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

Работа допущена к защите

Директор высшей школы

А. М. Кривцов

«___» _____2021 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ РЕЗЬБЫ ЗУБНЫХ ИМПЛАНТОВ МОСТОВИДНОГО ПРОТЕЗА С ПОМОЩЬЮ КОНЕЧНО -ЭЛЕМЕНТНОГО АНАЛИЗА

по направлению подготовки
01.03.03 «Механика и математическое моделирование»
профиль
01.03.03_02 Биомеханика и медицинская инженерия

Выполнил

Студент гр. 3630103/70201 А. Ю. Федоров

Руководитель

Доцент, к. ф.-м. н. М. Б. Бабенков

Санкт-Петербург

2021 г.

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

УТВЕРЖДАЮ

Директор

Высшей школы теоретической механики

А.М.Кривцов

« » 2021 г.

ЗАДАНИЕ

по выполнению выпускной квалификационной работы

студенту Федорову Александру Юрьевичу 3630103/70201

1. Тема работы: Выбор оптимальных параметров резьбы зубных имплантов мостовидного протеза с помощью конечно-элементного анализа

2. Срок сдачи студентом законченной работы: 14 июня 2021 г.

3. Исходные данные по работе: справочная литература, актуальные публикации по теме исследования

4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): создание 3D модели, построенной по КТ-снимкам и являющаяся анатомически верной моделью участка нижней челюсти, где производится имплантация протеза, создание моделей имплантов, отличающихся между собой шириной и высотой резьбы. Анализ решения стационарной задачи с помощью ANSYS Workbench. Создание классификации и выбор моделей имплантов, параметры которых являются оптимальными для зубных имплантов при установке мостовидного протеза.

5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): не предусмотрены

6. Консультанты по работе: не предусмотрены

7. Дата выдачи задания 1 февраля 2021 г.

Руководитель ВКР М.Б. Бабенков

Задание принял к исполнению 1 февраля 2021 г.

Студент А.Ю. Федоров

РЕФЕРАТ

На 41 с., 48 рисунков, 3 таблицы.

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ, МОСТОВИДНЫЙ ЗУБНОЙ ПРОТЕЗ, КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ, НИЖНЯЯ ЧЕЛЮСТЬ, МОЛЯР, ПРЕМОЛЯР, ПАРАМЕТРЫ РЕЗЬБЫ

В данной работе было проведено численное моделирование напряженно-деформированного состояния зубного мостовидного протеза. Всю работу можно разделить на несколько основных частей: построение анатомически верной модели участка нижней челюсти, зубной коронки и 10 пар моделей имплантов, отличающихся параметрами резьбы, построение конечно-элементной модели по построенной, проведение серии расчетов при заданных граничных условиях, анализ результатов и классификация моделей по величине максимальных напряжений, создаваемых в костной ткани.

THE ABSTRACT

41 pages, 48 pictures, 3 tables.

FINITE ELEMENT ANALYSIS, BRIDGE DENTAL PROSTHESIS, COMPUTER MODELING, LOWER JAW, MOLAR, PREMOLAR, THREAD PARAMETERS

Numerical simulation of the stress-strain state of a dental bridge was carried out in this work. The work can be divided into several main parts: building an anatomically correct model of the lower jaw area, dental crown and 10 pairs of implant models that differ in thread parameters, building a finite element model based on the constructed one, performing a series of calculations under specified boundary conditions, analyzing the results, and classifying the models according to the value of the maximum stress created in the bone tissue.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ 5
ГЛАВА 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ 7
1.1. Анатомия челюсти человека 7
1.2. Описание процесса имплантации 10
1.3. Сведения об имплантах и их обзор 11
ГЛАВА 2. СОЗДАНИЕ 3D МОДЕЛИ 15
2.1. Обработка КТ-снимков 15
2.2. Создание 3D модели кости челюсти 18
2.3. Создание 3D модели имплантов и коронки 20
ГЛАВА 3. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ 25
3.1. Построение сетки 25
3.2. Граничные условия 27
3.3. Результаты 29
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 41
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ 42

ВВЕДЕНИЕ

Установка зубных протезов является одной из наиболее частых причин обращения пациентов среднего и старшего возрастов к стоматологам. Несмотря на стремление врачей всеми возможными способами сохранить пациентам их родные зубы, нередко во врачебной практике встречаются ситуации, когда это не представляется возможным и зубы уже потеряны в момент обращения к специалисту или же их сохранение невозможно: разрушение зубов при различного рода механических воздействиях, травмы, сопровождаемых потерей зубов, кариес, заболевания, связанные с обменом веществ. Зубное протезирование позволяет пациентам восстановить как один зуб, так и полностью верхний и нижний зубные ряды, помимо этого также с целью установки зубных протезов могут обращаться пациенты, желающие скрыть те или иные дефекты зубного ряда.

Показания к установке мостовидного протеза обширны и включают в себя наличие аномалий или обширных дефектов зубного ряда, необходимость восстановления нескольких передних зубов. На данный момент классифицировать мостовидные протезы можно по следующим особенностям: по материалу изготовления (металлические, пластмассовые и т. д.), по способу крепления (съемные и стационарные) и по конструкционным особенностям (разборные и цельные).

Использование мостовидных протезов на имплантах актуально в случае отсутствия у пациента трех и более зубов вплоть до отсутствия зубов всей челюсти. В качестве опоры в данном случае выступают импланты, представляющие собой стержень с резьбой, вживляемый в костную ткань на месте отсутствия зуба, затем по прошествии времени, когда импланты обрастут костной тканью, устанавливается коронка, созданная по слепку зубов пациента.

Важнейшей характеристикой зубных имплантов являются параметры их резьбы такие как высота и ширина резьбы, так как именно резьба обеспечивает

надежное закрепление импланта, следовательно и всего протеза в челюсти пациента.

Целью данной работы является выбор оптимальных параметров резьбы зубных имплантов из рассматриваемых для установки мостовидного протеза из соображений минимизировать максимальные напряжения, возникающее в костной ткани пациента в дальнейшем при воздействии жевательной нагрузки, которая оказывается на установленный протез в процессе жизнедеятельности человека. Будет рассмотрена 3D модель, созданная по КТ-снимкам и являющаяся анатомически верной моделью участка нижней челюсти, где производится имплантация протеза, будут созданы модели имплантов, отличающихся между собой шириной и высотой резьбы. Для описания напряженно-деформированного состояния в момент приложения жевательной нагрузки будет проанализировано решение стационарной задачи с помощью ANSYS Workbench. Параметры резьбы будут охарактеризованы максимальными напряжениями, возникающими при воздействии жевательной нагрузки, в кортикальном и губчатом слоях челюсти. На основе этих результатов будет создана классификация и выбраны модели имплантов, параметры которых выбраны оптимальными для зубных имплантов при установке мостовидного протеза.

ГЛАВА 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ

1.1. Анатомия челюсти человека

Нижняя и верхняя челюсти являются самыми крупными костями лицевого черепа, вместе со скуловыми костями они образуют основу лица и определяют его форму. Челюсти участвуют в образовании костных стенок полости рта, глазницы и носа, входят в состав речевого и жевательного аппарата. Верхняя челюсть является местом для крепления большинства мимических мышц, нижняя челюсть- жевательных мышц, мышц языка, глотки и шеи. Верхняя челюсть соединена неподвижно с костями мозгового и лицевого черепа, нижняя- подвижно с височными костями с помощью парного височно-нижнечелюстного сустава.

Нижняя челюсть представляет собой непарную кость подковообразной формы, она имеет тело и кость. В теле нижней челюсти разделяют основание (basis) и альвеолярную часть, которая содержит по 8 зубных альвеол на каждой из сторон.

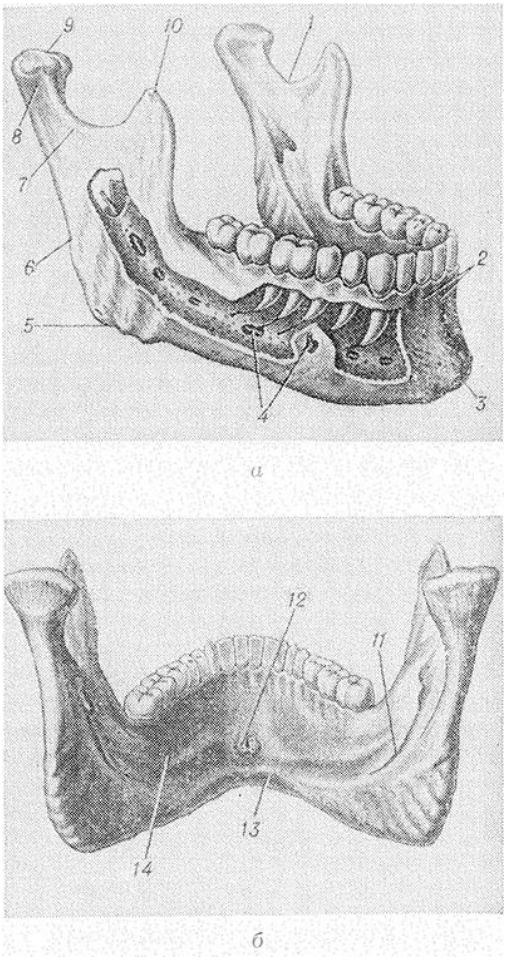

Рисунок 1.1. Строение нижней челюсти

Нижняя челюсть (а — вид снаружи, часть наружной костной пластинки удалена, б — вид изнутри): 1 — вырезка нижней челюсти; 2 — альвеолярные возвышения; 3 — подбородочный выступ; 4 — подбородочное отверстие с введенным через него зондом в канал нижней челюсти; 5 — угол нижней челюсти; 6 — ветвь нижней челюсти; 7 — мыщелковый отросток; 8 — шейка нижней челюсти; 9 — головка нижней челюсти; 10 — венечный отросток; 11 — челюстно-подъязычная борозда; 12 — подбородочная ость; 13 — двубрюшная ямка; 14 — челюстно-подъязычная линия.

Строение альвеолярной части нижней челюсти подобно строению альвеолярного отростка верхней челюсти, она дугообразно изогнута и имеет наружную (вестибулярную) поверхность, обращенную к преддверию рта, и внутреннюю (небную), направленную к небу [7].

Как и все кости в человеческом организме, кости челюстей представляют собой губчатое и компактное вещество, также компактное вещество называют кортикальным слоем. Губчатое вещество или губчатая кость является основным слоем костной ткани челюсти. Больше половины губчатого вещества составляют костные перекладины и перегородки, соединенные капиллярами, именно в губчатом слое размещаются корни живых зубов. Кортикальный слой — это своего рода оболочка, которая плотнее губчатой в 10–20 раз, поэтому во врачебной практике распространена фиксация имплантов с моментальной нагрузки именно в кортикальном слое.

Нижняя челюсть состоит из наружной и внутренней пластинок компактного вещества, между которыми располагается губчатое вещество. Компактное вещество имеет наибольшую толщину в области основания тела нижней челюсти. Наибольшее количество губчатого вещества содержится в головке, шейке и в области угла нижней челюсти, наименьшее - в венечном отростке. Костные перекладины губчатого вещества располагаются соответственно распределению давления, которое возникает при жевании.

Количество костной ткани на каждой из челюстей и под каждым зубом различается. Количество базального и кортикального отдела на нижней челюсти гораздо больше, чем на верхней. На верхней же челюсти максимальную часть занимает губчатая кость, именно поэтому широко распространена операция по наращиванию костной ткани.

На протяжении долгого времени для имплантации использовался губчатый слой, который при необходимости может быть наращён искусственными способами, однако на данный момент активно применяется кортикальный и базальный слои, которые также пригоден для надежной фиксации имплантов.

1.2. Описание процесса имплантации

Существует две методики установки имплантов одно- и двухэтапная имплантация, они являются базовыми и стандартными видами стоматологического вмешательства.

Двухэтапная методика является проверенной временем технологией имплантации, её суть заключается в том, что на первом этапе устанавливается штифт, являющийся в дальнейшем опорой для протеза, а на втором этапе по прошествии времени 5-6 месяцев при имплантации на верхней челюсти и 3-4 при имплантации на нижней и при достаточной стабилизации импланта устанавливается временная или же постоянная коронка, поэтому двухэтапную методику также называют имплантацией с отложенной нагрузкой.

Одноэтапная методика, применяющаяся в случаях внедрения в челюстную кость неразборных имплантов (винтовых и пластиночные), напротив предполагает установку постоянной коронки уже через 2–3 недели.

Двухэтапная имплантация винтовыми конструкциями в настоящий момент является наиболее предпочтительной, так как способствует формированию успешной остеоинтеграции и их длительному функционированию, а также обеспечивает наименьший риск осложнений.

О том, чтобы понять, протоколу какой методики следовать при имплантации врачу достаточно провести визуальный осмотр и проанализировать снимки челюсти, в случае сомнений для составления полной картины могут потребоваться снимки компьютерной томографии. По результатам осмотра врачом делается вывод о состоянии костных тканей челюсти пациента, близости к гайморовым пазухам в случае имплантации на верхней челюсти, расположении нижнечелюстного нерва, наличии воспалений и новообразований.

При двухэтапной имплантации операция по установке штифта подразделяется на следующие шаги:

-коррекция гребня хирургической фрезой;

-формирование костного ложа специальными сверлами с постепенным увеличением диаметра сверла;

-введение в ложе внутрикостной части винтового импланта ниже уровня альвеолярного гребня на 1,0 -1,5 мм;

-ведение винта-заглушки с целью предотвращения врастания тканей во внутренний резьбовой канал импланта;

-ушивание слизисто-надкостничных лоскутов наглухо швами [3].

1.3. Сведения об имплантах и их обзор

Дентальная имплантация-внедрение в ткани челюсти искусственной опоры в качестве замены зубов с целью последующего протезирования.

Имплант – изделие из небиологического материала, которое вводится в организм для выполнения каких-либо функций в течение ограниченного или максимально возможного периода времени. Функционирование импланта во многом зависит от того, насколько материалы и форма импланта совместима с организмом, в который он внедряется. Имплант не должен оказывать негативного воздействия на физиологическую систему и, помимо этого, не должен меняться под воздействием окружающей среды [3].

Биосовместимость – способность встраиваться в организм пациента, не вызывая побочных симптомов, является основой любой имплантологии, и дентальная не является исключением. Биосовместимость имплантов обеспечивает нормальное протекание заживления костных тканей и перестройки кости в зоне контакта организма с имплантом, а также обеспечивает адекватную передачу оказываемых нагрузок.

К материалам для дентальных имплантов предъявляются следующие требования:

-биохимическая инертность

-коррозийная устойчивость

-механическая прочность

-отсутствие аллергического, канцерогенного и мутагенного влияния.

Классификация биосовместимых имплантационных материалов, следующая:

1. биотолерантные (нержавеющая сталь, кобальтохромовые сплавы полимеры и др.)
2. биоинертные (титан, его сплавы, корундовая керамика, цирконий и др.)
3. биоактивные (гидроксиапатит, трикальцийфосфат, биоситаллы, тантал и др.)

Титан является биоинертным материалом, который используется в медицине с 1952 г, его биосовместимость обеспечивается тем что на его поверхности спонтанно образуется оксидная пленка (диоксид титана), которая представляет собой стойкое керамическое соединение, при применении дентальных имплантов применяется технически чистый титан марок ВТ1-0 (99,2% Ti), ВТ1-00 (99,5% Ti) с незначительными примесями железа, кислорода, азота и др.

Также существует разделение имплантов по следующим свойствам

I. По виду материала, из которого изготовлен имплантат:

- металлические (титановые, циркониевые);

- керамические

II. По виду имплантации:

-эндооссальные (винтовые, цилиндрические, пластиночные, комбинированные);

- субпериостальные;

- эндодонто - эндооссальные

III. По строению конструкции:

- разборные;

- неразборные

IV. По методике применения:

- одноэтапные;

-двухэтапные

В настоящее время специалисты отдают предпочтение винтовым цилиндрическим имплантам ввиду их долговечности и надежности.

Неразборные импланты состоят из внутрикостной части винтовой или пластиночной формы (тела) с отходящей от нее шейки, которая в свою очередь переходит в головку. Они предназначены только для одноэтапной методики операции, так как тело и шейка импланта при этом погружаются в костную ткань, а опорная головка выступает в полость рта.

Рисунок 1.2. Винтовой цилиндрический имплант

При производстве имплантов внутрикостная часть как правило проходит специальную обработку в виде плазменного напыления или пескоструйного текстурирования для образования шероховатостей на поверхности с целью увеличения площади соприкосновения с костными тканями, что обеспечивает успешную остеоинтеграцию.

В настоящее время также существуют стандарты размеров дентальных имплантов, в зависимости от ширины, высоты и протяженности дефектов зубного ряда. Диаметр тела винтовых и цилиндрических конструкций имплантов может составлять от 3 до 6 мм, высота- от 7 до 18 мм [3].

ГЛАВА 2. СОЗДАНИЕ 3D МОДЕЛИ

Создание анатомически верной модели участка челюсти, в котором проводится имплантация мостовидного протеза, моделей имплантов и коронки является одним из важнейших этапов данной работы. В данный момент существуют ПО, позволяющие создать 3D модель по КТ-снимкам конкретного пациента и использовать в дальнейшем эту модель для многих видов анализа, это дает возможность учитывать анатомические особенности строения кости и при дальнейших расчетах и анализе опираться на достоверные данные о строении костей пациента.

2.1. Обработка КТ-снимков

Для создания 3D модели участка челюсти пациента, которому требуется имплантация мостовидного протеза на нижней левой челюсти в районе 1-го, 2-го премоляров и 1-го моляра были использованы КТ-снимки здорового пациента, имеющего полный зубной ряд на нижней и верхней челюстях, создания первичной модели было использовано ПО 3D Slicer

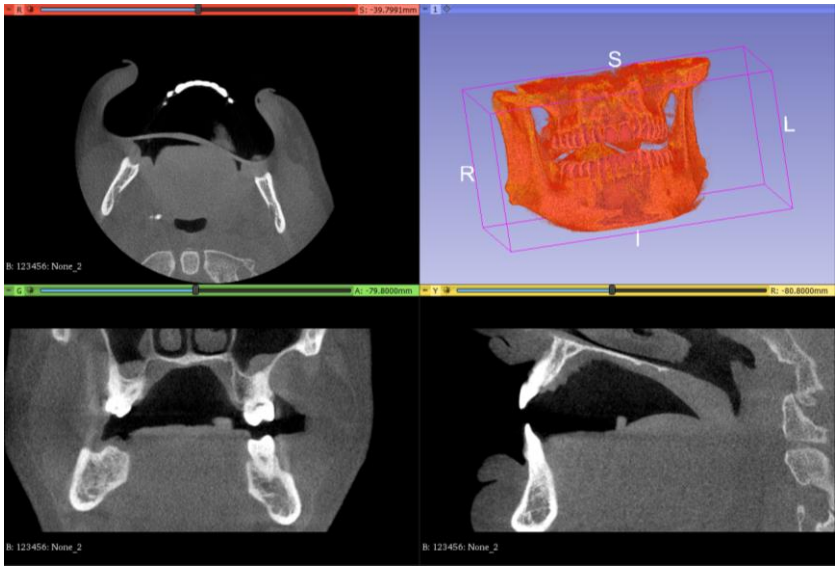

Рисунок 2.1. КТ-снимки пациента

Затем ввиду необходимости рассмотрения только конкретного участка кости нижней челюсти была исключена из рассмотрения вся верхняя челюсть, а также не рассматриваемая часть нижней челюсти. 3D Slicer позволяет редактировать КТ-снимки, чтобы в дальнейшем создать 3D модель, отвечающую запросам исследователя, благодаря этой возможности исследуемая область челюсти была отредактирована: была создана полость, которая соответствует объему, заполняемому губчатым веществом.

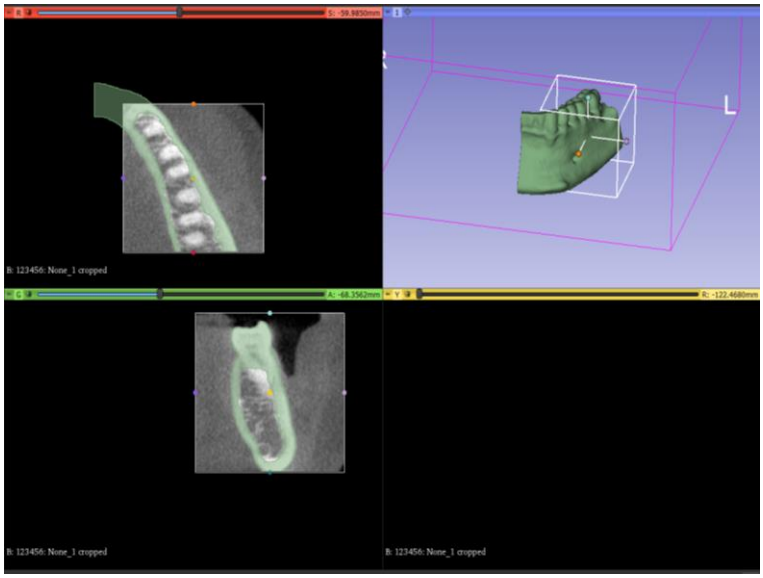

Рисунок 2.2 Первичная 3D модель челюсти

После создания первичной 3D модели участка нижней челюсти также требуется редактирование. Для дальнейшего изменения модели с целью довести её до вида кортикального слоя при отсутствии зубов используется редактор 3D моделей Meshmixer, который создает графическую сетку 3D модели, элементами которой являются треугольники. Данное ПО позволяет редактировать путем обрезания лишних частей, уменьшения количества элементов графической сетки, сглаживания и т. д.

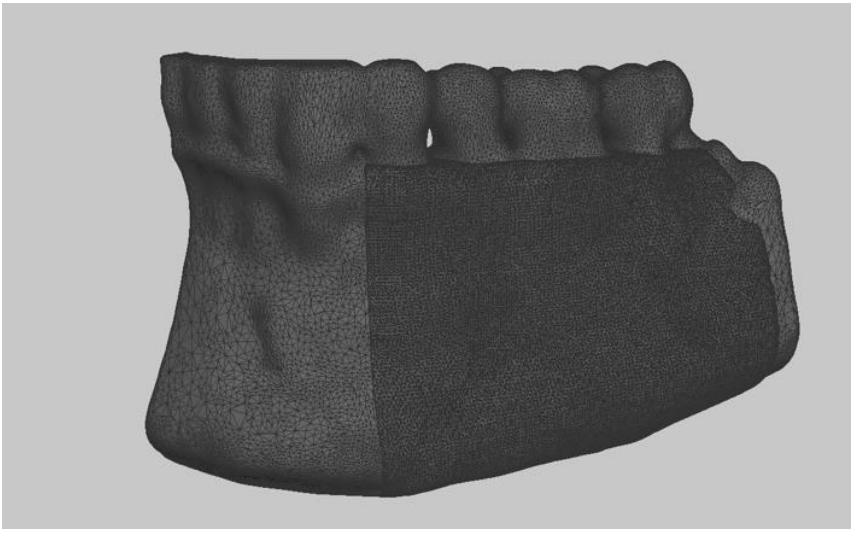

Рисунок 2.3. 3D модель челюсти в Meshmixer

С помощью Meshmixer были удалены из модели зубы, а также произведена подгонка модели по размерам к участку, который соответствует участку левой нижней челюсти, где у здорового человека располагаются 1-й, 2-й премоляры и 1-й моляр. После нескольких этапов упрощения модели, сглаживания и уменьшения количества элементов графической сетки была получена модель следующего вида.

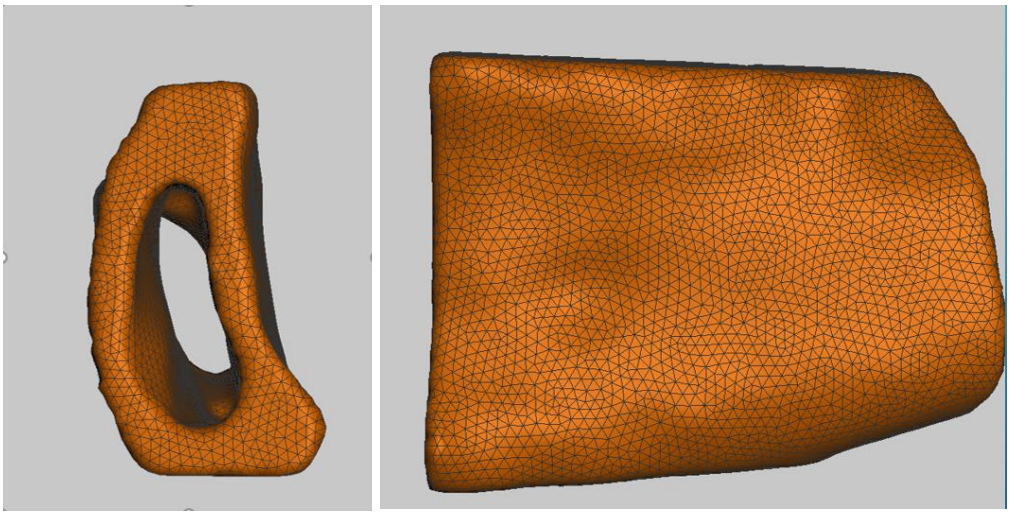

Рисунок 2.4 3D модель кортикального слоя после редактирования в Meshmixer

2.2. Создание 3D модели кости челюсти

Созданная и отредактированная с помощью 3D Slicer и Meshmixer модель в дальнейшем используется как справочная, по характерным размерам которой с помощью САПР SolidWorks создается окончательная модель пригодная для дальнейшей работы. Для создания модели в SolidWorks используются такие инструменты как “Бобышка по сечениям” и “Вырез по сечениям”

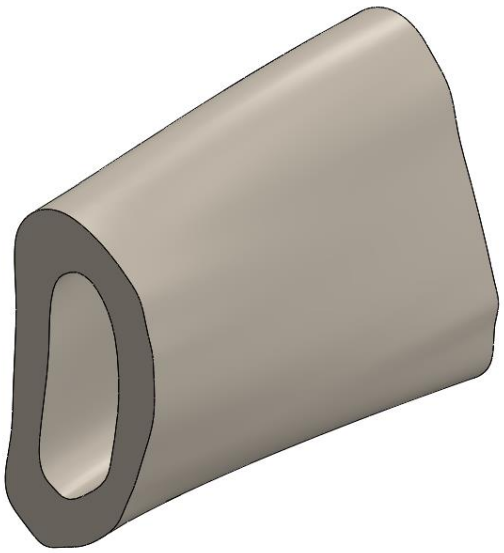

Рисунок 2.5. Модель кортикального слоя

Затем с помощью инструмента “бобышка по сечениям” создается объем губчатого вещества в точности, повторяющий по форме полость внутри модели кортикального слоя.

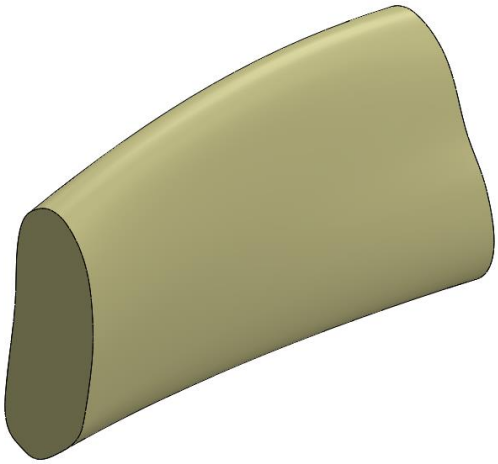

Рисунок 2.6. Модель губчатого вещества

После этого создается сборка костей, с помощью встроенных инструментов SolidWorks.

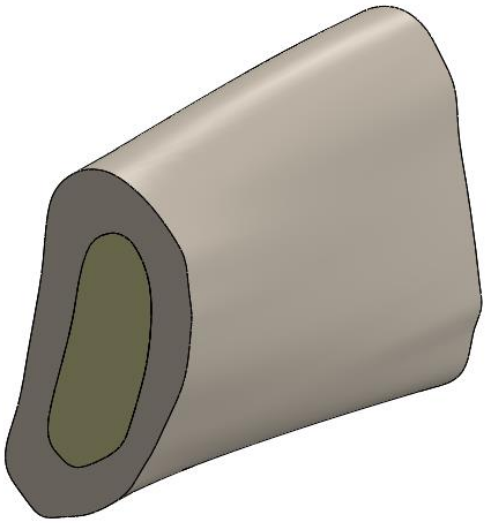

Рисунок 2.7. Модель кости в сборке

2.3. Создание 3D модели имплантов и коронки

Для создания имплантов мостовидного протеза использовались рекомендации о размерах имплантов [3].

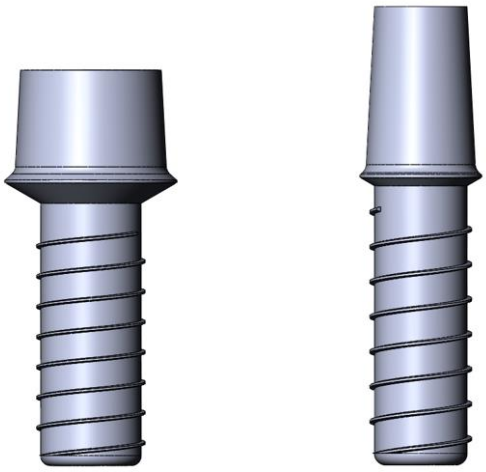

Рисунок 2.8. Модели имплантов

а) имплант 1-го моляра; б) имплант 1-го премоляра

Было создано 10 пар имплантов имплант 1-го моляра и имплант 1-го премоляра, каждая пара отличается от остальных параметрами резьбы H-высота и W-ширина (см. рисунок 2.9)

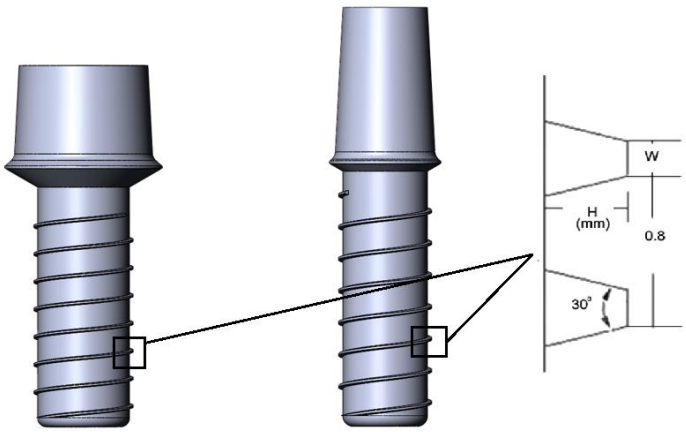

Рисунок 2.9. Изображение изменяемых параметров резьбы

Табл.1 Параметры резьбы для моделей имплантов

Номер модели	H, мм	W, мм
1	0,2	0,1
2	0,2	0,4
3	0,3	0,1
4	0,3	0,4
5	0,4	0,1
6	0,4	0,4
7	0,5	0,1
8	0,5	0,4
9	0,6	0,1
10	0,6	0,4

Для создания коронки также была загружена и отредактирована с помощью Meshmixer модель коронки мостовидного протеза

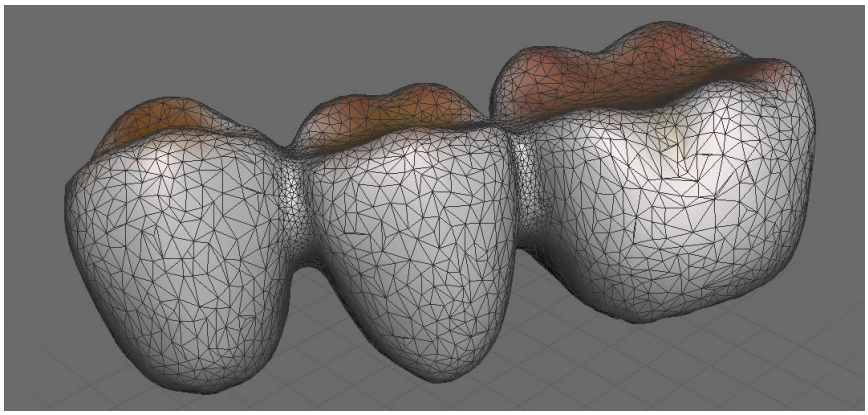

Рисунок 2.10. Модель коронки с графической сеткой

Далее с помощью инструмента “Бобышка по сечениям” создается модель в SolidWorks, которая по характерным размерам соответствует справочной модели коронки, в ней удалены не влияющие на дальнейший расчет участки и части коронки, при этом сохранены неровности на

поверхности коронки, которые непосредственно контактируют с пищей при жевательной нагрузке.

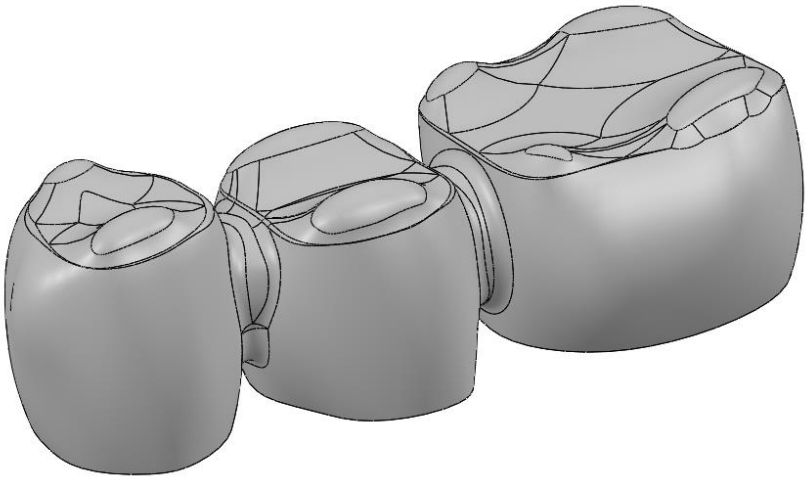

Рисунок 2.11. Окончательная модель коронки протеза

Для крепления головки имплантов к коронке были проделаны отверстия, в точности повторяющие форму головок.

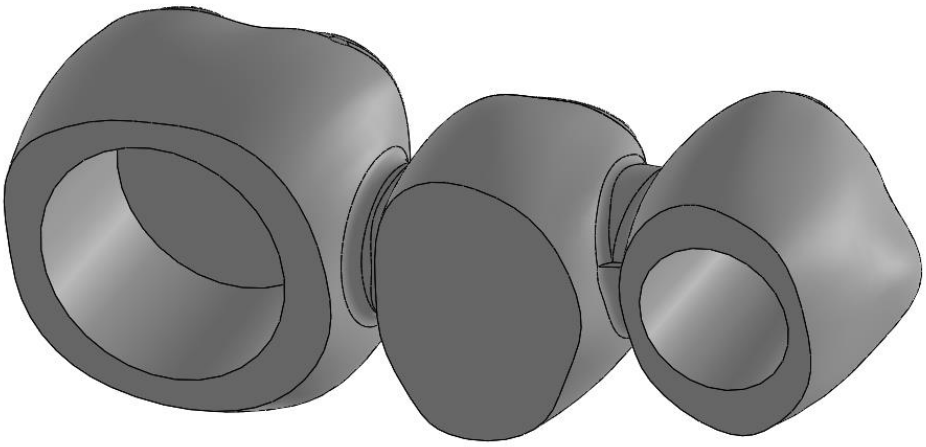

Рисунок 2.11. Коронка вид снизу

Затем после создания моделей имплантов и коронки создается сборка всего мостовидного протеза, для которой используются встроенные

инструменты сборки SolidWorks, позволяющие установить точное совпадение тех или иных геометрических частей деталей и заблокировать их перемещение друг относительно друга.

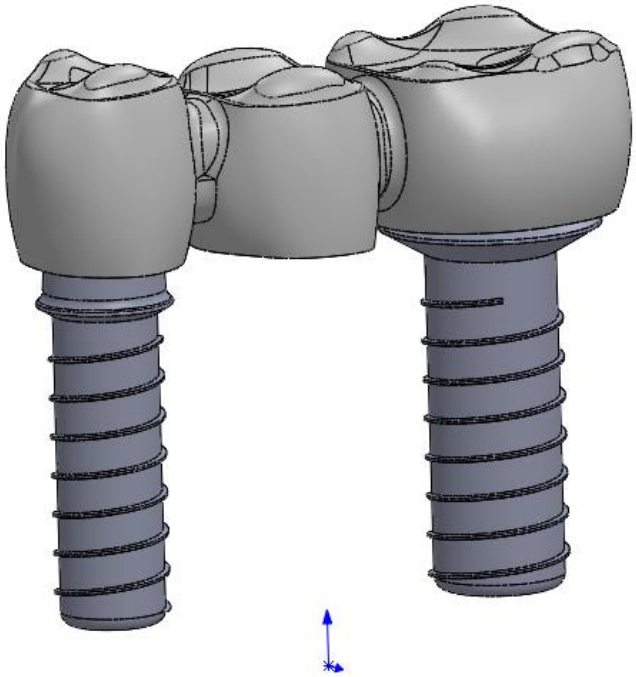

Рисунок 2.12. Сборка мостовидного протеза

Затем проводится сборка всей модели и модель мостовидного протеза фиксируется в костной ткани после того, как создается полость внутри моделей костей соответствующая тому объему имплантов, который помещается внутрь кости.

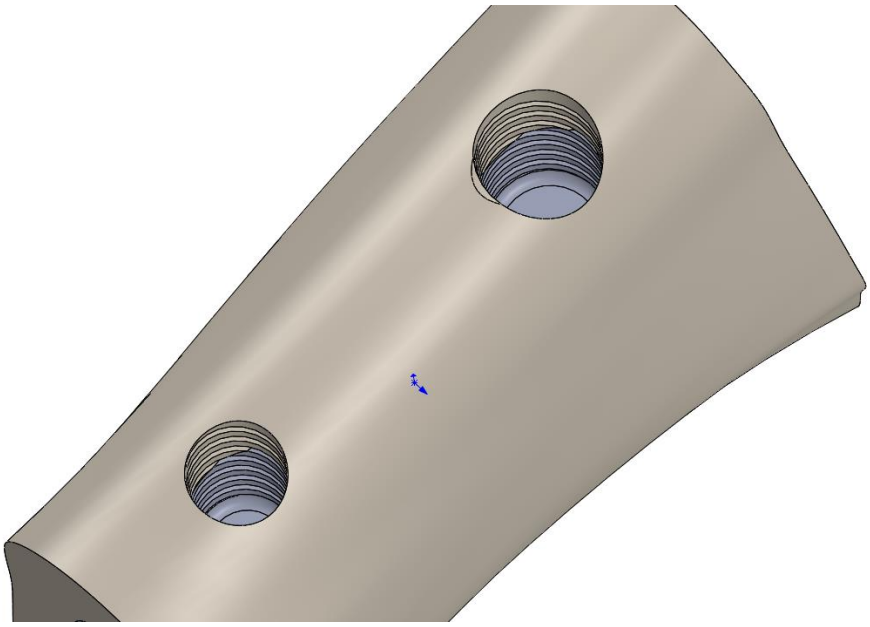

Рисунок 2.13. Полости внутри модели кости

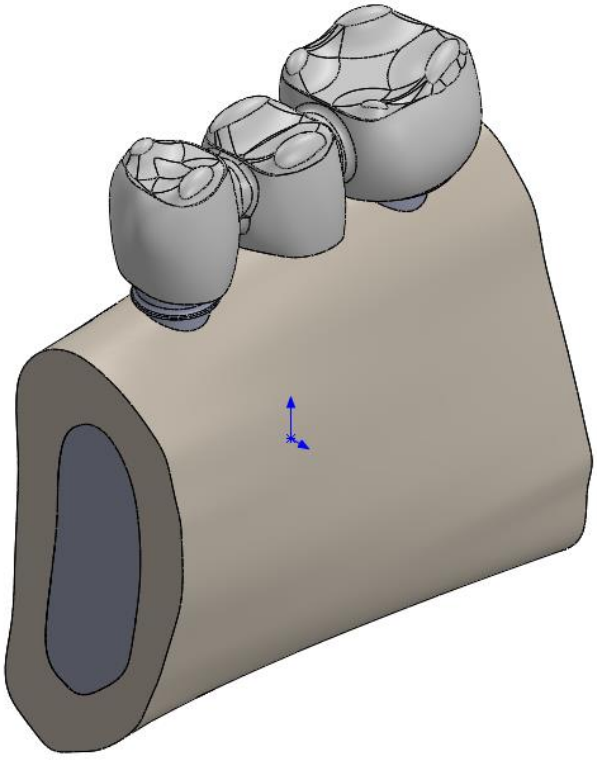

Рисунок 2.14. Полная сборка протеза, закрепленного в кости

ГЛАВА 3. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ

В данной работе для конечно-элементного анализа используется платформа ANSYS Workbench, а точнее ее раздел Static Structural, задача рассматривается как статическая, модуль Юнга и коэффициенты Пуассона взяты из источников [11], [14].

Табл. 2 Свойства материалов

Материал	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальный слоя	14000	0,30
Губчатое вещество	1370	0,30
Титан	110000	0,35
Коронка (диоксид циркония)	68900	0,28

3.1. Построение сетки

Для создания сетки используется следующие два метода:

1. Automatic method – метод, подбирающий вид элементов и их количество автоматически используется для создания сетки коронки.

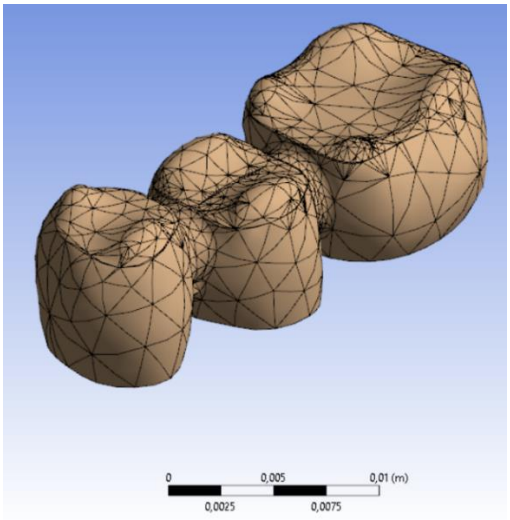

Рисунок 3.1. Сетка на модели коронки

2. Tetrahedrons method на основе алгоритма Patch Confirming Method- используется при создании сетки для моделей высокого качества, не имеющих зазоров, мелких выступов и прочих проблемных зон. При построении генерируются элементы, имеющие форму тетраэдров.

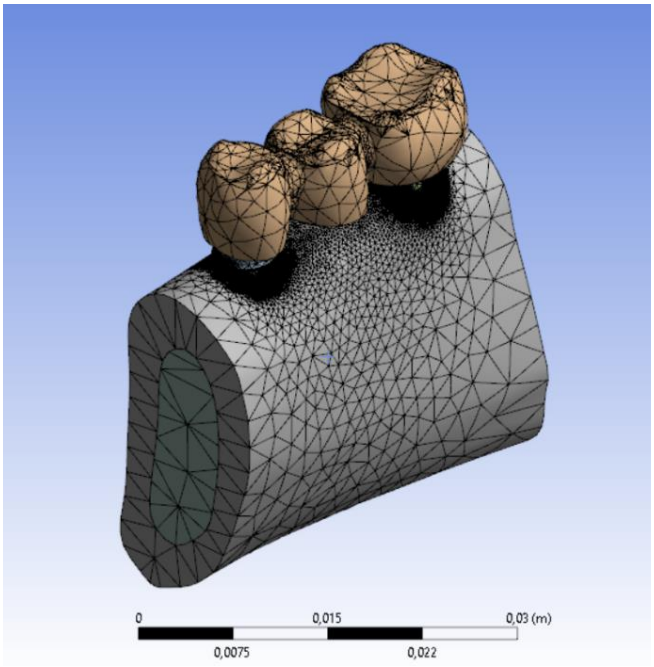

Рисунок 3.2. Сетка всей модели

Также для получения близкой к реальной картине напряжений в зоне контактов имплантов и кости создаются сгущения с помощью Contact Sizing.

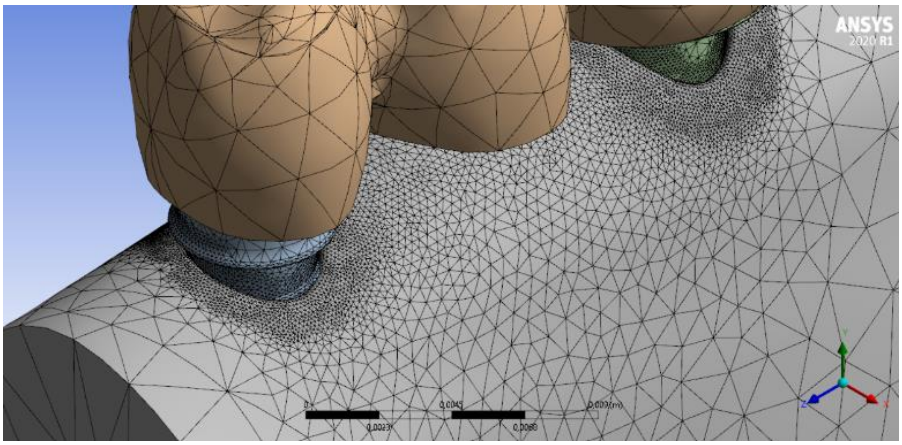

Рисунок 3.3. Сгущение в зоне контактов импланта с костью

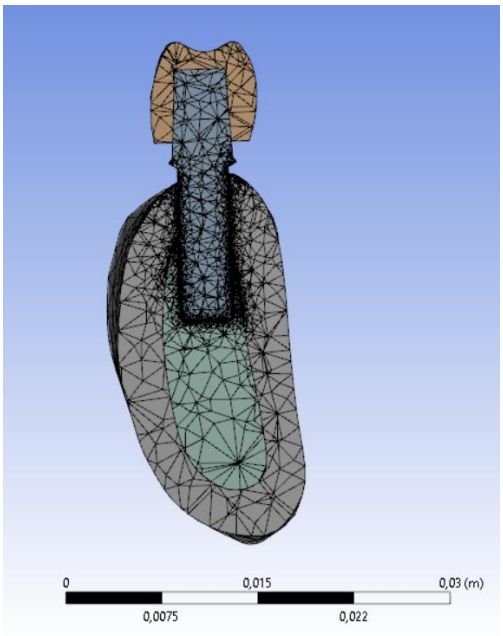

Рисунок 3.4. Сгущения в зоне контактов в разрезе

Сетка для каждой модели в среднем содержит 500 000 элементов, что позволяет проводить дальнейшие расчеты, используя мощность персонального компьютера.

3.2. Граничные условия

В данной задаче устанавливаются следующие граничные условия:

-абсолютный запрет перемещения (заделка) со стороны 1-го моляра

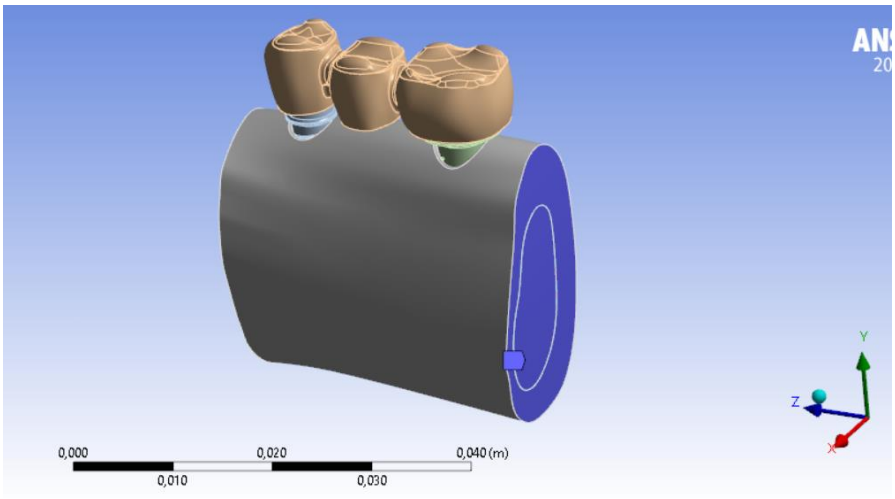

Рисунок 3.5. Заделка

-запрет на перемещение по осям X, Y, Z, запрет на вращение вокруг осей Y и Z, что соответствует шарнирной опоре

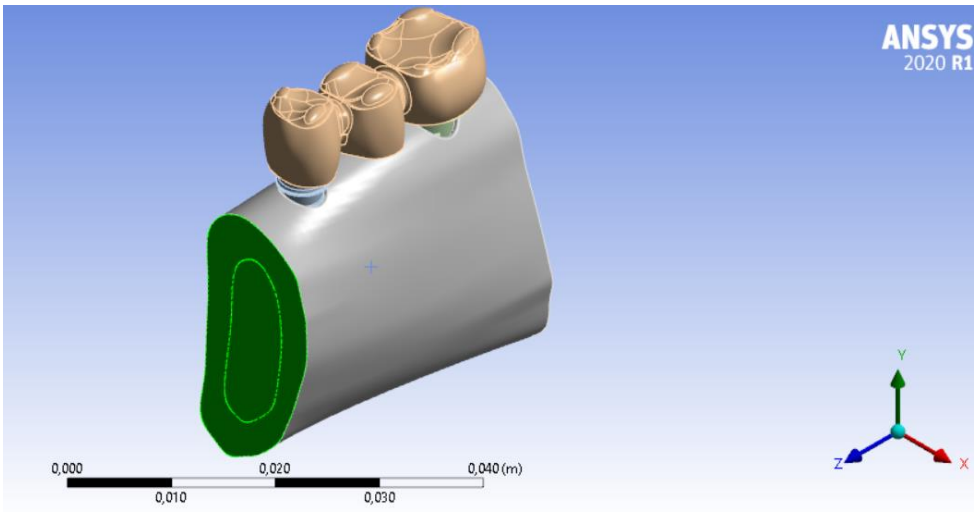

Рисунок 3.6 Шарнирная опора

-силовые граничные условия в данном случае представляют собой жевательную нагрузку на поверхность коронки, равную 100 Н и направленную обратно по направлению оси Y и составляющую под углом в 45° равную 15 Н.

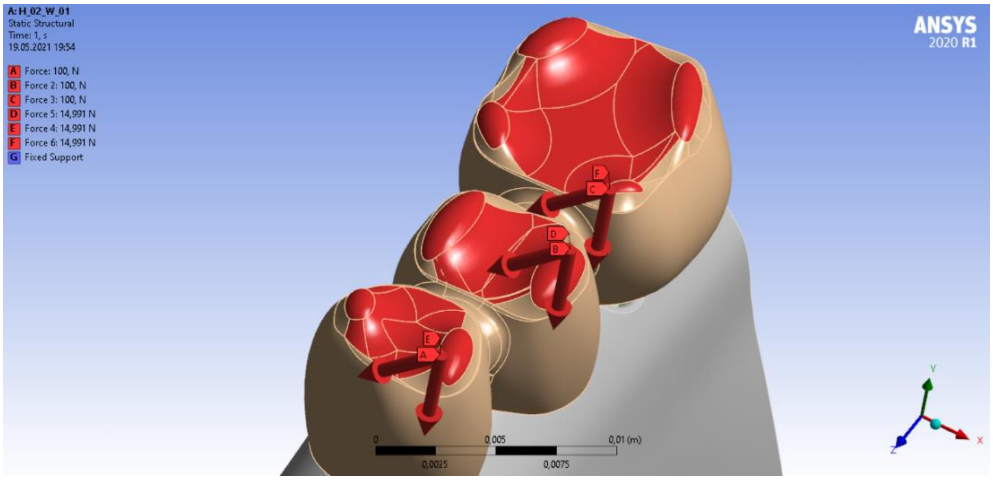

Рисунок 3.7. Жевательная нагрузка

Все вышеперечисленные граничные условия были заданы для всех десяти рассматриваемых моделей.

3.3. Результаты

В результате решения данной задачи для каждой модели были получены поля напряжений по Мизесу в обоих слоях кости. На рисунках приложение 3.8–3.27 представлены поля напряжений в губчатом и кортикальном слоях, полученные в результате решения.

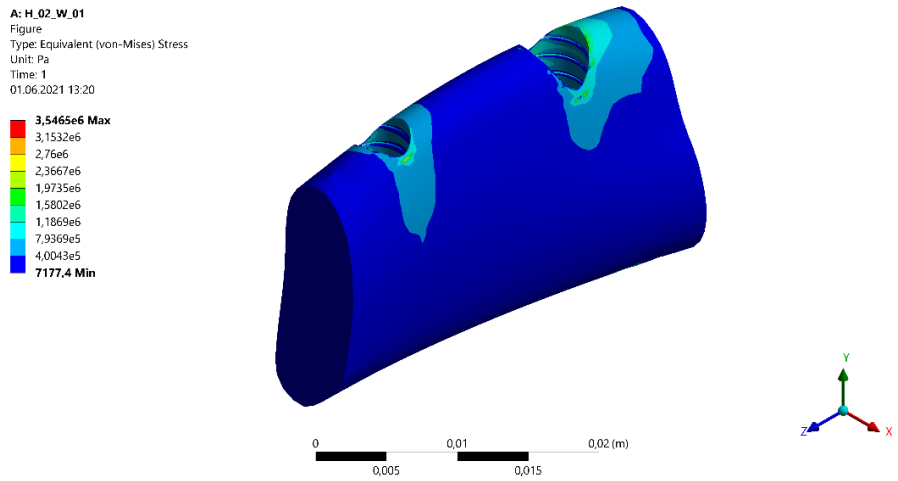

Рисунок 3.8. Модель H=0.2 мм, W=0.1 мм

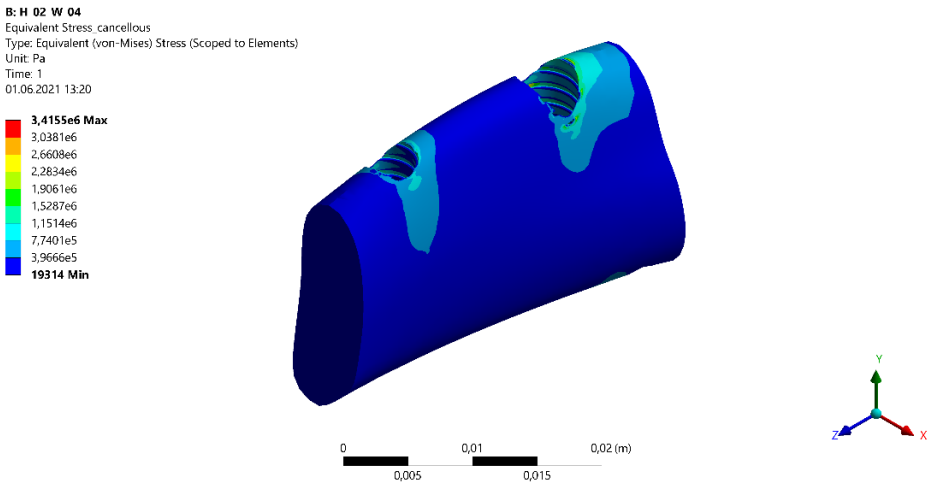

Рисунок 3.9. Модель H=0.2 мм, W=0.4 мм

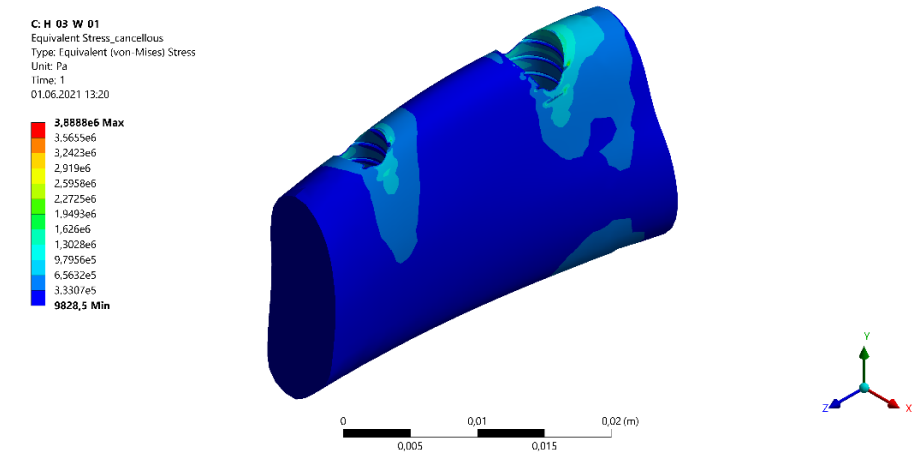

Рисунок 3.10. Модель H=0.3 мм, W=0.1 мм

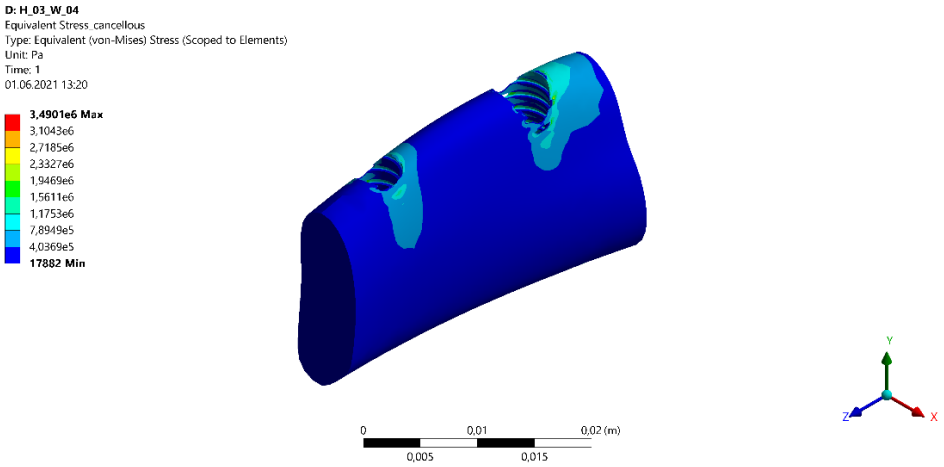

Рисунок 3.11. Модель H=0.3 мм, W=0.4 мм

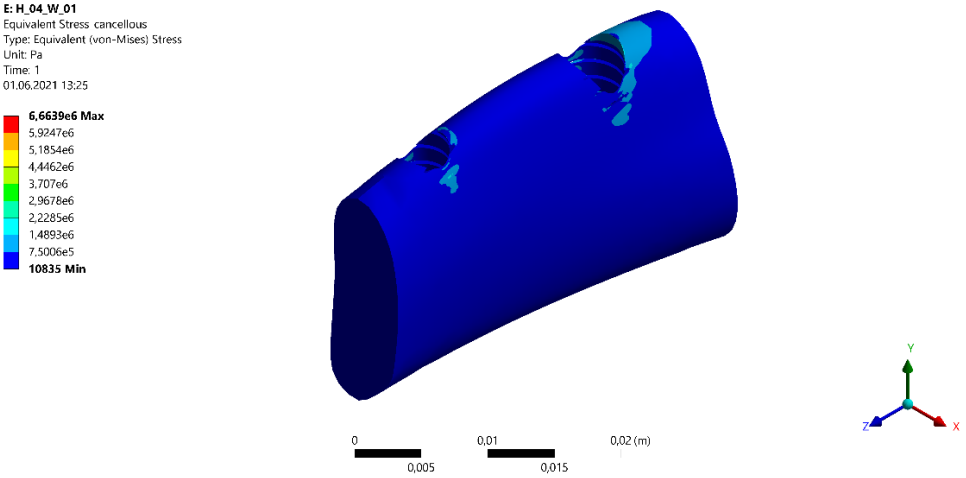

Рисунок 3.12. Модель H=0.4 мм, W=0.1 мм

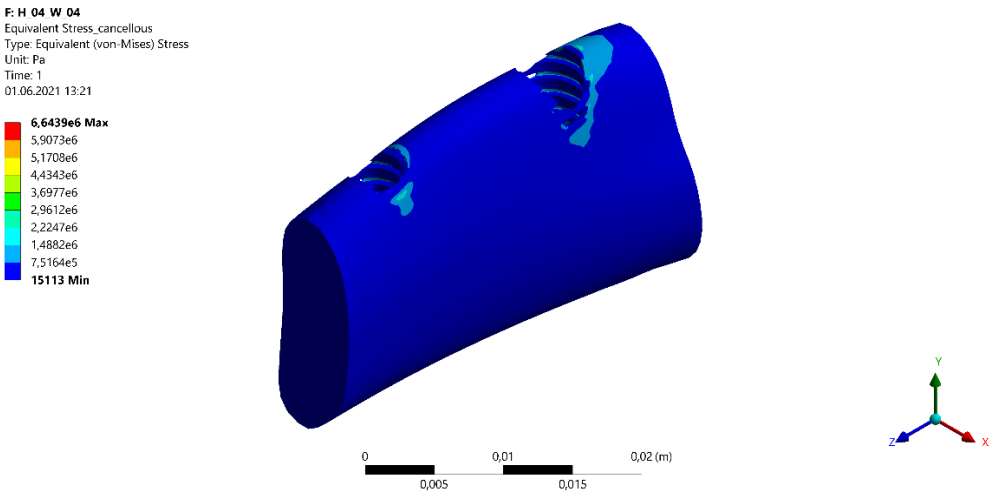

Рисунок 3.13. Модель H=0.4 мм, W=0.4 мм

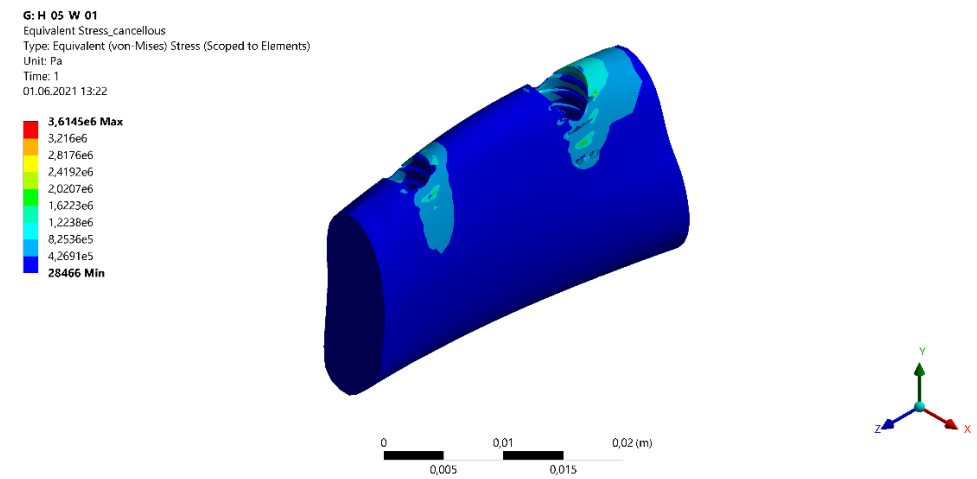

Рисунок 3.14. Модель H=0.5 мм, W=0.1 мм

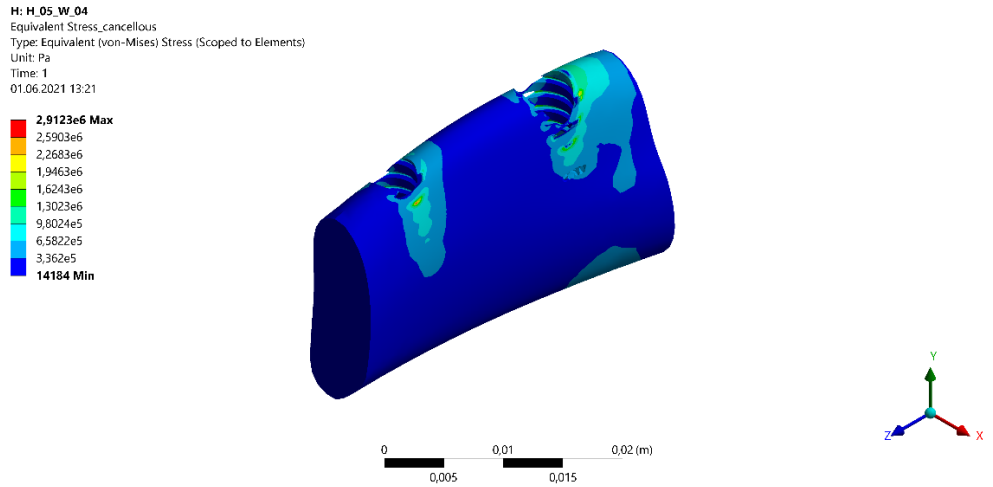

Рисунок 3.15. Модель H=0.5 мм, W=0.4 мм

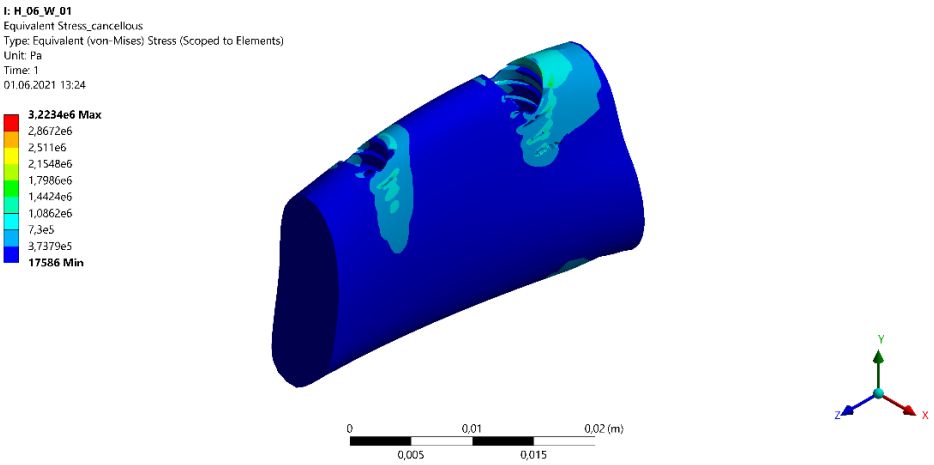

Рисунок 3.16. Модель H=0.6 мм, W=0.1 мм

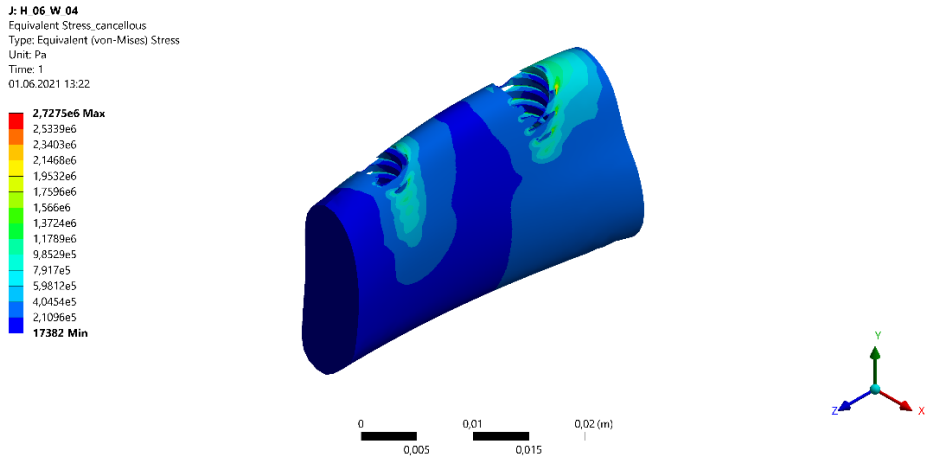

Рисунок 3.17. Модель H=0.6 мм, W=0.4 мм

Как видно из распределения напряжений в губчатом слое, зона вблизи импланта моляра обладает более интенсивными напряжениями по сравнению с зоной вблизи импланта премоляра, что объясняется большей площадью контакта зубной поверхности у моляра по сравнению с премоляром, тем самым моляр испытывает большее давление по сравнению с другими зубами.

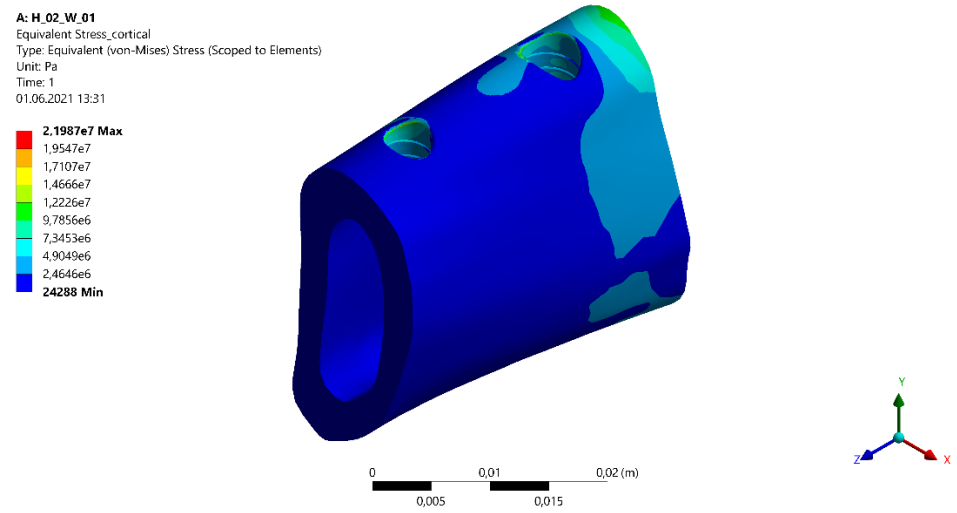

Рисунок 3.18. Модель H=0.2 мм, W=0.1 мм

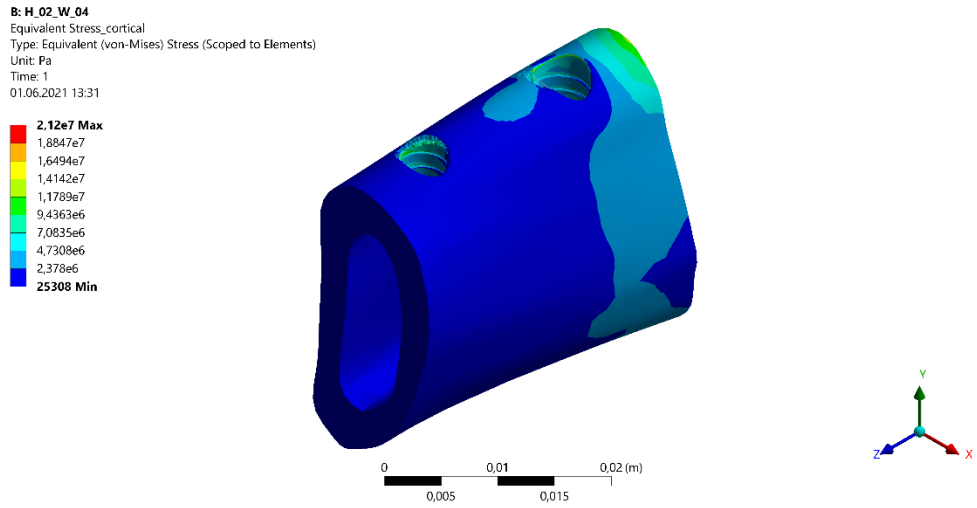

Рисунок 3.19. Модель H=0.2 мм, W=0.4 мм

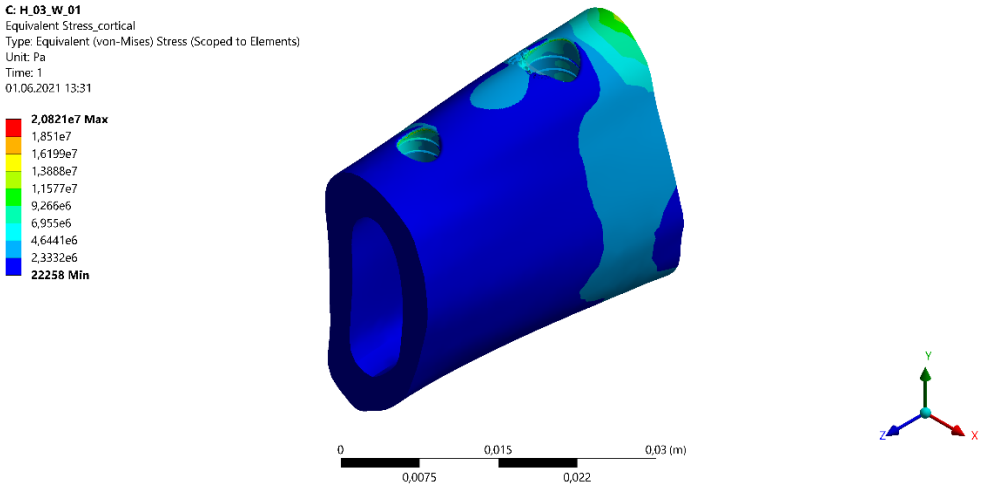

Рисунок 3.20. Модель H=0.3 мм, W=0.1 мм

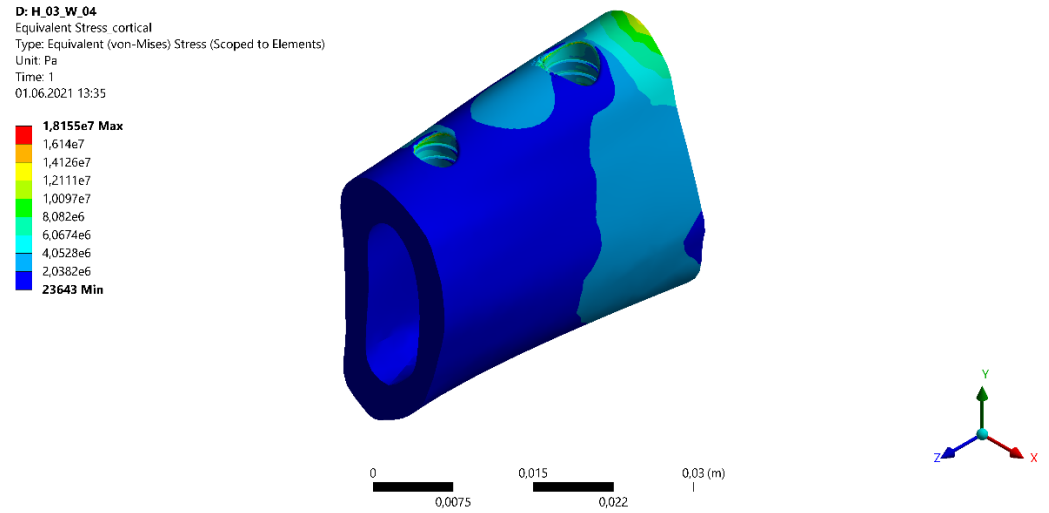

Рисунок 3.21. Модель H=0.3 мм, W=0.4 мм

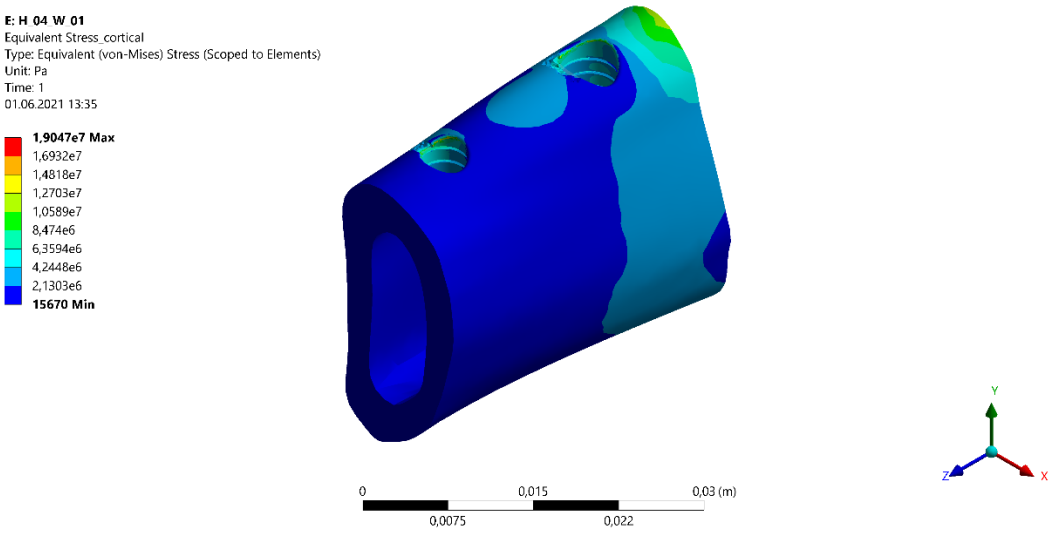

Рисунок 3.22. Модель H=0.4 мм, W=0.1 мм

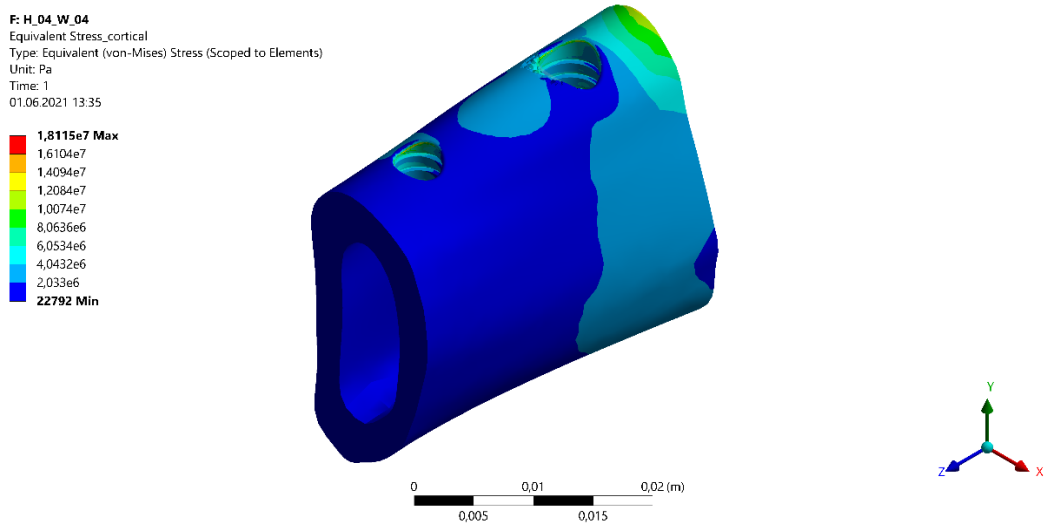

Рисунок 3.23. Модель H=0.4 мм, W=0.4 мм

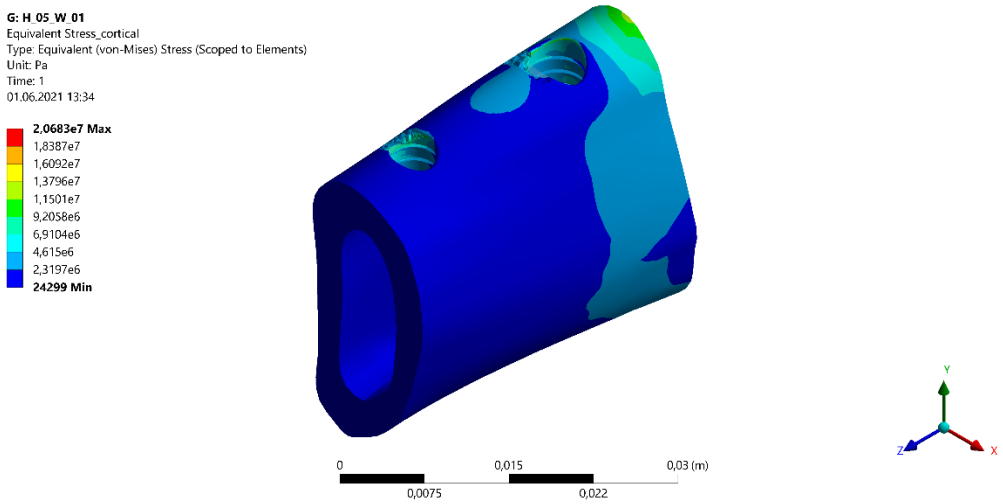

Рисунок 3.24. Модель H=0.5 мм, W=0.1 мм

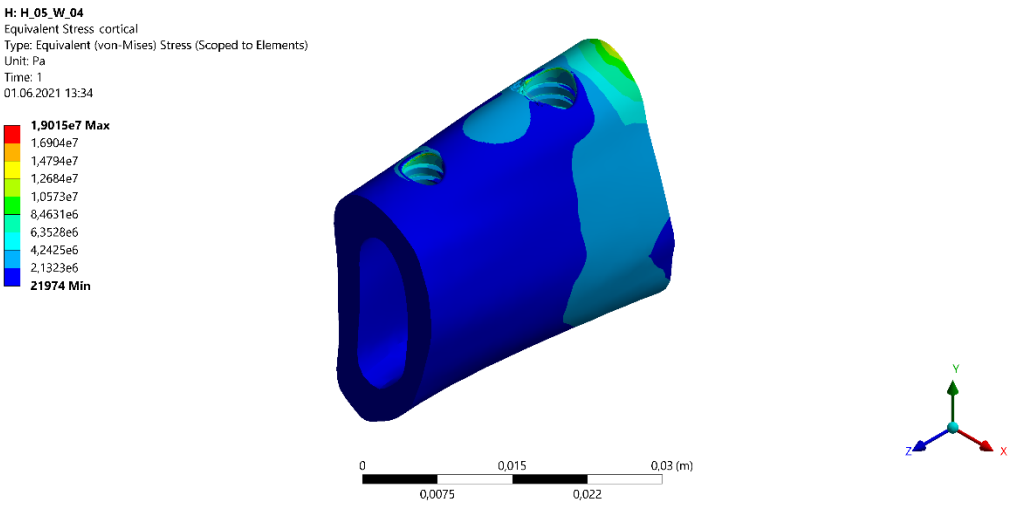

Рисунок 3.25. Модель H=0.5 мм, W=0.4 мм

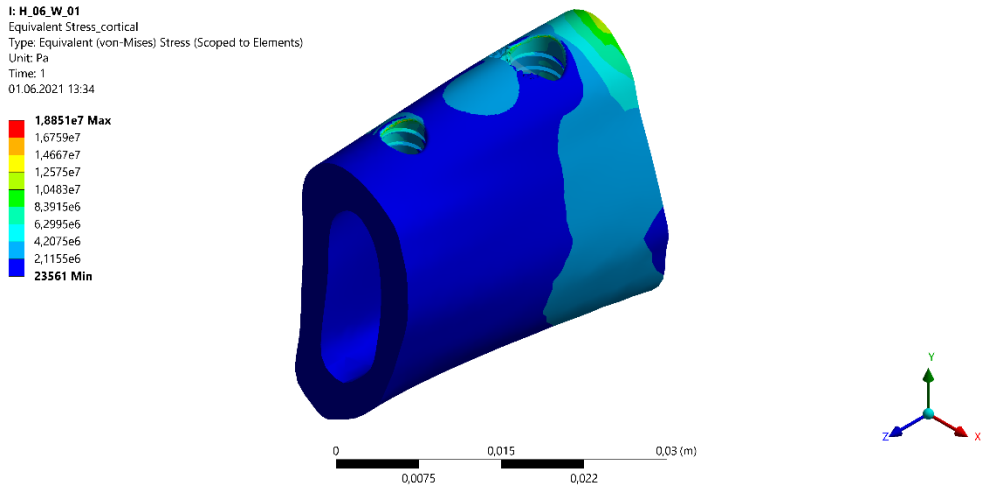

Рисунок 3.26. Модель H=0.6 мм, W=0.1 мм

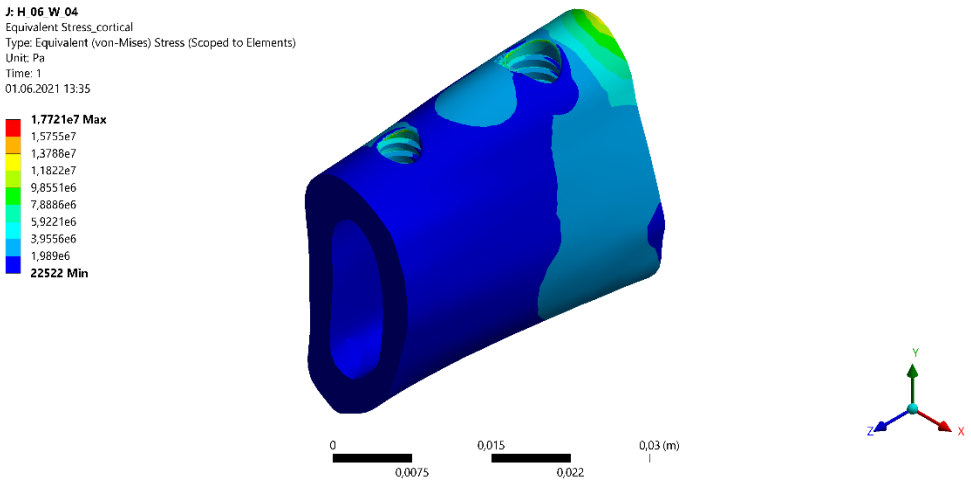

Рисунок 3.27. Модель H=0.6 мм, W=0.4 мм

Распределение напряжений в кортикальном слое также как и в случае с губчатым веществом демонстрирует большие напряжения в зоне моляра по сравнению с премоляром. Помимо этого, можно видеть, что напряжения не ограничиваются зоной непосредственного контакта с имплантом моляра и распространяются в ту сторону кости, где была задана заделка, тем не менее данное граничное условие не влияет на итоговую классификацию имплантов, так как в первую очередь берутся во внимание максимальные напряжения, возникающие в местах непосредственного контакта имплантов с костной тканью.

Значения максимальных напряжений представлены в таблице 3. На основе этих значений были построены графики, изображенные на рисунках 3.28 и 3.29.

Исходя из значений максимальных напряжений в кортикальном слое, видно, что при увеличении параметров H и W максимальные напряжения падают на 19 % до абсолютного минимума, при изменении параметров также видно, что максимальные напряжения в губчатом слое возрастают на 87 % и достигают абсолютного максимума при параметрах H=0.4 мм, W=0.1 мм, с дальнейшим уменьшением при увеличении H до значений близким к тем, что наблюдаются при самых минимальных параметрах H=0.2 мм, W=0.1 мм

Таким образом, основываясь, на результатах решения, проиллюстрированных графиками, можно говорить о выборе модели имплантов с параметрами H=0.6 мм W=0.4 мм как наиболее оптимальных, так как и для губчатого вещества и для кортикального слоя при этих параметрах имеет место быть абсолютный минимум максимальных напряжений, также можно сделать вывод, что определяющим фактором для максимальных напряжений в кости при жевательной нагрузке является площадь контактной поверхности между имплантом и челюстью и чем она выше, тем равномернее распределяются напряжения, но тем не менее можно видеть, что некоторые модели имеют большие напряжения по сравнению с теми, что имеют меньшую площадь поверхности резьбы.

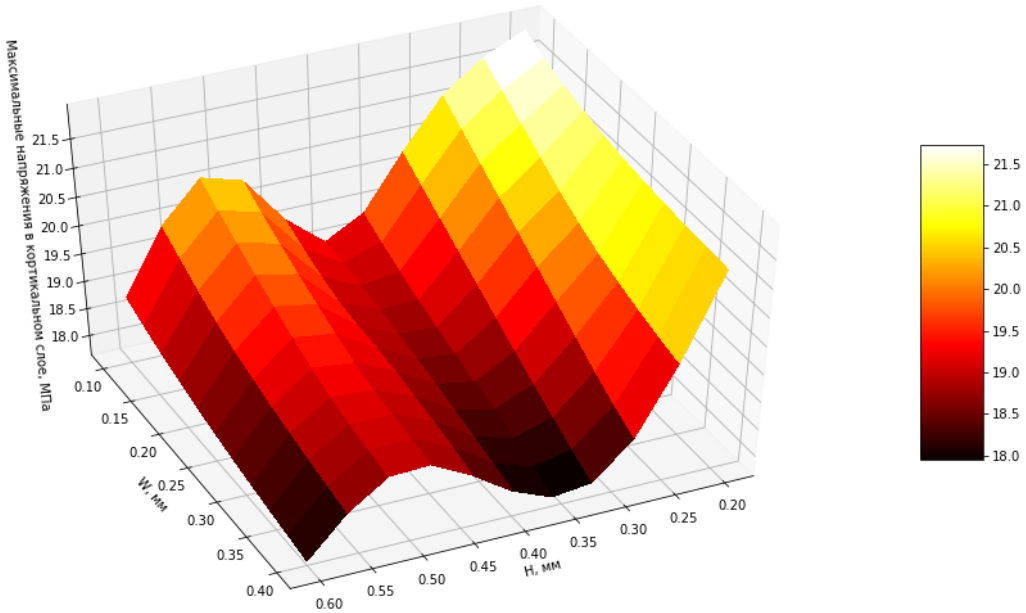

Рисунок 3.28. Распределение максимальных напряжений в кортикальном слое в зависимости от параметров

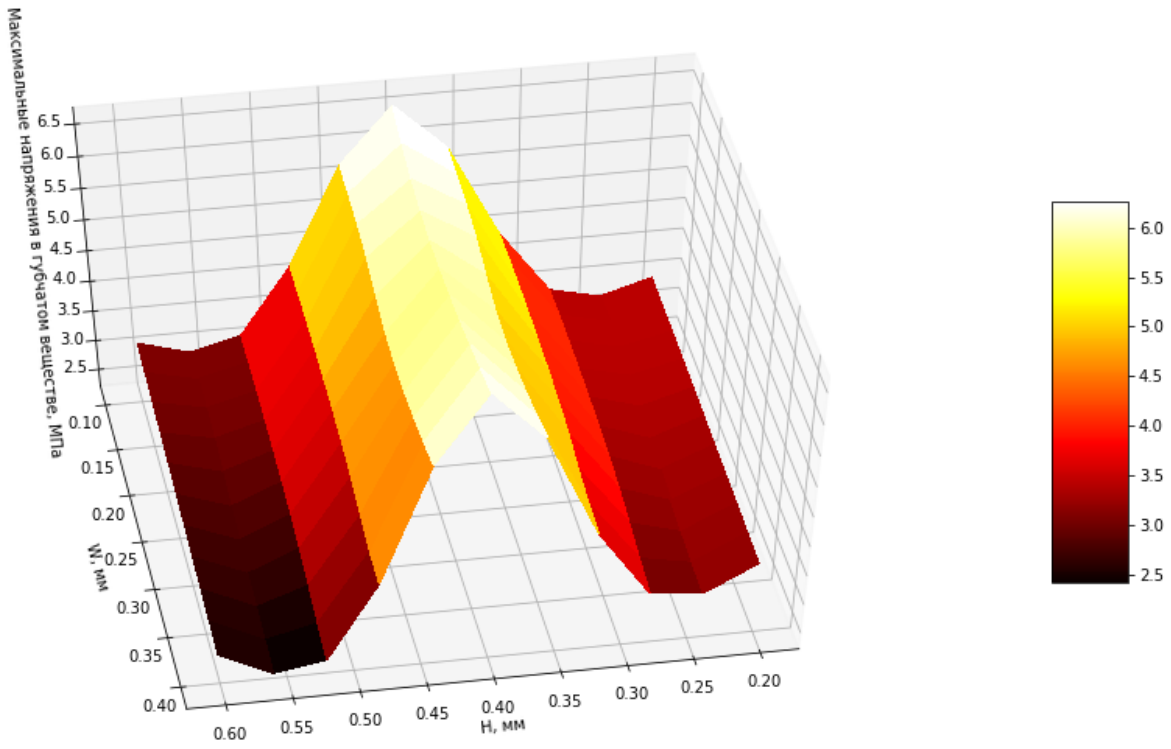

Рисунок 3.29. Распределение максимальных напряжений в кортикальном слое в зависимости от параметров

Также модели классифицированы:

- для каждой из точек (моделей) была вычислена евклидова норма в 4-мерном пространстве по формуле: $\|x\| = \sqrt{x_1^2 + x_2^2 + x_3^2 + x_4^2}$

-вычислена длина выборки: $\Delta z = z_{max} - z_{min}$=22,2725-17,944=4,3282

-длина выборки разбита на 3 равных интервала, равных 1,4427

Затем построена диаграмма (рисунок 3.30), на которой отображена принадлежность каждой модели к тому или иному классу.

Табл. 4 Евклидовы нормы для моделей

Номер модели	Параметр H, мм	Параметр W, мм	Евклидова норма
1	0,2	0,1	22,2725
2	0,2	0,4	21,4780
3	0,3	0,1	21,1830
4	0,3	0,4	18,4942
5	0,4	0,1	20,1832
6	0,4	0,4	19,3028
7	0,5	0,1	21,0022
8	0,5	0,4	19,2469
9	0,6	0,1	19,1346
10	0,6	0,4	17,9443

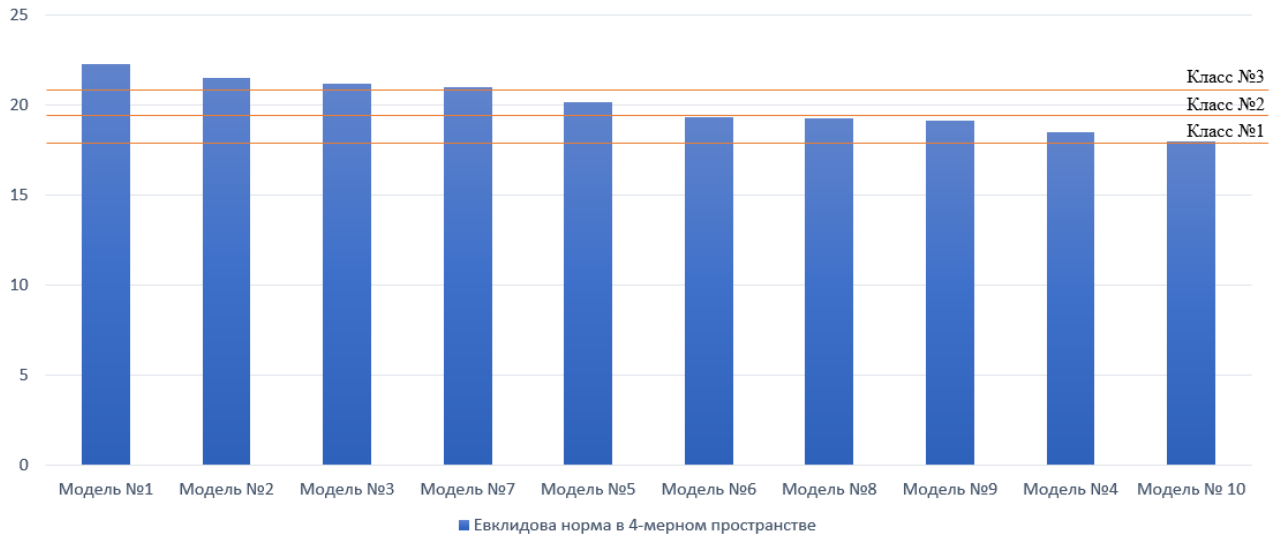

Рисунок 3.30 Классификация моделей имплантов

На основании классификации (рисунок 3.30) можно сделать вывод, что оптимальным выбором для имплантации мостовидного протеза являются параметры имплантов как в случае модели № 10, имеющей наибольшие значения параметров W=0.6 мм и H=0.4 мм, также в класс оптимальных входят модели №6, №8, №9 и №4, оптимальность моделей №8-10 можно объяснить наибольшей площадью поверхности резьбы, что обеспечивает наилучшее распределение напряжений в костной ткани с наименьшими значениями максимальных напряжений, также в этот класс попала модель №4. В класс наименее предпочтительных попали модели №1, №2, №3 и №7 попадание первых трех можно объяснить наименьшей площадью поверхности контакта с костной тканью, что не позволяет распределить напряжение, избегая высоких значений, попадание модели №7 в этот класс может быть объяснено возможным появлением в костной ткани областей, которые способствуют концентрации напряжений. Также был выделен класс №2, как промежуточный, в него попала лишь одна модель №5 и вывод об использовании имплантов с параметрами как в случае модели №5 сделать затруднительно.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках данной выпускной работы было проведено численное моделирование жевательной нагрузки на мостовидный имплант с помощью метода конечных элементов.

В начале работы было рассмотрено строение челюсти, подробно описан процесс имплантации, а также проведен краткий обзор имплантов, используемых в операциях. На основе КТ-снимков при помощи SolidWorks были построены модель кости, коронки, а также 10 пар имплантов с разными параметрами резьбы. С помощью системы конечно-элементного анализа Ansys Static Structural был проведен ряд численных экспериментов, цель которых заключалась в определении максимальных напряжений, которые испытывают слои костной ткани при использовании тех или иных моделей имплантов и выборе тех моделей, которые обеспечивают минимум максимальных напряжений по сравнению с другими. При решении задача, рассчитывалась, как статическая.

В результате были получены поля напряжений в костной ткани, на основе которых были построены графики максимальных напряжений в обоих слоях, кортикальном и губчатом, с помощью которых сделан вывод о влиянии резьбы на значения напряжений, создана классификация моделей имплантов, на основе которой выбраны модели с оптимальными параметрами, максимальные напряжения при использовании которых минимальны.

В дальнейшем для более подробного исследования планируется рассмотреть большее количество моделей имплантов, то есть увеличить количество экспериментов, а также рассматривать в рамках одного эксперимента импланты отличающиеся между собой параметрами для поиска оптимальной комбинации параметров резьбы.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Божокин С.В. Основы теории обработки биомедецинских сигналов : учеб. пособие, / С.В. Божокин, И.Б. Суслова. – СПб : Изд-во Политехн. ун-та, 2016. – 152 с.
2. Ларичкин А.Ю., Федорова Н.В., Тодер М.С., Шевела А.А. Различные подходы к оценке работоспособности имплантатов в стоматологии: материалы, моделирование, современные тенденции // Российский журнал биомеханики. – 2019. Т. 23, № 1. –С. 117–139
3. Минина А.Н. Основы дентальной имплантации. Учебно-методическое пособие / А.Н.Минина, Т.Н.Чернина. Витебск: ВГМУ, 2013
4. Мищенко О.Н., Копчак А.В., Крищук Н.Г., Скиба И.А., Черногорький Д.М. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния систем "кость - имплантат" при применении имплантатов из циркониевых сплавов // Современная стоматология. – 2017. – № 2.
5. Няшин Ю.И., Рогожников Г.И., Рогожников А.Г., Никитин В.Н., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония // Российский журнал биомеханики. – 2012. Т. 16, № 1– С. 102–109
6. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология: Основы теории и практики: Науч.-практ. пособие/ В.Л.Параскевич. –МН.: ООО, 2002
7. Рудько В. Ф., Александров Н. М., Воробьев Ю. И., Кузнецова А. В., Пачес А. И., Шенталь В. В. Челюсти // Большая медицинская энциклопедия : в 30 т. / гл. ред. Б. В. Петровский. — 3-е изд. — М. : Советская энциклопедия, 1986. — Т. 27 : Хлоракон — Экономика здравоохранения. — 576 с. : ил.
8. Трезубов В.Н., Щербаков А.С., Мишнев Л.М., Фадеев Р.А. Ортопедическая стоматология (факультетский курс): учеб. для мед.

вузов / под ред. проф. В.Н. Трезубова. – 8 изд-е, перераб. и доп. – СПб: Фолиант, 2010. – 656 с.

9. Тропин В.А., Лохов В.А., Старкова А.В., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ мостовидного протеза для замещения дефектов зубного ряда, осложненных вторичными деформациями // Российский журнал биомеханики. – 2015. – №2.
10. Чуйко А.Н., Олейник А.В О биомеханике нижней челюсти человека при протезировании несъемными протезами // Российский журнал биомеханики. – 2009, Т. 13, № 1 – С. 79–94
11. Collings E.W., The Physical Metallurgy of Titanium Alloys, Metals Park, American Society for Metal, Cleveland, OH, 1984.
12. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. // J Prosthet Dent. – 2000 – С. 121-132.
13. Lekholm U. Immediate/early loading of oral implants in compromised patients. Periodontol 2000. 2003. – С. 194-203.
14. Lewinstein I., Banks-Sills L., Eliasi R., Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis // Int. J. Oral Maxillofac. Implants –1995. – С. 355–366.
15. Jianhua Ao, Tao Li, Yanpu Liu, Yin Ding, Guofeng Wu, Kaijin Hua, Liang Kong Optimal design of thread heaight and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis // Computers in Biology and Medicine. – 2010. – С. 681–686