гликоль_(ПЭТГ)_—_пластик) (дата обращения 08.06.2022)
14. 4 миллиона россиян приговорены к к ампутациям как к форме лечения

URL: <https://versia.ru/4-milliona-rossiyan-prigovoreny-k-amputaciyam-kak-k-forme-lecheniya> (дата обращения 08.06.2022)

15. PETG: обзор материала, настройки 3D-печати и советы по устранению проблем URL: <https://rec3d.ru/rec-wiki/petg-obzor-materiala-nastroyki-3d-pechati-i-sovety-po-ustraneniyu-problem/>(дата обращения 08.06.2022)
16. Zwick/Roell Z020 проверил на прочность наши филаменты REC FLEX и REC SEALANT - 2017. URL: <https://3dtoday.ru/blogs/rec/zwickroell-z020-test-the-strength-of-our-filaments-flex-rec-and-rec-se?commentId=291027> (дата обращения 08.06.2022)
17. Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Natio, R., & Benedetti, M.G. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. - *Gait & Posture*, 2007. - 26, 560-571, URL: http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Building_the_IOR_Gait_Model (дата обращения 08.06.2022)
18. Ottobock, Catalogue of lower limbs. – 2021. URL: https://www.ottobock.ru/media/local-media/for-specialists/prosthetics/catalogues/catalogue-lower-limbs-2021_en.pdf (дата обращения 21.01.2022)