

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Ставропольский государственный медицинский университет»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

на правах рукописи

СЕРГЕЕВ

Юрий Андреевич

**ОБОСНОВАНИЕ БИОТЕХНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК КОНУСНОГО
ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА ИЗ ВЫСОКОЛЕГИРОВАННОГО
СПЛАВА ТИТАНА
(экспериментальное исследование)**

3.1.7. Стоматология

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук,
доцент А.А. Долгалев

Ставрополь – 2023

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
Актуальность исследования.....	4
Цель исследования.....	5
Задачи исследования	6
Научная новизна	6
ГЛАВА 1	11
ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	11
1.1. Современные понятия о дентальной имплантологии и остеоинтеграции	11
1.2. Остеоинтеграция и костная ткань.....	19
1.3. Нейронные сети в стоматологии	26
1.4.Конечно-элементное моделирование и математический анализ в стоматологической практике.....	28
ГЛАВА 2	35
МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	35
2.1. ДИЗАЙН ИССЛЕДОВАНИЯ.....	36
2.2. МЕТОДЫ СТАТИСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА.....	38
2.3.НЕЙРОСЕТЕВОЙ АНАЛИЗ.....	38
2.4.НАНОСТРУКТУРИРОВАНИЕ ПОВЕРХНОСТИ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА.....	39
2.5. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНАЯ МОДЕЛЬ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАГРУЗОК В КОНУСНЫХ ИМПЛАНТАТАХ С УЧЕТОМ ФИЗИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛА ВТ 1-0 И ВТ 6.....	40
2.6. ПРОВЕДЕНИЕ СРАВНИТЕЛЬНЫХ ИСПЫТАНИЙ ПО УСТАЛОСТНОЙ ПРОЧНОСТИ КОНУСНЫХ ИМПЛАНТАТОВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ ИЗ СПЛАВА ВТ 6 И СТАНДАРТНЫМИ ЦИЛИНДРИЧЕСКИМИ ИМПЛАНТАТАМИ (СПЛАВ ВТ 1-0).	42
2.7. СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ИМПЛАНТАТОВ НА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ЖИВОТНЫХ	46
ГЛАВА 3	52
РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ	52
3.1. СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА РЕЗУЛЬТАТОВ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ РАЗЛИЧНЫХ ФОРМ.	52
3.2. НЕЙРОСЕТЕВОЙ АНАЛИЗ ЗАВИСИМОСТИ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ОТ ФОРМЫ.....	66
3.3. ОПИСАНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ МОДЕЛЕЙ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ 4×10 РАЗЛИЧНОЙ КОНСТРУКЦИИ	70
3.4. РЕЗУЛЬТАТЫ ПОВЫШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ СОВМЕСТИМОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ ИЗ ВЫСОКОЛЕГИРОВАННОГО СПЛАВА ТИТАНА	83

3.5. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ УСЛОВНО-НАПРЯЖЕННЫХ ДЕФОРМИРОВАННЫХ МОДЕЛЕЙ, ХАРАКТЕРИСТИКА ОСТЕОГЕННОГО ПОТЕНЦИАЛА ВНЕДРЯЕМОГО ИМПЛАНТАТА.	85
3.5.1. Упругий расчёт НДС дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10	86
3.5.2. Упругопластический расчёт НДС дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10	92
3.5.3. Упругий расчёт дентального имплантата марки ЛИКО М-ДГ 4×10	98
3.5.4. Упругопластический расчёт дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10	104
3.5.5. Площадь максимальных напряжений в конусных имплантатах сплавов ВТ6 и ВТ1.0.	110
3.5.6. Результаты анализа статической прочности дентальных имплантатов 4×10 различной конструкции.	114
3.6 РЕЗУЛЬТАТЫ СТАТИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ ИМПЛАНТАТОВ ЛИКО-М И ЛИКО-М ДГ	117
3.7. ИЗУЧЕНИЕ БИОСОВМЕСТИМОСТИ И РЕАКЦИЙ КОСТНОЙ ТКАНИ НА ДЕНТАЛЬНЫЕ ИМПЛАНТАТЫ СИСТЕМЫ ЛИКО М-ДГ.	119
ГЛАВА 4	137
ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ	137
ВЫВОДЫ	139
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	140
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	141
СПИСОК ЛИТЕРАТУРНЫХ ИСТОЧНИКОВ	142
ПРИЛОЖЕНИЯ	161

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Дентальная имплантация в настоящее время заняла прочную позицию в комплексном лечении различной зубочелюстной патологии. Тенденциозно, расширяются показания к дентальной имплантации, увеличивается количество пациентов, воспользовавшихся инновационной технологией дентальной имплантации. Метод дентальной имплантации в комплексе с направленной костной регенерацией позволяет эффективно протезировать пациентов, с различными стартовыми характеристиками костной ткани (объем, толщина, высота), с предсказуемым результатом и высокой стабильностью.

Однако, в практической дентальной имплантологии, результат во многом зависит от анатомо-физиологических и клинических условий, обеспечивающих возможности успешной остеоинтеграции. Низкая плотность, высота, ширина и малый объем костной структуры, у пациентов с полным или частичным отсутствием зубов увеличивает риск несостоятельности имплантатов.

Для более конструктивного решения данной проблемы необходимо четкое понимание процесса, происходящего на границе дентальный имплантат и реципиентное ложе, описанного в 1969 г. шведским профессором P. I. Branemark - как остеоинтеграционный процесс. Он определил остеоинтеграцию, как «очевидное прямое (непосредственное) прикрепление или присоединение живой костной ткани к поверхности имплантата без внедрения прослойки соединительной ткани». На динамику и качество остеоинтеграционного процесса влияют различные анатомические, физиологические, биофизические и биохимические факторы. Существует множество исследований микро- и макроструктуры поверхности дентальных имплантатов, доказывающих зависимость качественных и количественных показателей остеоинтеграции от особенностей рельефа поверхности имплантата и ее химического состава.

Принято считать, что игнорирование или недоскональное исследование морфологических и биофизических параметров костной ткани, могут стать причиной несовершенной остеоинтеграции.

Многие факторы провоцируют изменения уровня костной ткани в периимплантатной области в долгосрочной перспективе после установки титановых внутрикостных опор. Ketabi с соавторами представили литературный обзор, известных факторов, влияющих на состояние переимплантатной кости. Основными факторами считают: хирургические, анатомические, физиологические, интеграционные, биомеханические, биофизические, поверхностные и пациент-ассоциированные.

В этой связи для достижения оптимально эстетического результата дентальной имплантации, необходимо детальное исследование остеоинтеграционных возможностей костной структуры и структуры дентального имплантата.

На сегодняшний день среди всех имеющихся отечественных имплантационных систем существует только один конусный имплантат с активной резьбой ЛИКО М-ЭВОЛЮШН от компании ООО Ликостом (г. Москва). Однако применение данного дентального имплантата предпочтительно для костной ткани типа D4 и не всегда представляется возможным его применение в более плотной костной ткани D2-D3 в виду высокой травматизации костного ложа из-за агрессивной макрорезьбы.

При этом вопрос выбора оптимальной структуры дентального имплантата для костной ткани типа D2-D3 среди отечественных имплантационных систем остаётся открытым.

Цель исследования

Обосновать оптимальные биотехнические характеристики дентального имплантата конусной формы из высокопрочного сплава титана в эксперименте.

Задачи исследования

- Аргументировать выбор формы дентального имплантата на основании статистического и нейросетевого анализов в условиях мультицентрового исследования.
- На основании данных компьютерного математического моделирования методом конечно-элементного анализа, теоретически обосновать выбор технических параметров и формы имплантата ЛИКО М-ДГ.
- Провести сравнительную оценку усталостной прочности разработанных конусных имплантатов, изготовленных из высоколегированного сплава титана ВТ-6.
- Исследовать остеогенный потенциал разработанных имплантатов конусной формы в эксперименте на крупных животных (овцах).
- Разработать алгоритм клинических испытаний имплантатов конусной формы.

Научная новизна

Впервые с помощью методов статистического анализа и нейросетевого анализа проведена оценка уровня выживаемости дентальных имплантатов в условиях мультицентрового исследования (Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2022620809).

Созданы трёхмерные цифровые модели цилиндрического и разработанного конусного имплантатов ЛИКО М и ЛИКО М-ДГ и впервые проведены их сравнительные математические исследования методом конечных элементов, по результатам которых изменение формы влияет на прочностные характеристики имплантата.

При лечении одиночных дефектов зубного ряда с помощью математического моделирования и конечно-элементного анализа, а также качества имплантационного ложа, проведен обоснованный выбор технических параметров нового конусного имплантата, так показателями выбора конусной формы являлись средние значения ширины кости равные 6,07 мм, средней высоты кости 10,64 мм.

Впервые осуществлены испытания по усталостной прочности нового конусного имплантата ЛИКО М-ДГ, изготовленного из высоколегированного сплава титана, который обладает большей статической прочностью, чем имплантат марки ЛИКО М.

Впервые осуществлены испытания по усталостной прочности опытных образцов нового конусного имплантата ЛИКО М-ДГ, изготовленного из высоколегированного сплава титана с нанопокрытием (Патент на изобретение №2801029).

Впервые в условиях эксперимента на крупных животных (овцах) исследована остеоинтеграция разработанных конусных имплантатов, при этом у животным, которым был установлен конусный имплантат из титанового сплава ВТ-6 с покрытием TiO_2 , выполненного по технологии ALD, уровень остеоинтеграции статистически соответствовал контрольной группе.

Теоретическая и практическая значимость работы. Исследована зависимость показателей костной ткани от формы дентального имплантата в рамках мультицентрового исследования. В процессе осуществления работы, сгенерированная база клинических случаев (Патент РФ 2022620809) помогает эффективно обосновать особенности остеоинтеграции всех существующих на российском рынке имплантационных систем, что позволит осуществить предсказуемый результат дентальной имплантации.

Статистический анализ зависимости показателей костной ткани и форм дентальных имплантатов позволяет применять полученные знания для повышения клинической эффективности лечения частичной и полной адентии.

Создание конусного имплантата из высоколегированного сплава титана позволяет нивелировать минимальные пределы прочности, возникающие при изменении формы дентального имплантата.

Полученные данные позволяют обосновать возможность клинического применения конусных дентальных имплантатов, изготовленных из высоколегированных сплавов титана.

Теоретическая и практическая значимость работы

Исследована зависимость показателей костной ткани от формы дентального имплантата в рамках мультицентрового исследования В процессе осуществления работы, сгенерированная база клинических случаев (Патент РФ 2022620809) помогает эффективно обосновать особенности остеоинтеграции всех существующих на российском рынке имплантационных систем, что позволит осуществить предсказуемый результат дентальной имплантации.

Статистический анализ зависимости показателей костной ткани и форм дентальных имплантатов позволяет применять полученные знания для повышения клинической эффективности лечения частичной и полной адентии.

Создание конусного имплантата из высоколегированного сплава титана позволяет нивелировать минимальные пределы прочности, возникающие при изменении формы дентального имплантата.

Полученные данные позволяют обосновать возможность клинического применения конусных дентальных имплантатов, изготовленных из высоколегированных сплавов титана.

Основные положения, выносимые на защиту

1. При статистическом анализе клинических случаев установки дентальных имплантатов частота эффективной остеоинтеграции имплантатов конусной формы превалировала в костной ткани типа D2-D3.

2. Конечно-элементное моделирование напряженно-деформированного состояния имплантатов подтверждает меньшие прочностные показатели имплантатов конусной формы в отличие от цилиндрических.

3. При статических и циклических нагрузках имплантаты конусной формы, изготовленные из высоколегированного сплава титана не уступали пределам прочности цилиндрических.

4. Конусные имплантаты из высоколегированных сплавов с модификацией поверхности при сравнительной оценке биосовместимости имели оптимальные показатели остеоинтеграции.

Внедрение результатов исследования в практику

Результаты исследования внедрены и применяются в учебном процессе кафедры стоматологии общей практики и детской стоматологии, а также в ООО «Северо-Кавказский медицинский учебно-методический центр» (ООО «СКМУМЦ»)

Степень достоверности.

С позиции доказательной медицины значимость полученных результатов определяется достоверностью и репрезентативностью материалов исследований, основанных на экспериментальных исследованиях *in vitro in vivo*.

Апробация результатов исследования осуществлена на межкафедральном заседании кафедр стоматологии общей практики и детской стоматологии, пропедевтики стоматологических заболеваний, хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии ФГБОУ ВО «Ставропольский государственный медицинский университет», протокол №6 от 25.05.2022.

Материалы доложены на Всероссийском молодежном форуме с международным участием «НЕДЕЛЯ НАУКИ» (Ставрополь 2021,2022), Симпозиуме «Актуальные вопросы современной стоматологии» г.Ставрополь 8 апреля 2022 г., 61-й Всероссийской стоматологической научно-практической конференции Ставрополь – Буденновск, 2022, Международной научной конференции студентов и молодых учёных на английском языке «Актуальные вопросы медицины» (Ставрополь, 2023)

Публикации по теме диссертации

По материалам научно исследовательской работы опубликовано 8 печатных работ, в том числе 4 статьи в рецензируемых центральных научных изданиях, рекомендованных ВАК Минобрнауки России для публикации основных научных результатов диссертаций, 1 в журнале, индексируемом в международной базе данных (Scopus), получено 2 патента РФ.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Научные положения диссертации соответствуют пункту 31.06.01 Клиническая медицина, паспорта научной специальности: 3.1.7. – Стоматология, области исследования: п. 4. Разработка и совершенствование методов дентальной имплантации, п.8 Экспериментальные исследования по изучению этиологии, патогенеза, лечения и профилактики основных стоматологических заболеваний.

Личный вклад автора

Автором проведен анализ научной литературы по теме диссертационного исследования. При личном участии автора разработана база клинических случаев установки дентальных имплантатов в рамках мультицентрового исследования.

Автором самостоятельно составлен дизайн исследования. Автором лично проведены этапы экспериментального исследования. Автор тщательно изучил полученные графики и результаты конечно-элементного анализа и определения напряженно-деформированного состояния. Был проведен статистический и математический анализ результатов исследования. Автор выступал на конференциях регионального, всероссийского с результатами исследований, принимал активное участие в написании научных статей.

Объём и структура диссертации

Диссертация изложена на 160 страницах машинописного текста. Состоит из введения, 4 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы, включающего 138 источников (55 на кириллице, 83 на латинице). Работа иллюстрирована 112 рисунками и 15 таблицами. Работа запланирована и выполнена на кафедре стоматологии общей практики и детской стоматологии, Ставропольского государственного медицинского университета.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Современные понятия о дентальной имплантологии и остеоинтеграции

Дентальная имплантология, в настоящее время, является инновационным и динамично развивающимся направлением в лечении зубочелюстной патологии. Бурное развитие имплантологии в практической стоматологии сопровождается обширной публикационной активностью (статьи, монографии, патенты, инновационные методики лечения, новые медицинские технологии). Авторами публикаций являются зарубежные и отечественные специалисты, в них представлены все разделы дентальной имплантологии, отражены основные понятия и критериальные требования к дентальной имплантации, показания и противопоказания к её проведению, нюансы остеоинтеграционного процесса, сопутствующие осложнения [4,11,12,14,33,38,42,43].

Остеоинтеграция, в дентальной имплантации, является базовым фундаментом сложной многоэтапной трансформации костной ткани реципиентного ложа, в пограничье с дентальным имплантатом, имеющей свои характерные особенности.

Остеоинтеграция- это процесс, возникающий на границе живой кости и поверхностным слоем имплантата в виде многофункциональной структурной связи. Открытый случайно феномен обрел широкий смысл с появлением научных трудов П.И. Бранемарка, изучавшего репаративные процессы костной ткани у кроликов при внедрении титановых имплантатов. В последние годы, в связи с бурным развитием имплантологии в стоматологической практике, термин «остеоинтеграция» актуализирован и прочно укрепился в научно- медицинском сообществе. С ракурса инноваций в медицине он безоговорочно приобрел популярность, как важнейший процесс для имплантологии в целом.

Изучение особенностей остеоинтеграции позволит не только прогнозировать исход имплантационного лечения, но и дает возможность влиять и корректировать состояние костной ткани и параметры поверхности имплантата.

По мнению Т. Альбректссона (1981), заслуживают отдельного внимания некоторые факторы, оказывающие важное влияние на интеграцию имплантата в костной ткани. Таковыми являются конструкция имплантата, технические характеристики материала и его поверхностного слоя, биофизические и биохимические параметры кости, тактика и методика оперативного вмешательства, предполагаемая механическая нагрузка, возможные ятрогенные осложнения.

В этой связи, вполне логичным является продолжающийся научный поиск путей повышения эффективности дентальной имплантации, более детально изучаются динамика остеоинтеграционного процесса в целом и влияния факторов остеоинтеграции на стабильность имплантатов в послеоперационном периоде. С учетом возрастающего интереса у потребителей этого вида стоматологической помощи, такой подход к дентальной имплантации является вполне оправданным и единственно правильным по мнению специалистов [100]. Важно понимать, что тот или иной фактор может оказывать воздействие на проведение, выбор метода и исход оперативного вмешательства.

По мнению Nuwais S. [93], установка дентальных имплантатов стимулирует остеоинтеграцию в области реципиентного ложа, при на достижение первичной механической стабильности имплантата. В этом процессе важны, не только технические характеристики материала из которого изготовлен имплантат, но и конструктивно- дизайнерские решения [3].

Ranabhatt, R. et al., в своем исследовании доказали, изменения технических характеристик имплантата влияют на процессы остеоинтеграции, предупреждают или приостанавливают убыль костной структуры в области оперативного вмешательства [58].

Общепризнанными материалами, для имплантационных систем, являются титановые сплавы, их основой является физиологически инертный титан, поэтому титановые сплавы широко используются для медицинского протезирования.

Чистый титан, является относительно неустойчивым материалом, в отличии от оксида титана. При температуре воздуха 1200 °С (2190 °F) или кислорода 610 °С (1130 °F) титан вступает в реакцию с кислородом, образуя диоксид титана [48,114,137]. Индифферентность изделий из титана, в тканевой среде организма, обусловлена поверхностным слоем окисления, он мгновенно образуется на титановых сплавах при контакте поверхности имплантата с воздухом или водой, при комнатной температуре. Именно эта реактивность придает дентальным имплантатам из титана высокую стабильность к агрессии биологических жидкостей.

Определяющими параметрами макродизайна изделия являются длина, форма, диаметр и геометрия резьбы дентального имплантата, большое значение имеет и уровень напряжения на костную ткань, при интенсивной функциональной нагрузки. Немаловажным фактором при изготовлении изделия являются его дизайн и макроструктура, чем больше поверхность дентального имплантата, тем больше контакт с окружающими тканями- костной структурой и биологическими жидкостями.

Мировой рынок дентальной имплантации обладает широким разнообразием конструкций формы, размеров и особенностей резьбы, типов и видов поверхностей, при этом каждый такой элемент влияет на распределение жевательной нагрузки, первичную стабильность [22,25]. Расстояние между двумя соседними витками определяет шаг резьбы, чем меньше шаг, тем равномернее распределяется жевательная нагрузка, это является предикцией и превенцией стабильности имплантата в будущем [6]. При этом, форма имплантата, практически не влияет на кортикальную кость, чего не скажешь про трабекулярную, где влияние формы изделия существенно.

В свою очередь в исследовании Anitua E. et al., была определена зависимость диаметра имплантата и биомеханических изменений в костной ткани, чем больше диаметр, тем меньше напряжение и нагрузка на костную ткань [98].

Н. Н. Мальгинов (2011), провел экспериментальное исследование на животных, с определением параметров костной ткани после внедрения дентальных

имплантатов [26]. Ему удалось установить зависимость активности оссификации от формы имплантата и обосновать необходимость нанесения мезенхимальных стволовых клеток (МСК) на поверхность изделия, для интенсификации процессов остеотрансформации и регенерации костной ткани.

Также, исследователи акцентируют внимание на изучении влияния микро- и макродизайна имплантационных систем на процесс заживления [24,30,53,75,90,94,96,135]. Количество исследований и разработок инновационных дентальных имплантатов, с новыми микро- и макро-конструктивными особенностями, в последние годы, значительно выросло. [28 91].

Макродизайн и микроструктура имплантата определяются площадью поверхности, принято считать, что роль микроструктуры является доминирующей в процессах остеоинтеграции дентального имплантата и его интенсивной эксплуатации [102,116,133]. Количество способов обработок поверхностей постоянно растет, во многом это обусловлено технологическим прогрессом, наиболее актуальными являются технологии окисления, химического травления, напыления, адгезии субстратов остеогенеза, клеток МСК и факторов роста [110]. Зачастую, различные характеристики поверхностей имплантатов имеют противоречивые результаты экспериментальных и клинических исследований эффективности остеоинтеграции [36,95,118].

П.Г. Гришин с соавторами [3] оценивали влияние микро и макроструктуры поверхностей (SLA, RBM, HST) имплантационных систем Humana Dental, Adin, Sunran, Gin Biomed, Osstem и Iterum на процессы остеоинтеграции. В исследование использовали гистологические методы, частотно-резонансный анализ, периотестометрию. При сравнении значений ISQ (коэффициента стабильности) - Humana Dental, HST ($81,23 \pm 1,37$), ISQ - Gin Biomed, SLA ($76,1 \pm 1,57$) ISQ - Adin, RBM ($73 \pm 2,34$) установлена взаимосвязь вида поверхности имплантата, со временем его адаптации в определенные периоды эксперимента. Процесс остерегенерации отражает высокие показатели стабильности и остеоинтеграции дентальных имплантатов, особенно выражены эти параметры при использовании имплантатов с инновационной поверхностью HST™. При таком типе поверхности,

разнонаправленность коллагеновых пучков четче, чем на поверхностях SLA и RBM и как свидетельство, успешности остеоинтеграции, отмечают факт заметного уплотнения костной стенки лунки.

В.И. Зеленский с соавторами [19] в экспериментальном исследовании подтвердили, что остеоинтеграция новых биосовместимых покрытий, полученных методом магнетронного распыления, не уступает имплантатам изготовленным из чистого сплава VT1-0.

При изучении влияния размера пор и наличия биологически активного кальций-фосфатного покрытия в пористых титановых имплантатах, с оценкой цитотоксичности, А.А. Корыткин с соавторами [1] установили, все изучаемые образцы оказались не токсичными и обладали хорошей биосовместимостью с костной тканью.

А.С. Скрябин с соавторами [52], предложили использовать детонационное напыление на поверхности различных имплантатов с последующей оценкой степени остеоинтеграции, в результате чего гистологические и томографические характеристики полученных участков костной ткани подтвердили, что новыми покрытиями стимулировали хондрогенный остеогенез.

Изучение взаимовлияния технических параметров титанового сплава и биофизических факторов реципиентного ложа весьма актуально, так как внедрение инородного тела всегда оказывает непосредственное влияние на остеоинтеграцию и первичную стабильность дентального имплантата [91,98,101].

Бурный прогресс в технологии изготовления зубных имплантатов и конструкционное разнообразие имплантационных систем (цилиндрические, винтовые, пластинчатые, с трехлепестковым или шестилепестковым внутренним соединением) непосредственно обеспечили надежную консолидацию и прочность искусственного корня [130].

В настоящее время исследователи обратили внимание на конусные варианты дизайна зубных имплантатов [99,120,124,128]. Применение конусных имплантатов позволяет добиться хорошего визуально эстетического результата протезирования, прочности фиксации за счет внутреннего соединения, а также, улучшения трофики,

минимизации травматического эффекта и бактериального обсеменения периимплантационных тканей [70].

Для костных тканей высокой плотности (D1) предпочтительным является использование имплантатов цилиндрической резьбовой формы (рисунок 1.1), при этом ложе имплантата должно быть с внутренней резьбой, которое формируется с помощью метчика.

Во многом подтверждением применения дентального имплантата с цилиндрической формой обусловлено тем, что вворачивание имплантата в костную ткань не приводит к уплотнению костной ткани по стенкам ложа, возникновению высоких напряжений, и, следовательно, к разрушению костной ткани.

При этом наличие резьбы на наружной поверхности имплантата, которая вошла в соответствующие вырезы в костной ткани, обеспечивает требуемую прочность соединения.

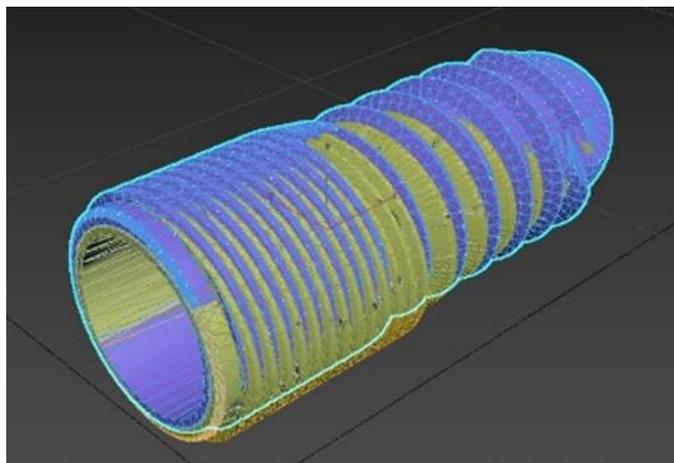


Рис. 1.1 - Вид компьютерной модели имплантата цилиндрической формы

Классическим винтовым имплантатом цилиндрической формы, с микрорезьбой в области шейки для восполнения одиночных и множественных дефектов зубных рядов является имплантат ЛИКО-М (LIKO-M) компании ООО Ликостом (рисунок 1.2.) [15].



Рис. 1.2. - Имплантат ЛИКО-М (LIKO-M) компании ООО Ликостом
(г.Москва)

Для костных тканей низкой плотности (D4) предпочтительным является использование имплантатов с конической резьбовой поверхностью и с наличием макро резьбы в виде лопастных элементов на поверхности имплантата, при этом ложе имплантата должно быть без внутренней резьбы.

Так, при вворачивании имплантата с конической поверхностью в костную ткань сначала происходит устранение зазора между имплантатом и внутренней поверхностью отверстия, затем уплотнение костной стенки ложа. Это приводит к увеличению прочности соединения, при этом врезание наружной поверхности имплантата в костную ткань также приводит к увеличению прочности соединения, не приводя при этом к разрушению костной ткани.

Классическим конусным имплантатом с такими характеристиками является имплантат ЛИКО-М ЭВОЛЮШН (LIKO-M Evolution) компании ООО Ликостом (г. Москва) [15]. Особенностью имплантатов ЛИКО-М ЭВОЛЮШН является выраженная макрорезьба (рисунок 1.3.). Благодаря чему эти имплантаты предпочтительно использовать при костной ткани типа D4, позволяя добиваться необходимой первичной стабильности. Наряду с микрорезьбой в области шейки, выраженные самонарезающие свойства макрорезьбы этих имплантатов увеличивают площадь соприкосновения с костью и увеличивают их первичную стабильность.



Рис. 1.3. - Имплантат ЛИКО-М ЭВОЛЮШН (LIKO-M Evolution) ООО Ликостом

Для костной ткани, имеющей промежуточные значения плотности (D2-D3), следует применять имплантаты, при создании конструкции которых пропорционально учтены приведенные выше рекомендации. Для такого типа костной ткани предпочтительным является использования имплантатов с конической резьбовой поверхностью, но без макрорезьбы (лопастных элементов) на поверхности имплантата (рисунок 1.4).

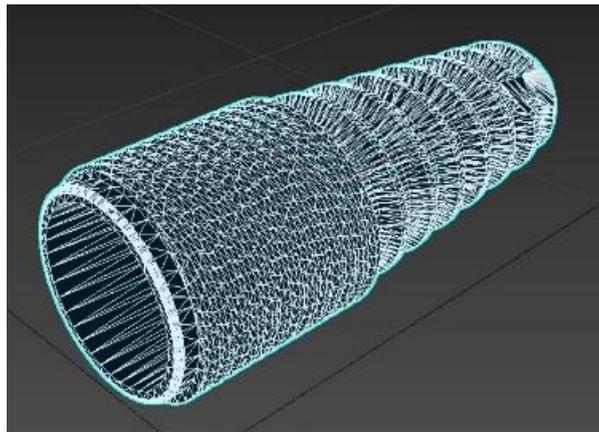


Рис. 1.4. - Вид компьютерной модели имплантата конической формы

Для установки имплантатов ЛИКО-М, ЛИКО-М ЭВОЛЮШН применяется один хирургический имплантационный набор. Набор включает в себя инструменты для работы со всеми типами костной ткани. Основные фрезы имеют цветовую кодировку в соответствии с диаметром имплантата, под который формируется ложе. Диаметр основных фрез на 0.4 мм уже, чем диаметр шейки соответствующего фрезе имплантата. Поэтому при костной ткани типов D1 и D2

после основной фрезы, согласно протоколу, обязательно использование кортикальной фрезы, которая имеет тот же диаметр, что и шейка имплантата.

Однако несмотря на постоянное совершенствование технических характеристик материалов используемых для изготовления имплантатов и модифицирование поверхностей имплантационных изделий, частота дезинтеграций имплантатов кардинальным образом не снижается, во многом это связано с исходным состоянием тканей реципиентного ложа, в том числе опорных способностей челюстной кости [49].

1.2. Остеоинтеграция и костная ткань

В медицинскую терминологию «остеоинтеграция имплантата» вошла на исходе XX века, толчком послужило бурное развитие имплантационной стоматологии. Остеоинтеграция в имплантологии, это базовое понятие, позволяющее унифицировать все представления о вживлении, внедрении, подсаживании инородного тела на живую тканевую основу. Остеоинтеграция характеризуется прежде всего прямой контактно-функциональной связью поверхности имплантационного изделия и костной тканью имплантационного ложа, через которую осуществляется передача нагрузки при функционировании ортопедической конструкции.

Дентальная имплантация один из видов инвазивного хирургического вмешательства, конечной целью которой является непосредственное внедрение зубного имплантата в живую тканевую структуру, остеоинтеграция – это соединение костной структуры периимплантационной зоны с имплантатом посредством образования остеоидной субстанции на его поверхности, исключая образование соединительной ткани.

Остеоинтеграцию- как биологический процесс, представляют 3 основные фазы формирования костной ткани. Схематично это выглядит так, первая фаза (остеокондукция)- в зоне внедрения имплантата образуется кровяной сгусток, в процессе его ретракции и уплотнения, на поверхности имплантата оседает фибриновая фракция, из костного ложа к поверхности саженца, покрытого

фибрином, устремляются остеобласты, формируется костный матрикс. Вторая фаза (остеоиндукция)- характеризуется минерализацией костного матрикса, контактный и дистантный остеогенез. Третья фаза (ремоделирование кости)- процесс её формирования и созревания медленный (около 18 месяцев), характеризуется перманентной сменой саморегулирующихся циклов резорбции и костеобразования, завершающихся стабилизацией и остеофиксацией.

Этот каскад биологических процессов, отражает суть остеоинтеграции и обеспечивают надежную фиксацию дентального имплантата в костной ткани, минуя вероятность образования соединительной или хрящевой ткани между саженцем и костным ложем. Сроки вживления дентального имплантата зависят от регенеративных возможностей костной системы организма и области имплантационного вмешательства, в среднем для нижней челюсти это длится от 3 до 4 месяцев. При положительном исходе оперативного вмешательства, челюстная кость не отторгает внедренное инородное тело (металлический протез корня отсутствующего зуба), механическая устойчивость искусственной культи, в дальнейшем справляться со штатной функциональной нагрузкой.

Успех дентальной имплантации напрямую зависит от состояния и объема костной ткани [5,54,66,76], технических характеристик имплантатов и хирургической тактики [126]. В работе Insua A. et al. [63], упоминалось о преимущественном влиянии процессов прямого и непрямого остеогенеза на стабильность и состояние имплантационного ложа.

В.Л. Параскевич [34] в своём экспериментальном исследовании доказал, что эффективность операции дентальной имплантации обусловлена большей площадью контакта имплантата и костной ткани.

Плотность и количество доступной костной ткани, в беззубом участке челюсти, позволяют спрогнозировать индивидуальный успех лечения пациента. Плотность костной ткани является фактором, способствующим достижению стабильной остеоинтеграции и успеха имплантационного лечения. На этапе планирования имплантационного вмешательства, специалисту, особенно важны биофизические характеристики показатели, так как они определяют

способность кости выдерживать нагрузки, позволяют подобрать геометрию имплантата и сделать правильный выбор хирургической тактики [132].

Типы костной ткани имеют огромное количество классификаций. Основной из которых является систематизация типов костной ткани по Lekholm и Zarb (1985), согласно которой определяют 4 типа костной ткани. (рис 1.5.)

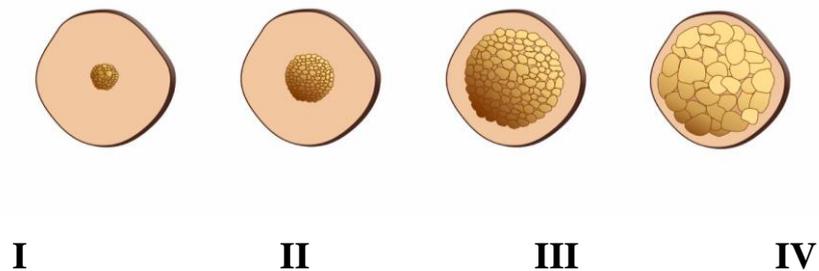


Рис. 1.5. Классификация качества кости по Lekholm и Zarb (1985):

I –компактный гомогенным слой;

II –компактный толстый слой костной ткани окружает высокоорганизованный губчатый слой;

III –компактный тонкий слой костной ткани окружает высокоорганизованный губчатый слой;

IV –компактный тонкий слой костной ткани окружает губчатый слой с малой плотностью трабекулярной сети

Костную ткань также можно классифицировать в зависимости от рентгенологической картины (рис.1.6.).

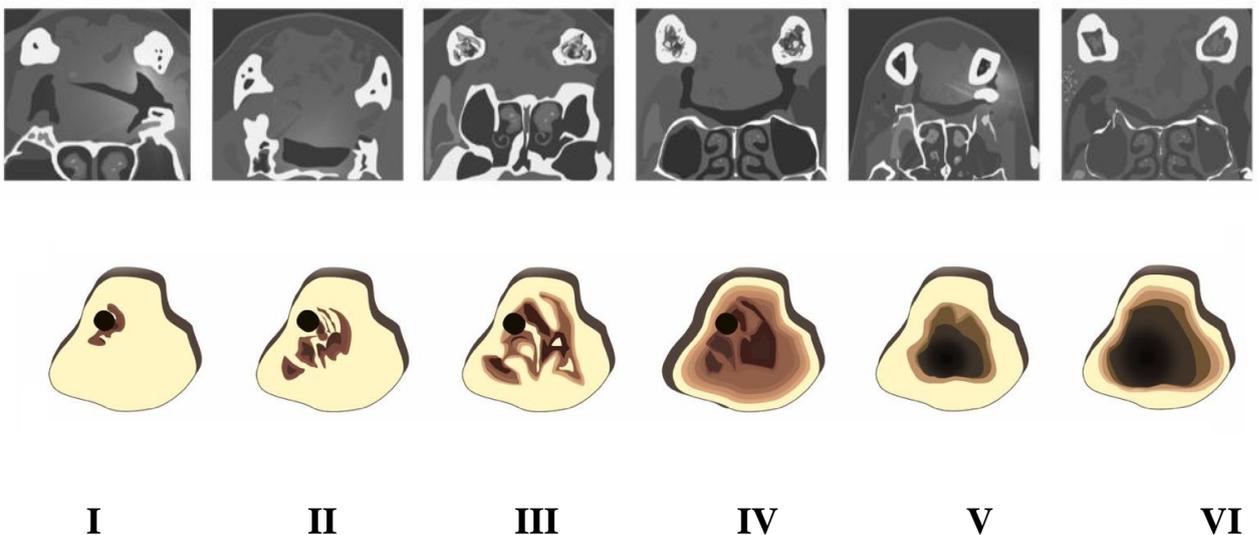


Рис.1.6. Типы архитектоники костной ткани, в соответствии с изображениями, полученным с помощью компьютерной томографии.

I тип – костная ткань в основном состоит из компактного слоя. Согласно рентгенологической оценке плотности такой тип кости равен 600 и более единицам Хаунсфилда (HU)

II тип –компактный и губчатый слой костной ткани распределяются в соотношении 1:1. Рентгенологическая плотность равна 400–500 (HU)

III тип – компактный и губчатый слой костной ткани представлены в соотношении 1:3. Рентгенологическая плотность равна 300–400 (HU).

IV тип –компактный и губчатый слои костной ткани представлены в соотношении 1:4 и более. Рентгенологическая плотность равна 200–300 (HU).

V тип –компактный слой костной ткнани составляет 2-4 мм, губчатый слой практически отсутствует. Остеопороз. Рентгенологическая плотность менее 200 (HU).

VI тип –компактный слой костной ткани составляет не больше 1-1,5 мм, губчатый слой отсутствует. Декомпенсированный остеопороз.

Изучением особенностей состояния плотности костной ткани челюстей при планировании операции дентальной имплантации занимались И.Ю. Писаревский с соавторами [21]. При оценке параметров стабильности имплантата Turkyilmaz I. et al. [136] пришли к выводу, успех имплантационного лечения напрямую зависит от показателя плотности костной ткани.

Г. Н. Журули [10] отмечал, толщина кортикальной и губчатой костной ткани в месте имплантации и состояние структуры костной ткани непосредственно влияют на эффективность дентальной имплантации. При увеличении толщины кортикальной кости с 1 до 3 мм, количество дезинтеграций имплантатов уменьшалось с 5% до 0%, а число случаев резорбции костной ткани сокращалось с 75,2% до 13%. Авторы также утверждали, оптимальными типами костной ткани, с наилучшими клиническими результатами, являются D1 и D2, частота

дезинтеграции дентальных имплантатов при таких типах сравнительно ниже, чем при D3 и D4.

Ретроспективный анализ 137 амбулаторных карт по стоматологической имплантации, в период с 2005 по 2015 гг., проведенный П. В. Полупан [37] выявил факт утраты около половины дентальных имплантатов (8 из 17- 47,05%), выступающих в роли опорно-удерживающих элементов замковых креплений съемных протезов в челюстной кости с С-типом атрофии, недостаточным объёмом, качеством и плотностью костной ткани типа D1-D2.

А.Е. Яблоков [55] проводил анализ оптической плотности костной ткани периимплантационной зоны реципиентного ложа, с использованием КТ, после оперативного вмешательства. Рентгеновская плотность костной ткани, по данным КТ варьировалась в диапазоне от 67 HU (Min) до 2624 HU (Max), в соответствии с выявленным типом плотности костной ткани по С.Mish формировались группы диспансерного наблюдения.

По результатам резонансно- частотного анализа, А.Г. Агазаде с соавторами [31], обосновали влияние плотности кости на успешность остеоинтеграции. Выявлено, что показатели резонансно-частотного анализа костной ткани без патологических изменений, были гораздо выше, чем у пациентов с остеопенией и остеопорозом. А показатель в группе больных с остеопенией был сравнительно выше, чем при остеопорозе.

И.Э. Кузьмин и Е.А. Ивахненко [23], с помощью непрофильных компьютерных программ, разработали алгоритм интегральной оценки объема челюстной кости, восстановившейся после удаления зуба. Для оценки качества костного регенерата используют данные КЛКТ в профильной программе Implant-Assistant.

На клеточном уровне костная ткань челюстных костей представлена остеобластами, остеоцитами, остеокластами и межклеточным веществом (костный матрикс), количество клеточных элементов и особенности строения костной структуры, всегда индивидуальны [65].

При интеграции имплантата в костную ткань, формирование комплекса «кость-имплантат» протекает с динамичной сменой процессов воспаления, пролиферации и заживления [11,125]. При этом, регенеративный процесс костной ткани начинается с возникновением внутримембранного прямого остеогенеза с первоначальной организацией параллельноволокнистой и пластинчатой кости.

А. П. Ейсмунд [9] определял структурно-функциональные изменения костной ткани, после дентальной имплантации. В процессе оперативного вмешательства разрушаются структурно-функциональные параметры челюстной кости. Анализ нарушений, проведенный у 200 стоматологических пациентов выявил, в 136 (68%) клинических случаев имели место нарушения костной структуры, у 108 (79,41%) больных фиксировались нарушения по типу остеопении, у 28 (20,59%) отмечены изменения по типу остеопороза. Возникает необходимость восстановления архитектоники челюстной кости в послеоперационном периоде.

В переимплантационной зоне, после внедрения дентального имплантата формируется очаг воспаления, на поверхности имплантата наблюдается адсорбция протеинов, высвобождения ферментов, БАВ, конформация мембран остеобластов и межклеточных структур [11,32,113]. Все это способствует повышению проницаемости сосудов, формированию отёка, экссудации, скоплению антигенов и макрофагов.

В пролиферативной фазе происходят изменения в тканях костного ложа, располагающихся в непосредственной близости к имплантату (переимплантационная область), происходит дифференцировка клеточных элементов [85]. После внедрения имплантата, по линии соприкосновения «кость-имплантат» наблюдаются сосудистые реакции, начинается формирование костного матрикса и костного вещества, такой алгоритм подтвержден экспериментально [4].

Завершает процесс костеобразования этап минерализации костного матрикса, образуется основное вещество с хондроитинсульфатом, синтезируется коллаген с участием глюкозаминогликанов, образуется кальциевое депо.

Имея представление о факторах, влияющих на процесс костеобразования, важно систематизировать оценку состояния костной ткани в дооперационном

периоде. А.А. Кулаков с соавторами считают, адекватная остеоинтеграция имплантата достигается за счёт оптимизации равновесия компенсаторных реакций. При таком подходе успех достигается за счёт превенции возможных сопутствующих осложнений в переимплантной зоне [24].

По теории Юлиуса Вольфа, которая отражена в трансформационном законе его имени- «...кость адаптируется к нагрузкам, которым она подвергается...», иначе сила, воздействующая на кость, делает ее прочнее, а функция определяет форму, строение и архитектуру костной структуры. Динамическая нагрузка на костную ткань, передающаяся через гидродинамическое воздействие на клеточные элементы, микроциркуляцию и трофику, активизирует компенсаторный остеогенез. Адаптируясь в противостоянии нагрузкам, кость, повышает свою плотность, прочность, улучшает микроциркуляцию и усиливает трофику.

А.А. Кулаков с соавторами, верифицировали эффективность имплантационного лечения при ранней функциональной нагрузке, которая формировала первичную стабильность имплантата, что позволяло считать исход остеоинтеграции положительным [47].

Не менее важной является оценка биомеханических свойств вновь образованной костной ткани вокруг имплантатов, от успешности остеогенеза в переимплантационной зоне напрямую зависит стабилизация саженца, функциональность и прочность ортопедической конструкции. Vayron, R. et al. [82] анализировали изменения эластических свойств в переимплантной костной ткани относительно времени заживления. Для достижения этого результата, монетообразные имплантаты устанавливали у кроликов *in vivo* на расстоянии 200 мкм от поверхности кортикальной кости, вывод из эксперимента осуществляли спустя 7 и 13 недель для получения новообразованной и зрелой костной ткани после внедрения. Биомеханические детерминанты явлений остеоинтеграции связаны с ремоделированием кости в непосредственной близости от имплантатов (так как формируется адаптация костной структуры к присутствию материала имплантата). Механические свойства кости измеряли в зрелой и вновь образованной костной ткани методами наноиндентации и микробриллюэновского

рассеяния с гистологическим анализом. Так, плотность кости увеличивалась на 12,2% через 7 недель между незрелой и дифференцированной костной тканью. Изменение свойств новой кости зависело от совокупного взаимодействия нескольких факторов: длительности заживления, активности её минерализации, эволюции микроструктуры под действием функциональной нагрузки. Тем не менее, не представляется возможным утверждать какая именно совокупность факторов может повлиять на конечный результат. Поэтому, следуя принципам целесообразности, необходимо анализировать все доступные факторы с использованием современных методик обобщения информации и аналитического прогноза.

1.3. Нейронные сети в стоматологии

Поступательное движение отечественного здравоохранения в сторону искусственного интеллекта, в последние годы, приобретает большую актуальность [78,107,121]. Основным элементом современных инноваций являются нейронные сети, обладающие высокой производительностью и позволяющие провести дифференцировку и распределение объектов. Значение цифровизации, для практической стоматологии, трудно переоценить, она позволяет достигать высокой эффективности в диагностике, планировании и лечении стоматологической патологии.

Искусственные нейронные сети широко используются в современной медицине, принципы и методы диагностического применения детально отражены в доступных литературных источниках [16].

Khanagar SB et al. [78] в литературном обзоре систематизировали и подробно отразили основные аспекты применения нейронных сетей в стоматологической практике. Нейросетевой метод анализа в зарубежье, получил широкое распространение, его используют для нумерации зубов и классификации нозологий при анализе рентгеновских снимков [29,56,57,68,73,111].

В ретроспективном исследовании, проведенном Lerner H et al., в протезировании на дентальных имплантатах они применяли цифровой протокол лечения с использованием ИИ [62].

Оценкой состояния костной ткани в области имплантатов, по данным рентгенологического исследования с использованием нейросетевого анализа, занимались Cha J.Y. et al., нейросетевой анализ позволил им диагностировать перпеимплантит и определить степень убыли костной массы [119].

Sukegawa S. et al.[74] используя нейросетевой метод, создали классификацию имплантатов по рентгеновским снимкам, анализ интегрированных имплантатов облегчил подбор ортопедических компонентов имплантационной системы. Для более эффективного результата, по мнению авторов, необходимо формировать полную базу существующих имплантатов на основе высокоточного анализа.

Для качественной и количественной оценки гистологических критериев ремоделированной костной ткани и исключения человеческого фактора, при трактовке результатов исследования, Н.В. Федосова с соавторами изучали гистологические срезы с использованием нейросетевого анализа. [51]

Вариабельность результатов нейросетевого анализа, для морфологической оценки ремоделирования кости, изучали Г.Н. Берченко с соавторами [40]).

И.Ю. Петров с соавторами [17] систематизировали сведения о ятрогенных осложнениях, возникающих в процессе выполнения, с использованием алгоритмов компьютерных программ, и после дентальной имплантации. При формировании этой информационной базы, нейросетевой анализ авторами не применялся.

Kurt Bayrakdar S. et al.[109], перед дентальной имплантацией, определяли морфологические особенности челюстной ткани, показатели высоты и толщины, в зоне оперативного вмешательства. Для достоверности, перед КЛКТ, эти параметры определялись методиками ручной оценки InvivoDental 6.0 с и сверточной нейронной сети (Diagnocat, Inc., Сан-Франциско, США). При сравнении данных полученных традиционными методами и КЛКТ выявлено, статистически значимые различий между показателями высоты кости верхней и нижней челюстей отсутствуют. При определении толщины кости на верхней и нижней челюстях,

отмечены статистические различия показателей. Совпадение полученных результатов составляло, при диагностике каналов (72,2%), пазух (66,4%), фрагментов челюстей с частичной адентией (95,3%). Подобный подход к диагностике должен присутствовать в протоколах по дентальной имплантации.

Для определения уровня резорбции и состояния челюстной кости, Kim, J. et al. использовали нейронную сеть, в процессе анализа 12179 панорамных снимков, ими были выявлены типичные изменения костной ткани. Подобная модель диагностики и обнаружения дефектов костной ткани, оказалась более эффективной, чем при тестовых оценках наборов данных [77].

Нейросетевой анализ малой выборки, применяли Michael Korsch et al., для изучения причинных факторов влияющих на конечный результат дентальной имплантации при частичной адентии нижней челюсти [72].

1.4.Конечно-элементное моделирование и математический анализ в стоматологической практике

Математическое обоснование остеоинтеграции, биомеханики и напряженно-деформированного состояния (НДС) активно используется в экспериментальной и клинической имплантологии.

Особое внимание исследователей, привлекает характер распределения нагрузки на ортопедические конструкции, фиксированные на дентальных имплантатах. Изучение распределения жевательной нагрузки проводят по трём направлениям, в основу первого направления положены аналитические методы исследования [60, 61, 67, 112, 138]. Второе направление ориентировано на методики конечно-элементного и виртуального моделирования [59,80, 92, 104, 122],третье направление представлено экспериментальным изучением результатов моделирования [83,87,88, 103, 123].

Аналитические методы исследования, в частности, аналитическая предикция сил и моментов, которые возникают на зубных имплантатах, а также проблемы, связанные с безопасной нагрузкой, освещены в исследованиях [67].

Bicudo, P et al. [112], для расчета динамической усталости, использовали аналитическую модель взаимодействия имплантата с костной тканью. Для определения стабильности имплантата (в единицах коэффициента устойчивости ISQ)

И. Аргатов с соавторами [61] и А.О. Зекий [13], для динамического прогнозирования изменений параметров системы имплантат/кость, предложили использовать математическую модель остеоинтеграции, разработанную на основе установленных интегральных значений и коэффициентов. При прогнозировании исхода дентальной имплантации, особое внимание исследователи уделяли распределению напряжения на имплантат и переимплантационные ткани. Прототип математической модели позволил оптимизировать выбор дентальных имплантатов и разрабатывать их новые модификации.

Изучая характер распределения нагрузки на опорные ткани при жевании, у больных после дентальной имплантации А.Г. Борисов [2] разработал и предложил к использованию математически-численный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) костной ткани верхней челюсти в зоне интеграции дентального имплантата.

Р.В. Ушаков [50] математически обосновал методику расчёта напряженно-деформированного состояния (НДС), после дентальной имплантации при полной потере зубов. В зависимости от степени нагрузки и плотности костной ткани, повышенные прочностные показатели будут определяться количеством опорных имплантатов, на которых фиксируется ортопедическая конструкция.

М.Н. Перельмутер [35] предложил определять напряженно-деформированное состояние (НДС) дентальных имплантатов с использованием метода граничных интегральных уравнений. Ему удалось установить разницу концентраций напряжений в зависимости от вида нагрузки, а вида резьбы имплантата.

В последнее время актуальность применения математического анализа методом конечных элементов (МКЭ) получила широкое распространение. Конечно-элементный анализ является важным инструментом в дентальной

имплантологии и позволяет смоделировать напряженно-деформированное состояние (НДС), что безусловно актуально при решении поставленных задач физики, а в частности механики деформируемого объекта, а также ряда линейных и нелинейных задач.

Ф. З. Савранский с соавторами [18], обобщили все существующие методики математического моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) в дентальной имплантологии, по мнению авторов использование такого рода исследований эффективно в нетипичных клинических ситуациях.

Программные системы конечно-элементного анализа применяют в различных сферах инженерных расчётов, в лазерной, 3Д печати, также они прочно вошли в стоматологическую практику, используют их в дентальной имплантации.

С позиций биомеханики, функционирование дентальных имплантатов зависит от величины жевательной нагрузки, выпадающей на имплантат и опорные ткани периимплантационного ложа, и от избыточной механической перегрузки [84]. Возникновение деформационных изменений и узлов напряжений, включая места приложения силы, направление и величину нагрузки, количество и расположение дентальных имплантатов, диаметр и длину имплантата, геометрию имплантата и структуру его поверхности, в том числе состояние тканей костного ложа определяют с позиций конечно-элементного анализа.

Моделирование напряженно-деформированного состояния НДС, с использованием методов конечных элементов при операции дентальной имплантации, позволяет оценить качество выполненной манипуляции, Исследователи проявляют неподдельный интерес к трехмерному конечно-элементному анализу, он позволяет, перед установкой дентальных имплантатов в кость, проанализировать, прогнозировать и моделировать вероятные биофизические нагрузки, с учётом конструкционных особенностей имплантатов и имплантационного покрытия.

В.М. Семенюк с соавторами [39], обобщили опыт применения, в практической стоматологии, метода конечных элементов (МКЭ) и пришли к

выводу: использование подобной методики является одним из современных и перспективных исследований биомеханики.

В. А. Канатов [20], после протезирования на дентальных имплантатах, применял математическое прогнозирование динамики напряжения, с использованием метода конечно-элементного анализа МКЭ, при изменении вида нагрузки.

Д.В. Монаков [27], для оптимального подбора конструкции имплантата, с учётом смоделированного напряженно-деформированного состояния (НДС), предположил использовать метод конечно-элементного анализа (МКЭ).

И.Н. Дашевский с соавторами [71], изучали влияние направлений окклюзионных нагрузок на напряженно-деформированное состояние (НДС), в частности на стабильность дентального имплантата. При изменении вектора нагрузки на имплантат, число микродвижений значительно возрастает, это свидетельствует о формировании дезинтеграции имплантата.

В 2008 году van Staden, R. C. et al., проанализировали процесс установки зубного имплантата на нижнюю челюсть с использованием методики конечных элементов (МКЭ) и с учетом профилей напряжения фон Мизеса, в момент интеграции имплантата [129]. Авторы отметили, крутящий момент и этапность постановки дентального имплантата меняют профиль напряжения в опорных тканях.

Особое внимание исследователей привлекло влияние имплантат-абатментового соединения на распределение напряжения в костной ткани [80,108, 131]. Механизм передачи силы при жевательной нагрузке, через дентальные имплантаты на биологические ткани, играет важную роль в формировании связи имплантат-кость/ткань, влияющей на эффективность имплантационного лечения в целом.

В экспериментальной работе Ramesh Chowdhary [69], исследовалось влияние вида резьбы дентального имплантата на увеличение площади его поверхности. Оптимальная форма резьбы повышает контакт кости и имплантата до максимума и способствует адекватному распределению межфазных напряжений.

Экспериментальное исследование проводилось после остеоинтеграции, с использованием методики конечных элементов (МКЭ). Анализ 8 моделей в процессе образования связи на границе имплантата с костью, выявил незначительное влияние конструкции резьбы на динамику силы напряжения в челюстной кости. Уровни напряжений в кости варьировали в пределах от 5 до 13 МПа, наименьшее напряжение было в конструкциях с обратной контрфорсной резьбой - 5 МПа и 13 МПа с v-образной резьбой. Сразу после интеграции дентального имплантата, отмечали влияние формы резьбы на силу напряжения в кости, при этом уровни напряжений были отличными между различными конструкциями резьбы.

Самый низкий уровень напряжений был отмечен у V-образной резьбы- 14 МПа, Power асme, контрфорсные резьбы и Spiralock выдавали напряжение в диапазоне 22-26 МПа. Вертикальный паз crestal обеспечивал максимальный уровень напряжения в 80 МПа. Максимальное напряжение наблюдалось в обратном контрфорсе и конструкции с закругленной резьбой при 107 Мпа. Такая методика позволяла интегрально отразить соотношение технических и биомеханических факторов остеоинтеграции и их влияние на ткани организма. Изучение зависимости технических и биофизических параметров в медицине дает возможность прогнозировать эффективность и качество планируемого лечения. Использование физических величин в прогнозе конкретизирует отклонения при планировании операции дентальной имплантации.

Изменение формы, длины и диаметра имплантата влияет на процесс биомеханики костной ткани. Е. И. Семенов с соавторами [46], на примере трехмерной законченно-элементной модели фронтального отдела верхней челюсти с интегрированным внутрикостным дентальным имплантатом обосновали уменьшение до 40% напряжения в кортикальном слое костной ткани при увеличении диаметра с 3 до 4 мм. При изменении длины имплантата с 10 до 18мм напряжение менялось незначительно на 4,08%.

Robau-Porrúa, A. et al. [134], изучали воздействие трех параметров дентального имплантата на напряженно-деформированное состояние НДС тканей

периимплантационного ложа, с использованием МКЭ. Они смоделировали изменение длины и диаметра модуля упругости, с оценкой биомеханики дентального имплантата, создали трехмерную модель сегмента нижней челюсти и двенадцать моделей зубных имплантатов. В заключение исследования авторы отметили: действие выбранных переменных оказывало статистически значимое влияние на объемность деформации и на эквивалентное напряжение фон Мизеса.

Lee H. et al. [79], анализировали влияние таких параметров как диаметр, тип имплантат-абатментового соединения и плотность костной ткани, на биомеханическую стабильность установленных имплантатов. Экспериментально, на смоделированных 3-мерных моделях имплантатов, с учётом плотности костной ткани, диаметра имплантата и типа имплантат-абатментового соединения, определялась величина окклюзионной нагрузки. В осевом направлении величина нагрузки равнялась 200 Н, в наклонном 100 Н, тип соединения оказывал больше влияние на напряжение, чем диаметр имплантата, а плотность костной ткани напрямую влияло на деформацию кости.

Зависимость распределения напряжения имплантатов, от типа костной ткани, численно обосновали Azcarate-Velázquez, F. et al. [97]. По их мнению, на кортикальную кость выпадает большая часть нагрузки, а на неравномерное распределение нагрузки влияют тип костной ткани и её низкое качество. Авторы пришли к выводу, хорошее состояние костной ткани повышает долговечность имплантатов за счёт эффективного перераспределения нагрузки.

Математическое моделирование и методику конечных элементов (МКЭ), использовали, при внедрении дентального имплантата в кость, Е.Н. Прошкина с соавторами [41]. Они утверждают, такой подход к протезированию на имплантатах повышает эффективность дентальной имплантации. С помощью методики конечных элементов (МКЭ) возможно прогнозировать биомеханику напряжений в челюстно-лицевой области (ЧЛЮ), с определением таких критериев как состояние костной ткани, наличие резорбции, качество костной массы.

Биомеханический эффект от параметров- длина имплантата, уровень убыли костной массы, величина напряжения на границе кость-имплантат, при осевой и

букколингвальной нагрузке в зоне имплантации, изучали Ouldyeou A. et al. [64]. Было установлено, убыль кости- физиологическая и при механической нагрузке, влияет на ремоделирование кости и процесс остеоинтеграции имплантата.

Korsel, Amany M., изучая влияние различных видов абатментов на остеоинтеграцию, методом конечных элементов (МКЭ) рассчитал профиль Мизеса и распределение напряжения. Выявлено, абатменты из высокоэффективного полимера-BioHPP (16,5 МПа) и армированного волокном композита FRC (17,3 МПа) оказывали наименьшее напряжение по границе кость/имплантат [108].

Ma X. et al., используя метод конечных элементов (МКЭ) и численный имитационный анализ, оценили влияние, на состояние контакта кость/имплантат, ударных нагрузок [127]. Они определили динамические и биомеханические детерминанты повреждения костной ткани при воздействии ударной силы, основными факторами, по их мнению, являлись вектор ударной нагрузки, энергия ударной силы и скоростная интенсивность нагрузки. Волна напряжения, генерированная силой удара, вызывала дегенеративные изменения в трабекулярной кости, окружающей имплантат, и усугубляла процесс остеоинтеграции. Эти негативные изменения снижали стабильность имплантат и влияли на эффективность лечения.

Взаимовлияние свойств кости и конструкции имплантат на стабильность дентального имплантата, анализировали E. M. M. Khair и M. S. Sirry [106]. Они, методом конечных элементов (МКЭ), подвели математическое обоснование под выбор материала для дентальных имплантатов (титан, цирконий).

Didier, P. et al. [86], для анализа костного напряжения под влиянием конфигурации шейного модуля внутрикостного дентального имплантата, использовали параметрическую конечно-элементную модель однонагруженного зубного имплантата. В качестве входных переменных, для построения параметрической конечно-элементной модели, анализировались конструкция имплантата, структура материала и периимплантационных тканей по семи параметрам: диаметр имплантата, длина, конус и угол наклона, модуль Юнга, толщина кортикальной кости и модуль Юнга кости. Оценивалось два

биомеханических ответа между параметрами: периимплантационное напряжение кости и переносимость нагрузки по границе кость/имплантатами. Описание биомеханических ответов с применением идентифицированных коэффициентов позволило оптимизировать конфигурацию имплантата.

Таким образом, с позиций современных понятий о дентальной имплантологии и остеоинтеграции, внедряемые в практическое здравоохранения цифровизация, нейронные сети и интегральные методики конечно-элементного анализа позволяют более эффективно проводить диагностику состояния тканей перед имплантацией, выбор имплантационных изделий и детальное планирование оперативного вмешательства, превентивно, на основе моделирования, изучать, прогнозировать и контролировать формирование напряженно-деформированное состояния после ортопедического протезирования на зубных имплантатах.

ГЛАВА 2.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Работа выполнялась в период 2020-2023гг. на кафедре стоматологии общей практики и детской стоматологии, Ставропольского государственного медицинского университета и на базе «Северо- Кавказского медицинского учебно-методического центра» (главный врач- профессор Долгалев А.А.).

Анализ особенностей остеоинтеграции дентальных имплантатов проводили по данным клинического обследования пациентов, перед имплантационным вмешательством. План клинического обследования включал, детальную проработку показателей уровня общесоматического и стоматологического здоровья, параметров характеризующих состояние тканей периимплантационного ложа. Обоснование выбора дентальных имплантатов, с определенными техническими характеристиками. Стратегию и тактику восстановительного имплантационного лечения, планирование реабилитационного комплекса после дентальной имплантации и фиксации ортопедической конструкции. По результатам анализа была сгенерирована собственная база клинических случаев [45].

2.1. ДИЗАЙН ИССЛЕДОВАНИЯ

Открытое контролируемое проспективное клиническое исследование, 1332 пациентов с частичной и полной адентией зубных рядов верхней и нижней челюстей, после комплексного восстановительного протезирования на дентальных имплантатах, проведено в рамках отраслевой научно-исследовательской программы № 22 «Стоматология» (рисунок 2.1.).

База клинических случаев дентальной имплантации использовалась для сбора и упорядочивания информации о методиках установки имплантата начиная с этапа первичного осмотра пациента и дальнейшей его эксплуатации. База формировалась для образовательных целей и тестовой апробации нейронной сети, прогнозирующей возможности интеграции имплантатов.

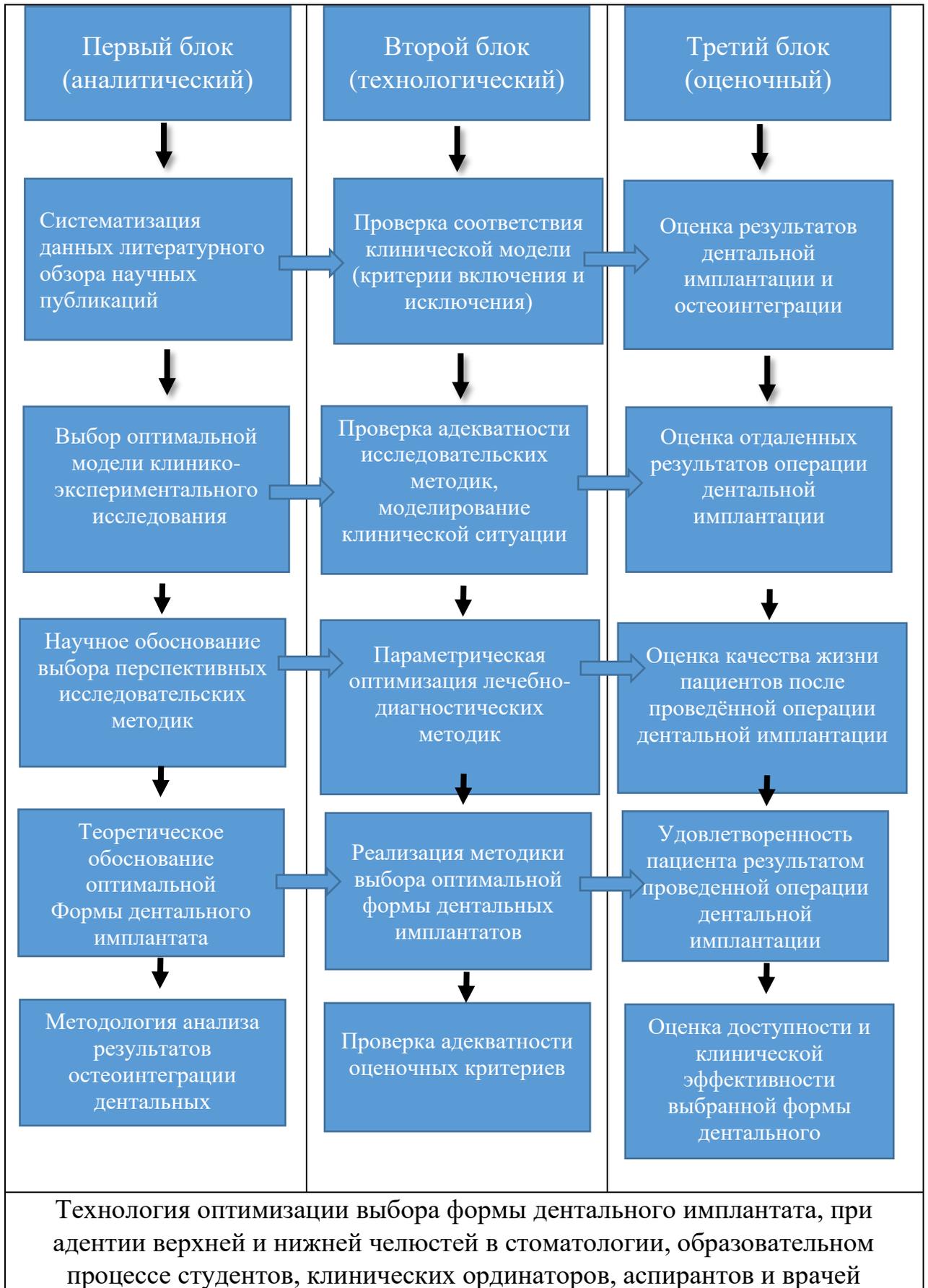


Рис. 2.1 Дизайн диссертационного исследования

2.2. МЕТОДЫ СТАТИСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА.

Для обоснования выбора формы дентального имплантата были проанализированы результаты лечения 1332 клинических случаев в рамках мультицентрового исследования на основании собственной базы клинических случаев [45], так в анализ были включены имплантаты конусной формы в количестве 988 случаев (Astra 4,5; Super line; Bl T; Liko M Evolution) и 334 цилиндрической формы (Implantium; BL;Liko M;SP)-(рисунок 2.2.)



Рис.2.2 Соотношение клинических случаев установки дентальных имплантатов различных форм

При оценке показателей остеоинтеграции имплантатов различных форм учитывались технические характеристики имлантата, состояние воспринимающего ложа, хирургический протокол, а также отдаленные биологические осложнения.

Статистическая обработка данных проводилась на базе SciPY library с открытым исходным кодом на языке программирования python. При этом оценивались критерии количественных параметров -критерии Андерсона-Дарлинга, хи квадрат Пирсона и Манна Уитни

2.3. НЕЙРОСЕТЕВОЙ АНАЛИЗ.

Нейросетевой анализ выбора оптимальной формы дентального имплантата

осуществлялся на основании собственной базы клинических случаев установки дентальных имплантатов и нейросетевого модуля, моделирование которого осуществлялось с применением высокоуровневого языка программирования Python 3.8.8. Все расчеты проводились на ПК с процессором Intel(R) Core (TM) i5-8500 с частотой 3,00 ГГц с 16 ГБ оперативной памяти и 64-битной операционной системой Windows 10.

Каждый из 50 параметров клинического случая был преобразован в двоичный код. Возраст пациентов был округлен до значений, кратных 5. В результате двоичной кодировки каждый клинический случай был представлен 426 символами, состоящими из «0» и «1». Пример закодированных клинических случаев представлен на рисунке 1.

	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	...	Статус соседнего медиального зуба_Отсутствует	Статус соседнего медиального зуба_Пломба	Статус соседнего дистального зуба_Здоровый	Статус соседнего дистального зуба_Имплантат	Статус соседнего дистального зуба_Коронка	Статус соседнего дистального зуба_Отсутствует	
2	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	...	0	1	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	...	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	...	1	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	...	0	0	0	0	0	1
6	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	...	0	0	0	0	0	0

Рис.2.3. Пример клинических случаев приживаемости имплантатов, представленный в виде двоичного кода.

2.4. НАНОСТРУКТУРИРОВАНИЕ ПОВЕРХНОСТИ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА.

Нанесение покрытие происходило на установке TFS 200 (Veneq, Финляндия) с источником ёмкостно-связанной плазмы. Полученные покрытия исследовали с помощью микроскопов и спектрометров. Нанесение покрытий осуществлялось в рамках программы СТАРТ-1 в составе общей исследовательской группы.

2.5. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНАЯ МОДЕЛЬ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАГРУЗОК В КОНУСНЫХ ИМПЛАНТАТАХ С УЧЕТОМ ФИЗИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛА ВТ 1-0 И ВТ 6

Для моделирования и проведения наиболее эффективного расчёта оценки прочности и надёжности уникальных изделий медицинского приборостроения использовался пакет автоматизированного инженерного анализа. Доступной и высокоэффективной САЕ-системой, применяемой для моделирования процессов функционирования подобных изделий, является программа ANSYS. [46].

В данной работе с использованием разработанных компьютерных моделей дентальных имплантатов различной конструкции выполнена сравнительная оценка их статической прочности.

Для построения математической модели использовались 3D-модели имплантатов ЛИКО- М 4x10, ЛИКО-М ДГ 4x10. На их основе разработана модель конусного имплантата и проведены расчёты, по оценке прочностных характеристик.

Дентальные имплантаты марок ЛИКО- М 4x10 и ЛИКО-М ДГ 4x10 различаются конструкцией тела имплантата (рисунки 2. 4 и 2.5) и материалом, из которого они изготовлены. У имплантата марки ЛИКО- М 4x10 тело имплантата изготовлено из титанового сплава ВТ 1-0, у имплантата марки ЛИКО- М ДГ 4x10 - из титанового сплава ВТ6.

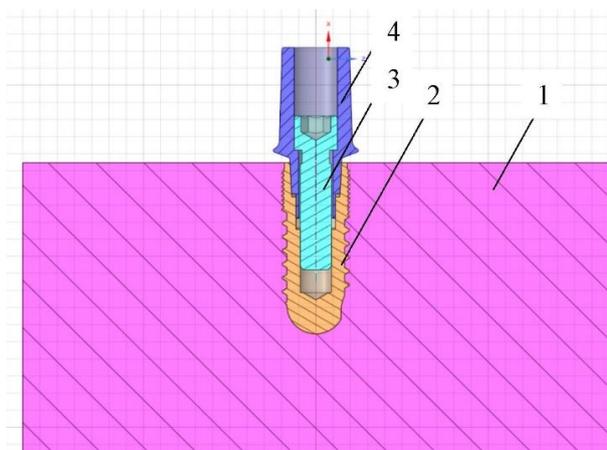


Рис. 2.4 Конструкция имплантата ЛИКО- М 4x10; 1- блок костной ткани; 2- тело имплантата; 3- винт; 4- абатмент

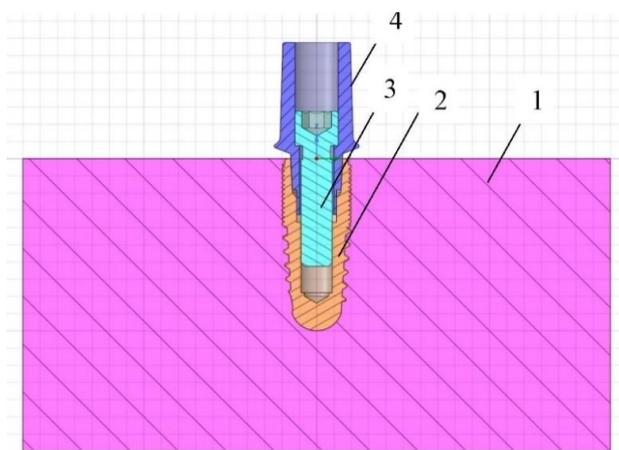


Рис. 2.5 Конструкция имплантата ЛИКО- М ДГ 4x10; 1- блок костной ткани; 2- тело имплантата; 3- винт; 4- абатмент

Оба имплантата одинаковым образом размещены в блоках костной ткани, имеющих размеры 6x15x34 мм. Блоки костной ткани закреплены по боковым и нижней поверхностям.

Между блоком костной ткани, телом имплантата, абатментом и винтом имеется четыре контакта:

- между блоком костной ткани и телом имплантата - граничный контакт, предполагающий полное кинематическое связывание точек, лежащих на сопрягаемых поверхностях;
- между телом имплантата и абатментом - фрикционный контакт;
- между абатментом и винтом - фрикционный контакт;
- между телом имплантата и винтом - фрикционный контакт.

Компьютерное моделирование процесса статического нагружения выполнено с использованием конечно-элементных сеток, используемые при расчете напряженно-деформированного состояния имплантатов ЛИКО-м 4×10 и ЛИКО-М ДГ 4×10. Всего выполнено четыре расчета напряженно-деформированного состояния имплантатов:

- упругий расчет имплантата ЛИКО-М 4×10;

- упругопластический расчет дентального имплантата марки ЛИКО-М 4×10;
- упругий расчет имплантата ЛИКО-М ДГ 4×10;
- упругопластический расчет имплантата ЛИКО-М ДГ 4×10.

2.6. ПРОВЕДЕНИЕ СРАВНИТЕЛЬНЫХ ИСПЫТАНИЙ ПО УСТАЛОСТНОЙ ПРОЧНОСТИ КОНУСНЫХ ИМПЛАНТАТОВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ ИЗ СПЛАВА ВТ 6 И СТАНДАРТНЫМИ ЦИЛИНДРИЧЕСКИМИ ИМПЛАНТАТАМИ (СПЛАВ ВТ 1-0).

Определение предела прочности конструкции имплантата по уровню начала пластической деформации. Для реализации сравнительного определения пределов прочности имплантатов была спроектирована схема проведения испытания (схема 2.1) и создана математическая модель (схема 2.2), полностью имитирующая прочностные испытания сборной конструкции имплантата согласно ГОСТ Р ИСО 14801–2012 «Стоматология. Имплантаты. Усталостные испытания для внутрикостных стоматологических имплантатов».

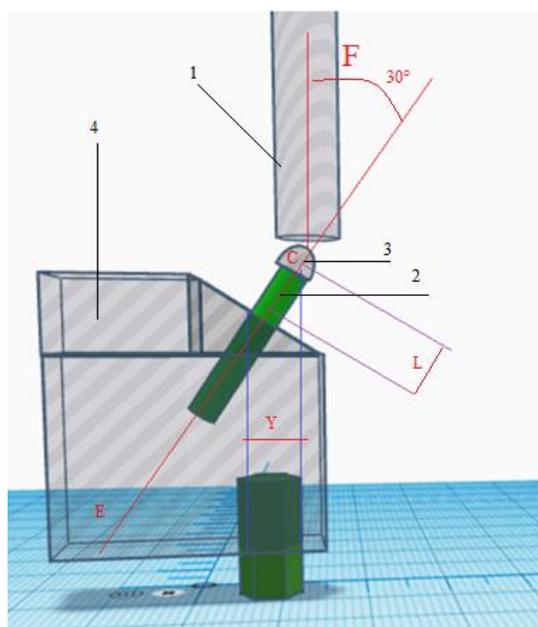


Схема 2.1 Направления и геометрия нагрузки. 1- устройство для прикладывания нагрузки (позволяющее осуществлять свободное движение перпендикулярно к

направлению нагрузки); 2- элемент с абатментом (винтовая фиксация с телом стоматологического имплантата); 3- нагружаемый элемент; 4- держатель образца

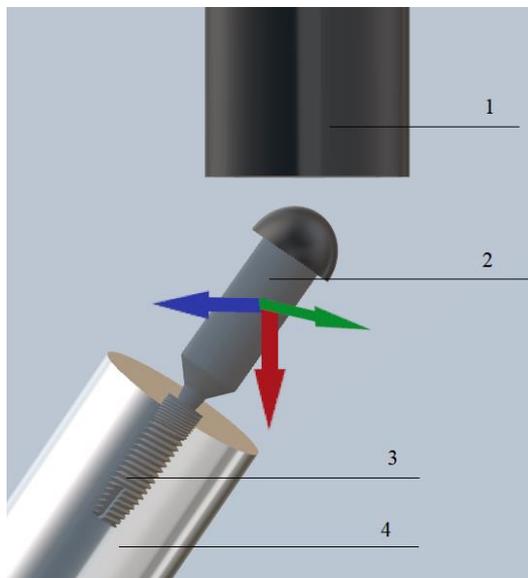


Схема 2.2 Математическая модель приложения нагрузки на имплантат. 1 - устройство для прикладывания нагрузки, 2- полусферический нагружаемый элемент с абатментом, 3 - тело имплантата, 4 - удерживающий элемент

В качестве объектов исследования статических и циклических прочностных испытаний были выбраны разборные конструкции имплантатов №1 ЛИКО-М 4×10 мм из сплава титана ВТ 1.0; №2 ЛИКО-М ДГ 4.0x10 из сплава титана ВТ 6; №3 ЛИКО-М ДГ 4x10 из сплава титана ВТ 6 с покрытием, фотография представлена на рисунке 2.6.

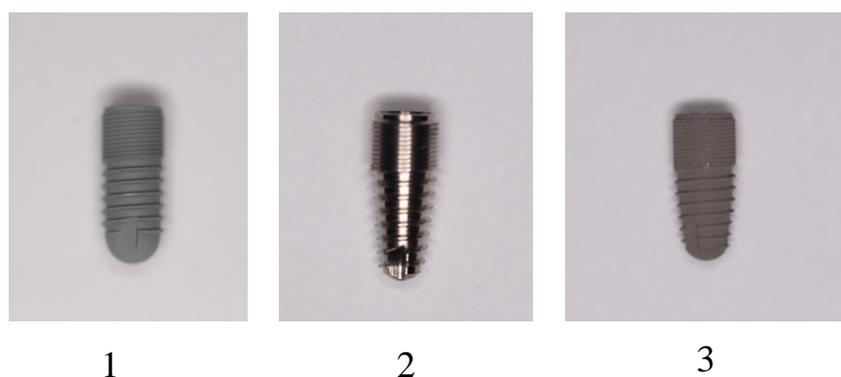


Рис. 2.6. - 1-Имплантат ЛИКО-М; 2- Имплантат ЛИКО-М ДГ без покрытия; 3- Имплантат ЛИКО-М ДГ с покрытием

В имплантаты устанавливали абатменты. Фиксирующий винт затягивали динамометрическим ключом (25 Н*см). (рисунок 2.7)



Рис. 2.7. Имплантат ЛИКО-М 4×10 мм с абатментом.

Усталостные испытания проводились при циклическом нагружении с коэффициентом асимметрии цикла нагружения $R=0.1$. Имплантат с абатментом помещали в специальную гильзу на основе ПММА (полиметилметакрилата) при помощи компаунда на эпоксидной основе на 2-3 мм относительно торца гильзы. Гильза впоследствии помещалась в специальный держатель (рисунок 2.8), таким образом, чтобы ось соответствовала геометрии нагрузки.



Рис. 2.8. Держатель.

Нагрузка прикладывается к имплантату с помощью нагружающего устройства с плоской поверхностью через полусферический нагружаемый элемент из нержавеющей стали, закрепленный на абатменте с помощью винта на

расстоянии $11\pm 0,5$ мм от плоскости захвата до центра полусферы. Плечо момента составляет 5,5 мм. (рисунок 2.9)

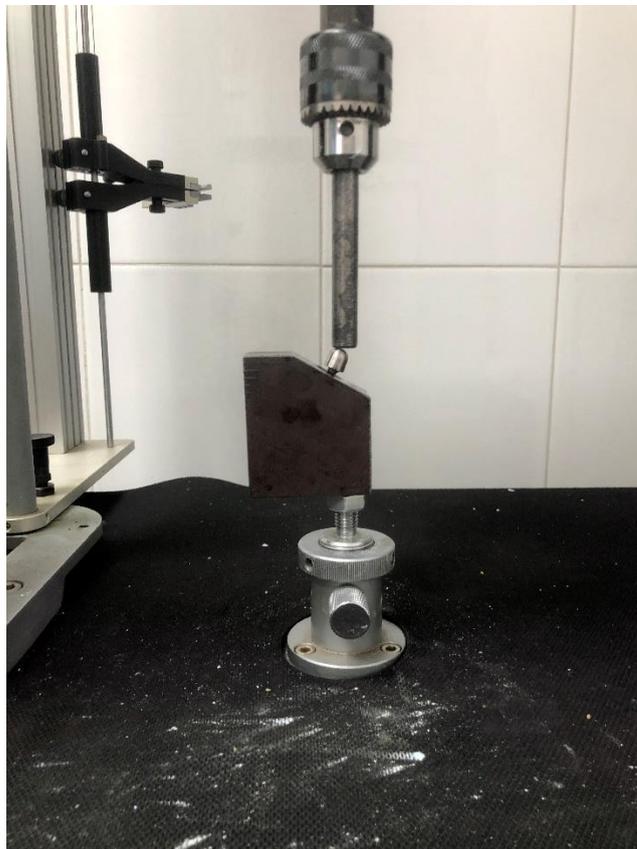


Рис. 2.9. Имплантат, зафиксированный на стенде по описанной методике

Циклические испытания проводились на воздухе при комнатной температуре $22\pm 5^\circ\text{C}$ с частотой нагружения 15 Гц на испытательной машине серии Gotech GT-AI7000-S (рисунок 2.10). Испытания проводились при разных нагрузках, при этом базовой считалась нагрузка, при которой имплантаты выдерживали 5×10^6 циклов без разрушения.

Полученные результаты оценивались по началу смещений в конструкциях имплантатов при циклических нагрузках с целью определения пределов имплантационных систем.

Статические испытания проводились на воздухе при комнатной температуре $22\pm 5^\circ\text{C}$ на испытательной машине серии Gotech-AI7000-S



Рис. 2.10. Испытательная машина GT-AI7000-S

2.7. СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ИМПЛАНТАТОВ НА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ЖИВОТНЫХ

Протокол проведения экспериментального исследования на животных при ортотопической имплантации проводился по следующей методике: анестезия, разрез длиной 2-4 см, отслаивание слизисто-надкостничного лоскута, подготовка костного ложа, установка имплантата, ушивание краев лоскута.

В качестве имплантата использовалось медицинское изделие- имплантат производителя ®ИРИС, ЛИКО- М ДГ (LiKO-M DG) и стандартный имплантат ЛИКО-М (LiKO-M).

Подопытные животные (овцы Северо-Кавказской мясо-шерстной породы) предоставлены опытной станцией Всероссийского исследовательского института овцеводства и козоводства. Транспортировка животных проводилась в соответствии с Европейской Конвенцией по защите животных во время их международных перевозок, связанной с Резолюцией по приобретению и транспортированию лабораторных животных, принятой в мае 1997 года в ходе многостороннего совещания сторон-участниц Конвенции N 123. [8]

Все манипуляции выполнялись под общей анестезией. Наркоз для оперируемых овец достигался внутривенным введением препарата «Телазол 100» в дозе 0,03 мл в расчете на 1 кг живой массы животного. Сон наступал в течение 3-5 минут после введения и длился 30-40 минут.

На первом этапе исследования всем животным (8 голов) проводилось удаление премоляра и первого моляра на нижней челюсти (рисунки 2.11- 2.12).



Рис.2.11 Зона вмешательства в области нижней челюсти овцы

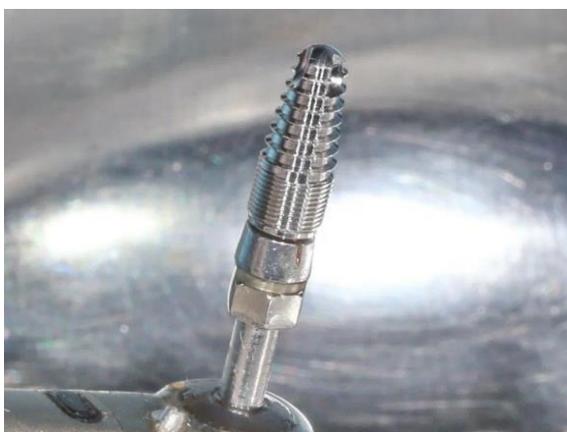


Рис. 2.12 Вид удаленного премоляра и первого моляра

Затем все животные в количестве 8 особей были распределены на две группы. В первую группу (4 особи) вошли животные, которым в области премоляров устанавливались имплантат ЛИКО- М ДГ 4×10 4×10, выполненный из титанового сплава ВТ-6 без покрытия (рисунок 2.13, а) и имплантат ЛИКО-М 4×10 выполненный по их титана ВТ 1-0 (рисунок 2.14), который служил контролем. Во вторую группу (4 особи) вошли животные, которым в области премоляров

устанавливались имплантат ЛИКО- М ДГ 4×10, выполненный из титанового сплава ВТ-6 с покрытием TiO_2 , выполненное по технологии ALD (рисунок 2.13, б) и имплантат ЛИКО-М 4×10 (контроль) выполненный по технологии компании ООО Ликостом из титана ВТ1-0.

Операция проводилась по следующей методике: анестезия, разрез длиной 2-4 см, отслаивание слизисто- надкостничного лоскута, проведение имплантации, ушивание краев лоскута (рисунок 2.15 а, б).



а) без покрытия

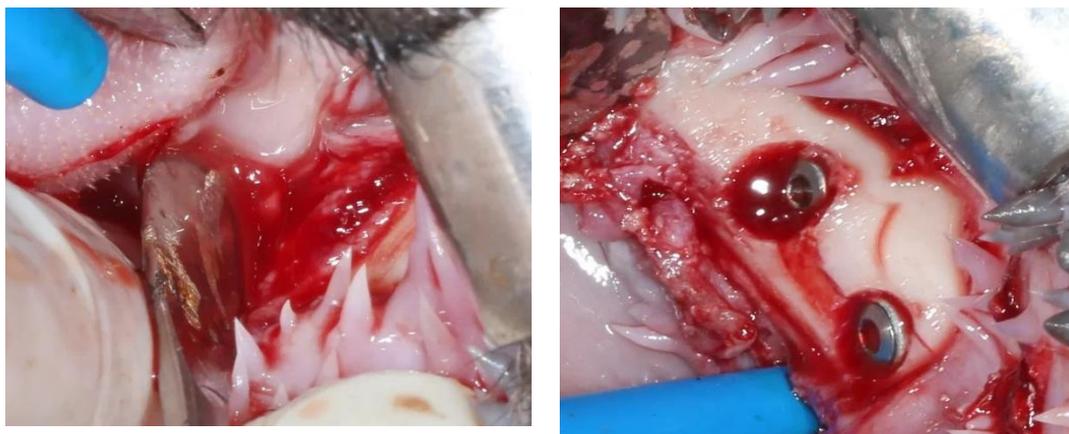


б) с покрытием

Рис.2.13 Имплантаты ЛИКО-М ДГ 4×10



Рис. 2.14 Имплантат ЛИКО-М 4×10 стандартный



а) разрез по альвеолярному гребню б) установленные имплантаты

Рис. 2.15 Этапы оперативного вмешательства

После оперативного вмешательства овец кормили мягкой пищей через сутки. Визуальный осмотр в первые 7–10 сутки осуществлялся ежедневно. Швы снимали на десятые сутки после операции.

Эвтаназия животных проводилась с использованием методов, которые соответствуют принципам, изложенным в Рекомендациях Европейской Комиссии по эвтаназии экспериментальных животных. Животных в конце эксперимента выводили из опыта по четыре особи через 60 и 120 суток введением лекарственного средства для общей анестезии животных - «Телазола 100» в указанной дозировке, затем через 5-10 мин. дополнительно проводили внутримышечная инъекция препарата «Ксиланит» в дозе 0,5мг/кг. Утилизация биологических отходов производилась в соответствии с Ветеринарно-санитарными правилами сбора, утилизации и уничтожения биологических отходов, утвержденными Главной государственной ветеринарной инспекцией № 13-7-2/469 от 04 декабря 1995 года.

Микротомографическое исследование реакций костной ткани на различные дентальные имплантаты выполнялась на базе межкафедральной научно-образовательной лаборатории экспериментальной иммуноморфологии, иммунопатологии и иммунобиотехнологии Института живых систем СКФУ.

Для изучения структуры костей использовали рентгеновский компьютерный микротомограф Skyscan 1176 (Bruker) [89,115].

Сканированные объекты реконструировались в программе Nrecon (1.7.4.2, Bruker-microCT, Бельгия) со следующими основными параметрами реконструкции: smoothing 2, ring reduction 20, beam hardening 41, minimum for CS to Image Conversion= -0,015, maximum for CS to Image Conversion= 0,11.

Ориентация в пространстве (x, y, z) и выделение отдельных областей реконструированных материалов проводились в программе DataViewer (1.5.6.2, Bruker-microCT, Бельгия).

Визуализация, анализ данных и получение 3D моделей проводились в программах CT-analyser (1.18.4.0, Bruker-microCT, Бельгия), CTvox (3.3.0r1403, Bruker-microCT, Бельгия) и CTvol (2.3.2.0, Bruker-microCT, Бельгия).

Материалом для исследования явились 8 фрагментов челюстных костей овец. Все животные в количестве 8 особей были распределены на две группы. В первую группу (4 особи) вошли животные, которым в области премоляров устанавливались имплантат ЛИКО-М ДГ 4×10, выполненный из титанового сплава ВТ-6 без покрытия (Опыт 1) и имплантат ЛИКО-М 4×10 выполненный из титана ВТ 1-0, где поверхность была обработана заводским способом по технологии двойного протравливания и аргонной плазмой, который служил контролем. Во вторую группу (4 особи) вошли животные, которым в области премоляров устанавливались имплантат ЛИКО-М ДГ 4×10, выполненный из титанового сплава ВТ-6 с покрытием TiO₂, выполненное по технологии ALD (Опыт 2) и имплантат ЛИКО-М 4×10 (контроль) выполненный по технологии компании ООО Ликостом из титана ВТ1-0. Первую группу из четырех животных вывели через 60 дней после начала эксперимента, вторую, также состоящую из четырех животных через 120 дней после начала эксперимента. Каждому животному устанавливалось по 2 имплантата (таблица 2.1).

Таблица 2.1

Данные по проведению экспериментов

№ живот	Дата ввода	Дата вывода	Количество	Анатомическая зона	Исследуемые имплантаты

НОГО			дней		
1	22.01.22	23.0 3.22	60	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 без покрытия
2	22.01.22	23.0 3.22	60	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 без покрытия
3	22.01.22	23.0 3.22	60	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 с покрытием
4	22.01.22	23.0 3.22	60	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 с покрытием
5	22.01.22	22.0 5.22	120	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 без покрытия
6	22.01.22	22.0 5.22	120	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 без покрытия
7	22.01.22	22.0 5.22	120	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 с покрытием
8	22.01.22	22.0 5.22	120	Нижняя челюсть	ЛИКО-М 4×10 ЛИКО- М ДГ 4×10 с покрытием

Параметры сканирования в программе Skyscan 1176 control program (10.0.0.0, Bruker-microCT, Бельгия): X-ray voltage 90 kV, X-ray current 270 μ A, filter Cu 0,1 mm, image pixel size 17,74 μ m, tomographic rotation 360°, rotation step 0,2, frame

averaging 4.

Сканированные объекты реконструировались в программе Nrecon (1.7.4.2, Bruker-microCT, Бельгия) со следующими основными параметрами реконструкции: smoothing 2, ring reduction 20, beam hardening 41, minimum for CS to Image Conversion= -0,015, maximum for CS to Image Conversion= 0,11.

Ориентация в пространстве (x, y, z) и выделение отдельных областей реконструированных материалов проводились в программе DataViewer (1.5.6.2, Bruker-microCT, Бельгия).

Визуализация, анализ данных и получение 3D моделей проводились в программах CT-analyser (1.18.4.0, Bruker-microCT, Бельгия), CTvox (3.3.0r1403, Bruker-microCT, Бельгия) и CTvol (2.3.2.0, Bruker-microCT, Бельгия).

ГЛАВА 3.

РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1. СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА РЕЗУЛЬТАТОВ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ РАЗЛИЧНЫХ ФОРМ.

Для обоснования влияния всевозможных характеристик на процесс остеоинтеграции дентальных имплантатов различных форм, рассчитали разницу значений между конусными и цилиндрическими дентальными имплантатами.

Общие показатели статистического анализа гендерной разницы среди установленных имплантатов конусной и цилиндрической форм предполагают превалирование установленных дентальных имплантатов конусной формы у лиц женского пола (64%) и мужского (36%), среди цилиндрических имплантатов 62,3% и 37,7% соответственно. (рис. 3.1)

Аналогичным образом сопоставлена возрастная структура распределения пациентов с установленными дентальными имплантатами различных форм (рис.3.2). Так приоритетной возрастной категорией для дентальных имплантатов

конусной формы были пациенты в возрасте от 51 до 65 лет -39,4%, для этой же категории цилиндрические имплантаты устанавливались в 63,6% случаев. Пропорционально пациентам в возрасте от 36 до 50 конусные имплантаты применялись в 21,1%, цилиндрические -31,8% соответственно. Среди лиц в возрасте от 65 оптимальным были имплантаты конусной формы.

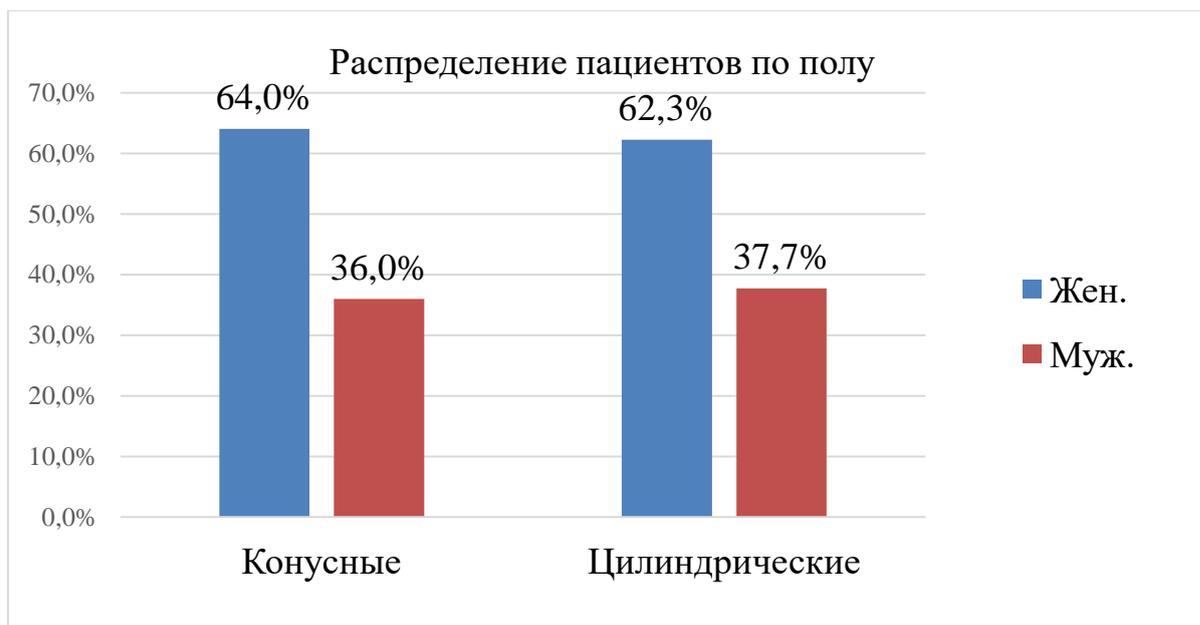


Рисунок 3.1- Распределение пациентов по полу



Рисунок 3.2- Распределение пациентов по возрасту

Для определения зависимости характеристик костной ткани и формы дентального имплантата сопоставляли значения плотности костной ткани, степени выраженности альвеолярного гребня и форме дефекта (рис.3.3-3.5).

Сравнение показателей плотности костной ткани позволило определить преимущественную разницу в процентном соотношении по количественному распределению пациентов с различными типами костной ткани и формами дентальных имплантатов, так, имплантаты конусной формы по оценке клинических случаев устанавливаются преимущественно в костной ткани типа D2(34,1%) D3(38,7%) D4(21%), цилиндрические D2 (34,1%); D3 (43,4%);D4(17,1%) соответственно (рис. 3.3),при этом в костной ткани типа D1 частота использования конусных и цилиндрических составила 3,1% и 3,6%,а в костной ткани типа D5 3,0% и 1,8%,что позволило сделать предположение о целесообразности применения конусных имплантатов в костной ткани типа D5.

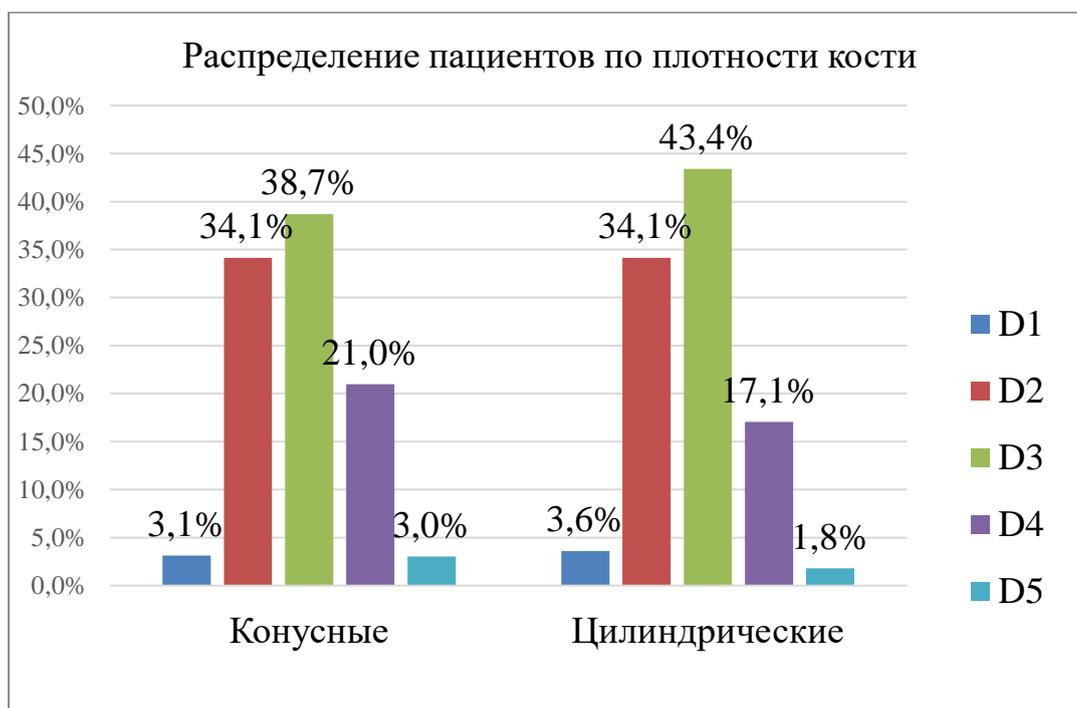


Рисунок 3.3- Распределение пациентов по плотности костной ткани и формы дентального имплантата

При изучении зависимости показателей выраженности альвеолярного гребня и формы дентального имплантата, удалось установить, что имплантаты конусной

формы применялись в большинстве случаев при 3 степени атрофии с шириной альвеолярного гребня от 3 до 4 миллиметров-10,6%, при 1 степени атрофии, где ширина альвеолярного гребня составляет 6 мм и более, показатели частоты использования дентальных имплантатов как конусной так и цилиндрической формы -одинаковые и составляли 39,5 % (рис.3.4).

Частота использования цилиндрических дентальных имплантатов при 2 степени атрофия альвеолярного гребня превалирует над частотой применения конусных и составляет 48.8 % в сравнении с 45,8 %.

Стоит также отметить, что при анализе клинических случаев у пациентов с 6 степенью атрофии базального отдела челюсти были установлены имплантаты только конусной формы.

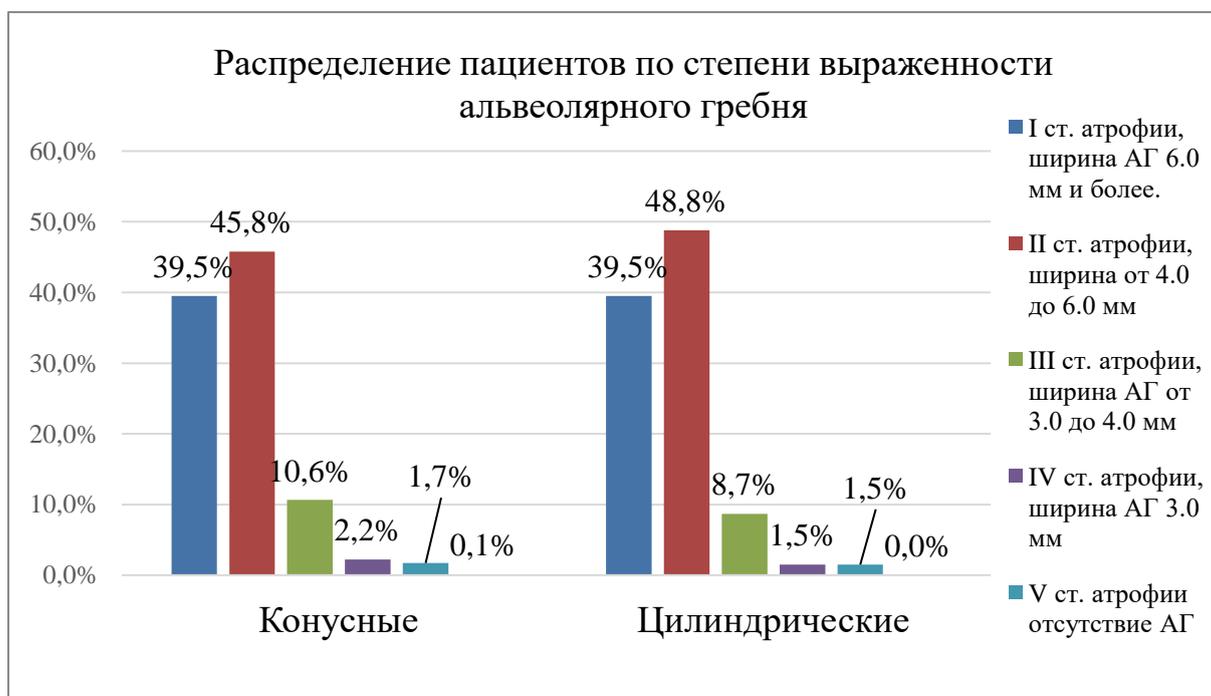


Рисунок 3.4- Распределение пациентов по степени выраженности альвеолярного гребня и формы дентального имплантата

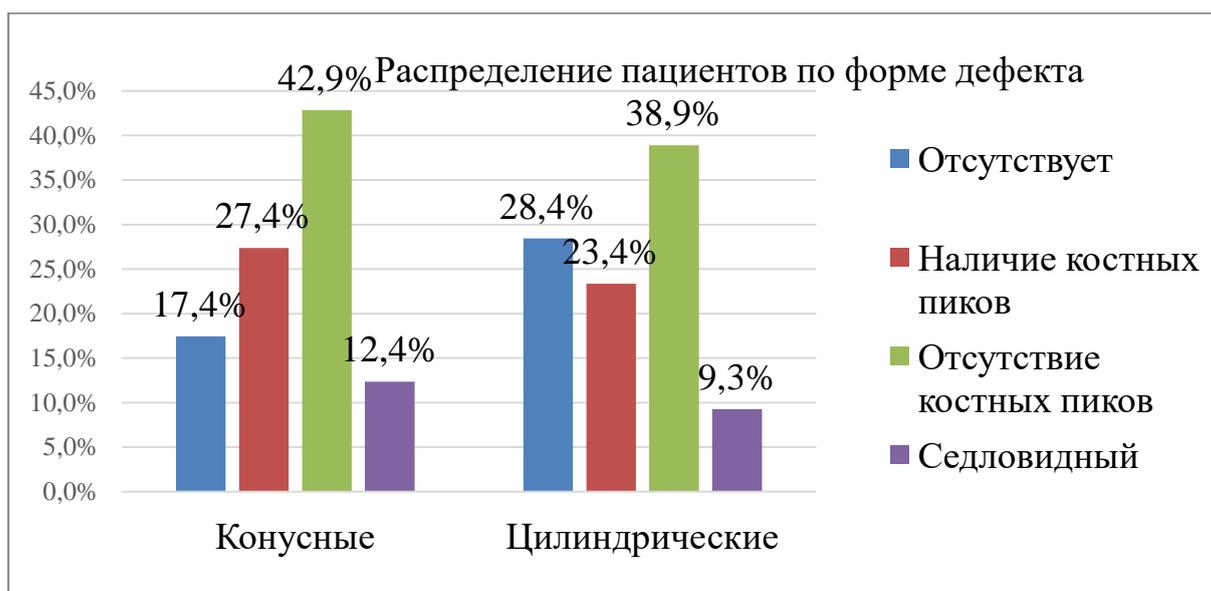


Рисунок 3.5- Распределение пациентов по форме дефекта и конфигурации дентального имплантата

При анализе формы дефекта оценивали частоту применения тех или иных имплантов, исходя из показателей процентного соотношения частоты установки дентальных имплантатов (рис.3.5)

Наибольшая частота применения имплантатов конусной формы составила при отсутствии костных пиков-42,9% и их наличии 27,4%, в сравнении с цилиндрическими 38,9% и 23,4%. То же самое следует отметить при седловидной форме дефекта, у конусных частота использования выше и составила 12,4% от всех клинических случаев.

Также был осуществлён анализ зависимости параметрических показателей костной ткани (средняя ширина и высота кости) и формы дентального имплантата.

Оптимальными количественными показателями выбора дентального имплантата конусной формы являлись средние значения ширины кости равные 6,07 мм, при этом цилиндрические имплантаты устанавливались при средних значениях равных 6,27 мм. (рис.3.6). Анализируя оптимальные показатели средней высоты кости стоит отметить, что оптимальные значения выбора имплантата конусной формы составили 10,64 мм, в свою очередь для цилиндрических 10,9 мм. (рис.3.7).

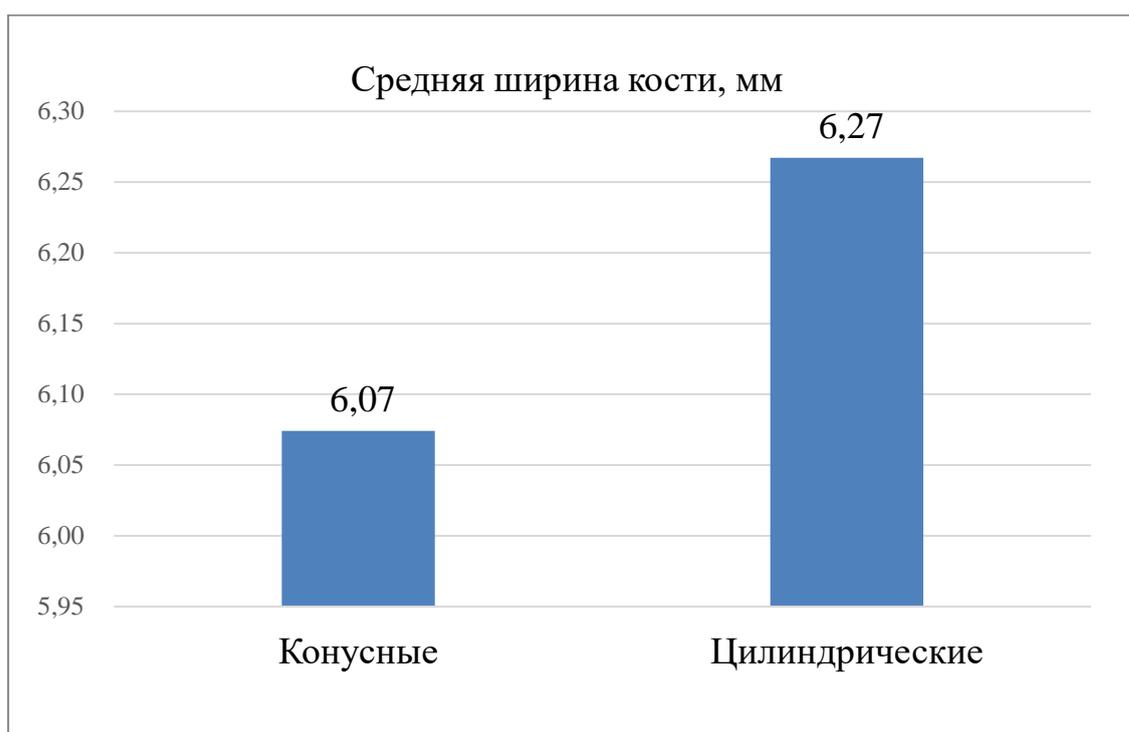


Рисунок 3.6- Оптимальные показатели выбора дентального имплантата различной формы в зависимости от средних значений ширины кости.

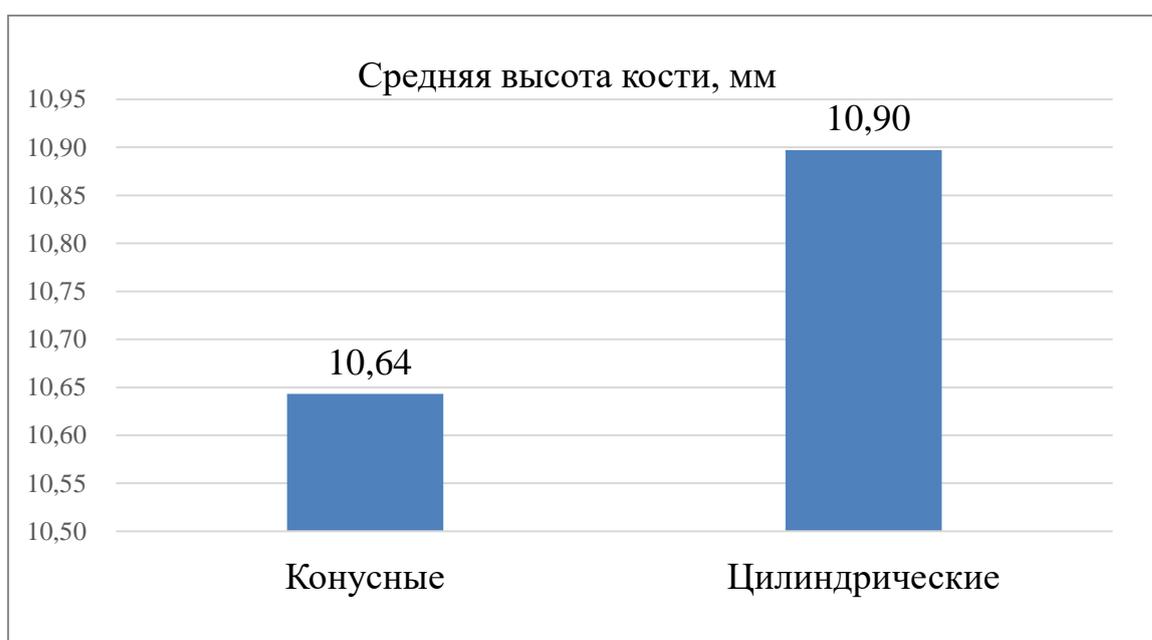


Рисунок 3.7- Оптимальные показатели выбора дентального имплантата различной формы в зависимости от средних значений высоты кости.

Анализ статистической значимости характеристик дентальных имплантатов различных форм и отдалённых осложнений определялся исходя из числа

отторгшихся имплантатов, технических осложнений и биологических осложнений(рис.3.8-3.17)

Общий показатель удалённых имплантатов конусной формы был предельно ниже, чем у имплантатов цилиндрической формы и составлял 4,6% в сравнении с 6,3% (рис.3.8), однако в силу обозначенной выборки общего числа интегрированных дентальных имплантатов уровень статистической значимости был равен $p\text{-Value}=0,27$ ($p\text{-Value}>0,05$ (Нет статистической значимости)).

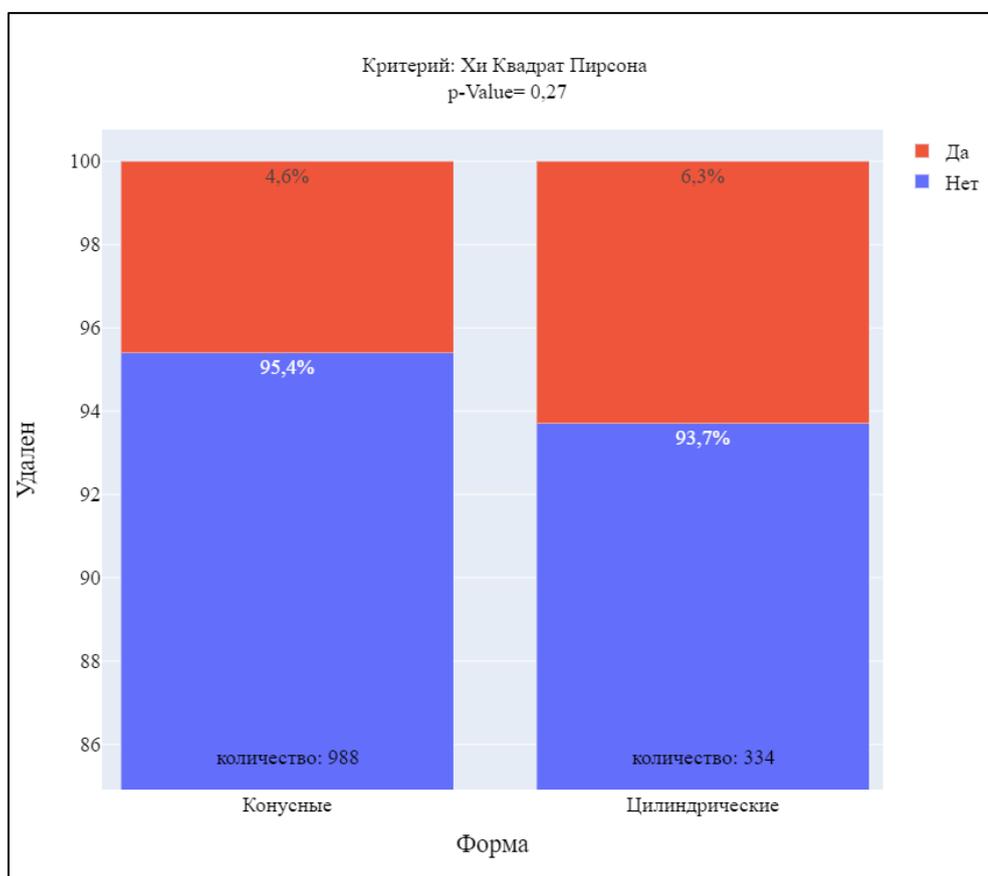


Рисунок 3.8 Процент отторгшихся (удаленных) имплантатов

Определяя зависимость технических осложнений и формы дентального имплантата, удалось установить, что частота проявлений у дентальных имплантатов конусной формы была значительно ниже значений цилиндрических имплантатов, в силу чего отсутствовали осложнения кратные 5-летнему сроку после оперативного вмешательства (рис.3.9). При этом анализируя статистическую значимость при помощи критерия Хи Квадрат Пирсона уровень статистической

значимости ровнялся $p\text{-Value}=0,0065$ ($p\text{-Value}<0.05$ (Есть статистическая значимость))

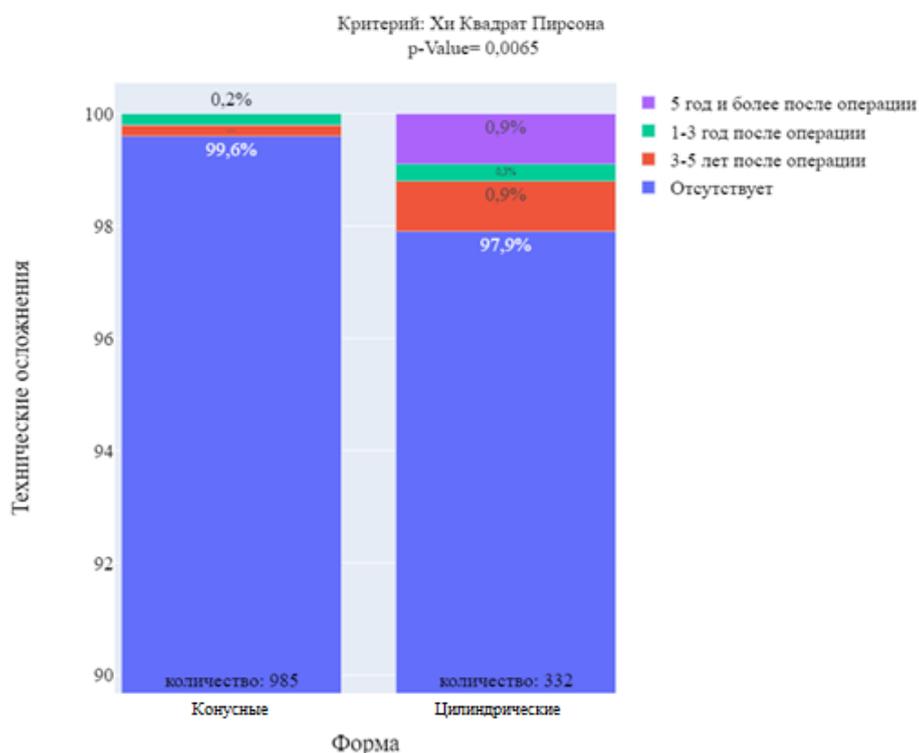


Рисунок 3.9- Технические осложнения

Синтез показателей отдалённых биологических осложнений в период до 12 месяцев, а именно индекс кровоточивости, глубины пародонтального карман, мукозита и периимплантита коррелировался с выбором формы дентального имплантата. вследствие чего, имплантаты конусной формы имели выраженные очаги воспаления десны, при этом среди цилиндрических имплантатов данные значение не отмечались, но при этом явления лёгкого воспаления десны имели более высокие показатели чем конусные(25% против 21,2% соответственно)(рис.3.10),однако в силу несоответствующего числового соотношений уровень статистической значимости на основании критерия Хи Квадрат Пирсона составил $p\text{-Value}=0,76$ ($p\text{-Value}>0.05$ (Нет статистической значимости)).

Соответствующие критерии были определены для зависимости формы и наличия глубины пародонтального кармана (рис.3.11), как отдалённого биологического осложнения, так, наличие осложнений в роли клинических карманов более 3мм у цилиндрических имплантатов не отмечалось, в сравнении с конусными. Опираясь на достоверность осуществлённой выборки в силу несоответствующего количества дентальных имплантатов конусной и цилиндрической форм, уровень статистической значимости был равен $p\text{-Value}=0,76$ ($p\text{-Value}>0.05$ (Нет статистической значимости)).

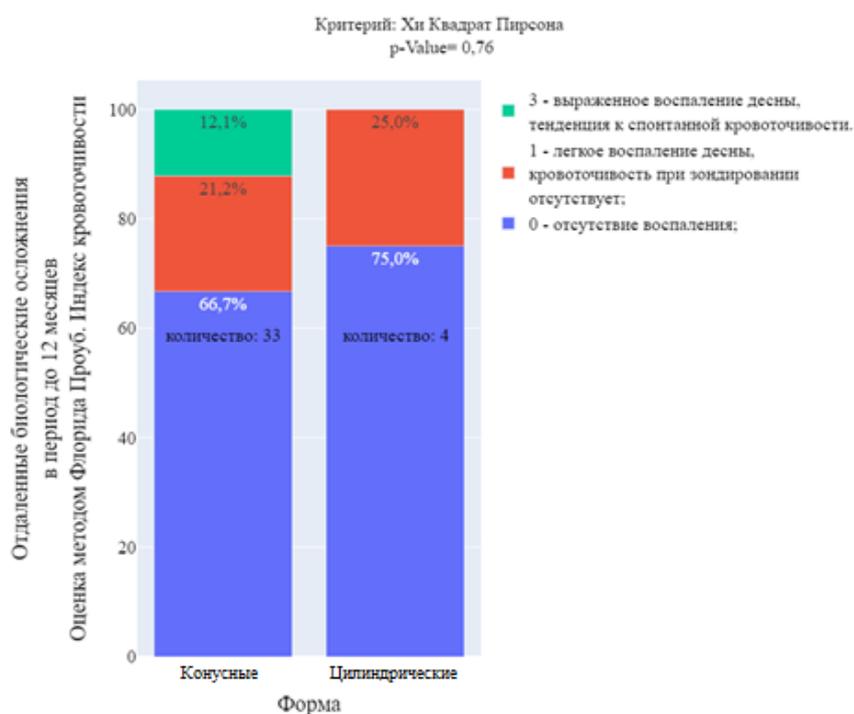


Рисунок 3.10- Отдалённые биологические осложнения в период до 12 месяцев- индекс кровоточивости.

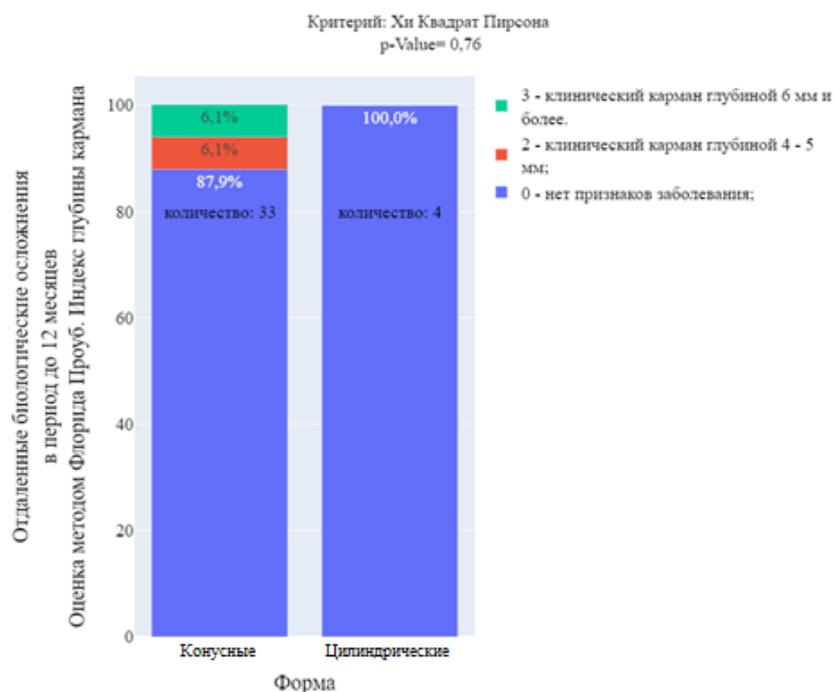


Рисунок 3.11- Отдалённые биологические осложнения в период до 12 месяцев- индекс глубины пародонтального кармана.

Сличение биологических осложнений в период до 12 месяцев было представлено для мукозита (рис.3.12) и периимплантита (рис 3.13). При сравнении частоты проявлений параметров отдалённых биологических осложнений следует отметить о принципиальной разнице в количестве отсроченных проявлений воспалительных явлений слизистой оболочки полости рта между конусными и цилиндрическими имплантатами, при этом процент отсутствующих проявлений значительно выше, несмотря на численное меньшинство клинических случаев интеграции дентальных имплантатов цилиндрической формы.

Соотнесение частоты проявлений периимплантита у пациентов с интегрированными дентальными имплантатами конусной и цилиндрической форм предполагает наиболее клинически эффективными выбирать дентальные имплантаты конусной формы исходя из наименьшего числа осложнений, даже с

учётом имеющегося количественного неравенства ($p\text{-Value}=0,36$ ($p\text{-Value}>0,05$ (Нет статистической значимости))).

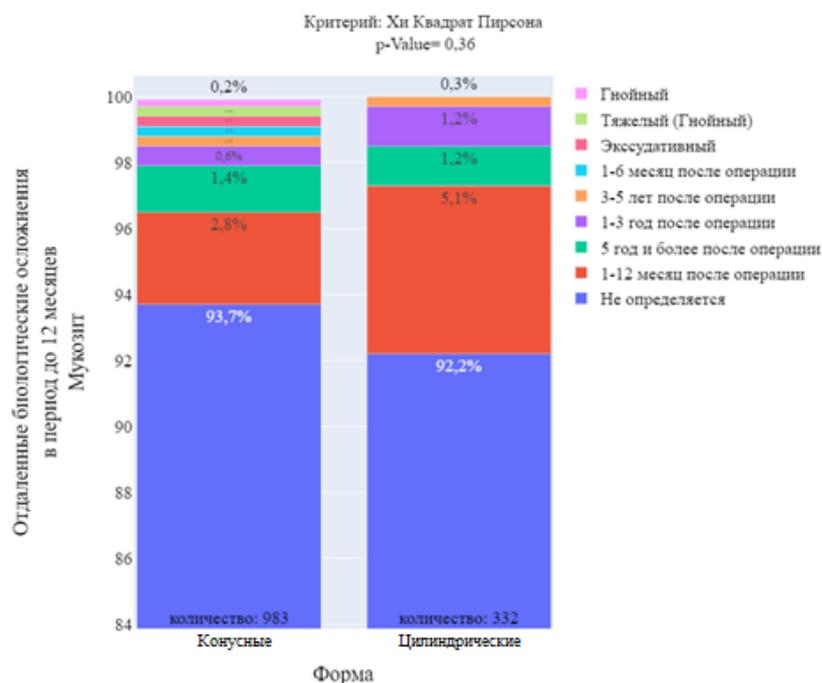


Рисунок 3.12- Отдалённые биологические осложнения в период до 12 месяцев-мукозит.

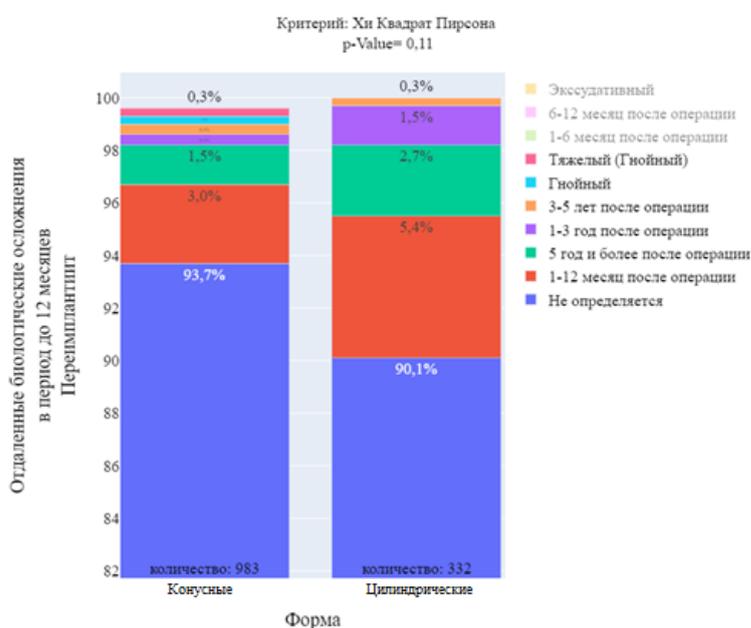


Рисунок 3.13- Отдалённые биологические осложнения в период до 12 месяцев-Периимплантит.

Не менее важным явилось определение уровня рецессии костной основы до 12 месяцев, 1-3 лет, с 3-5 лет и с 5-10 лет после интеграции дентального имплантата как конусной, так и цилиндрической форм.

На рисунке 3.14 уровень рецессии костной основы вплоть до 12 месяцев после операции для конусных имплантатов составил 0,12; цилиндрических- 0,076. На основании критерия Манна-Уитни уровень статистической значимости равен $p\text{-Value}=0,036$ ($p\text{-Value}<0.05$ (Есть статистическая значимость)).

Аналогичная тенденция характерна и для периода от 1 года до 3 лет (рис.3.15), однако общий уровень статистической значимости равен $p\text{-Value}=0,21$ ($p\text{-Value}>0.05$ (Нет статистической значимости)).

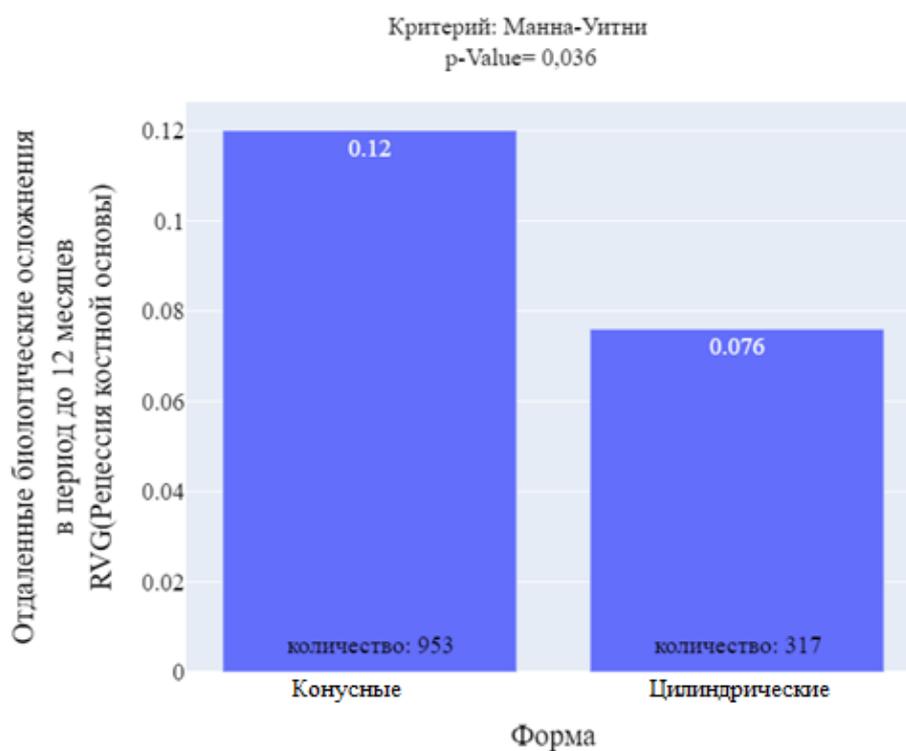


Рисунок 3.14- Отдалённые биологические осложнения в период до 12 месяцев-Рецессия костной основы

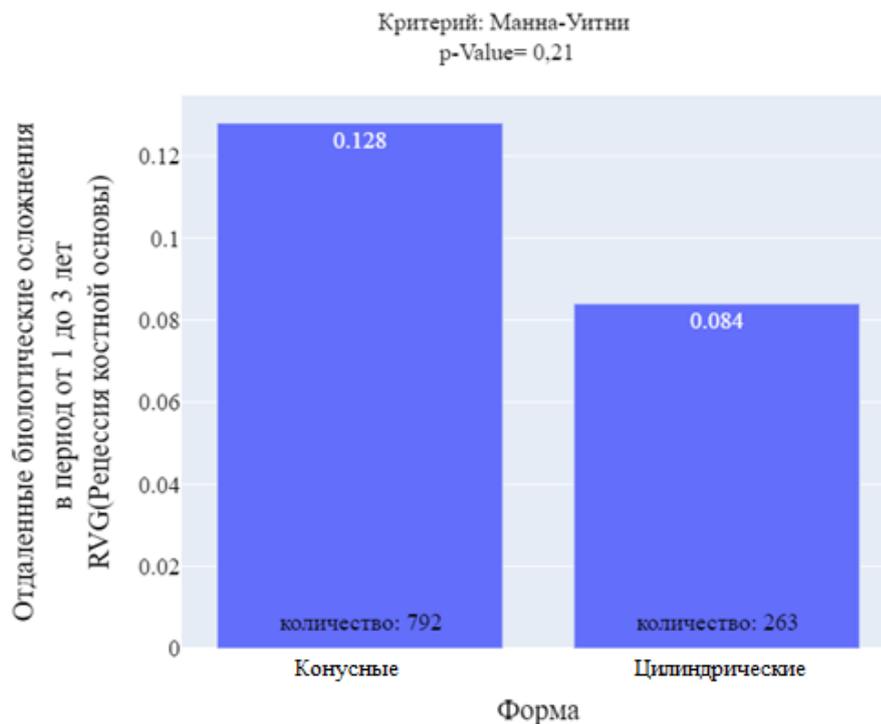


Рисунок 3.15- Отдалённые биологические осложнения в период от 1 до 3 лет-
Рецессия костной основы

Наиболее оптимальными были показатели рецессии костной основы в период от 3 до 5 лет (рис.3.16) и от 5 до 10 лет (рис.3.17), так значения денальных имплантатов конусной формы в обоих периодах преобладали над имплантатами цилиндрической формы и в первом случае уровень статистической значимости составлял $p\text{-Value}=0,75$, а во втором $p\text{-Value}=0,094$. Что предположительно позволяет сказать о целесообразности использования денальных имплантатов конусной формы исходя из долгосрочных результатов постоперативного периода.

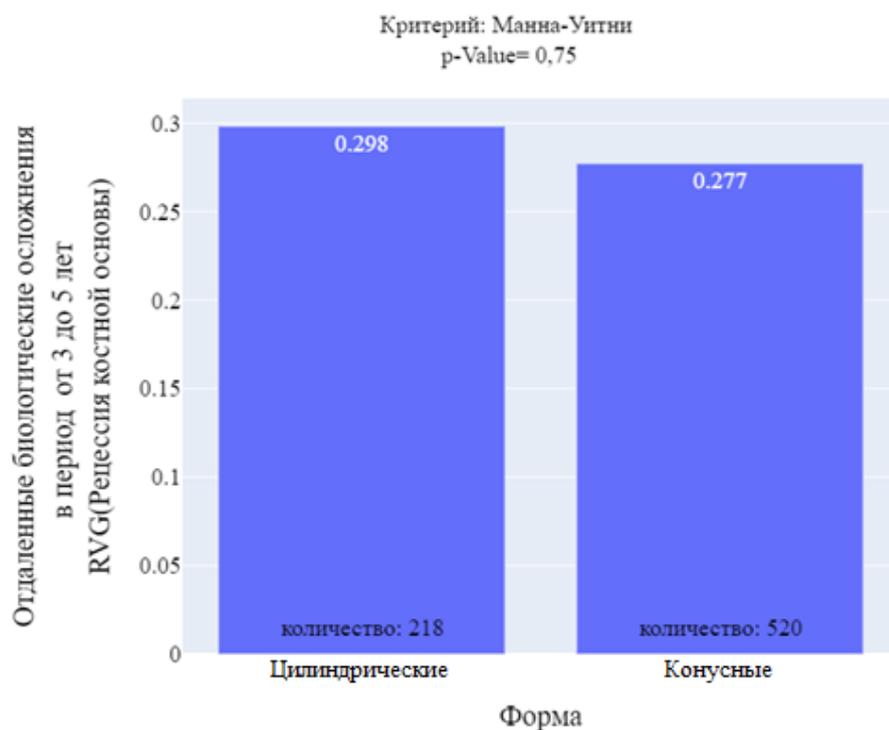


Рисунок 3.16- Отдалённые биологические осложнения в период от 3 до 5 лет-Рецессия костной основы

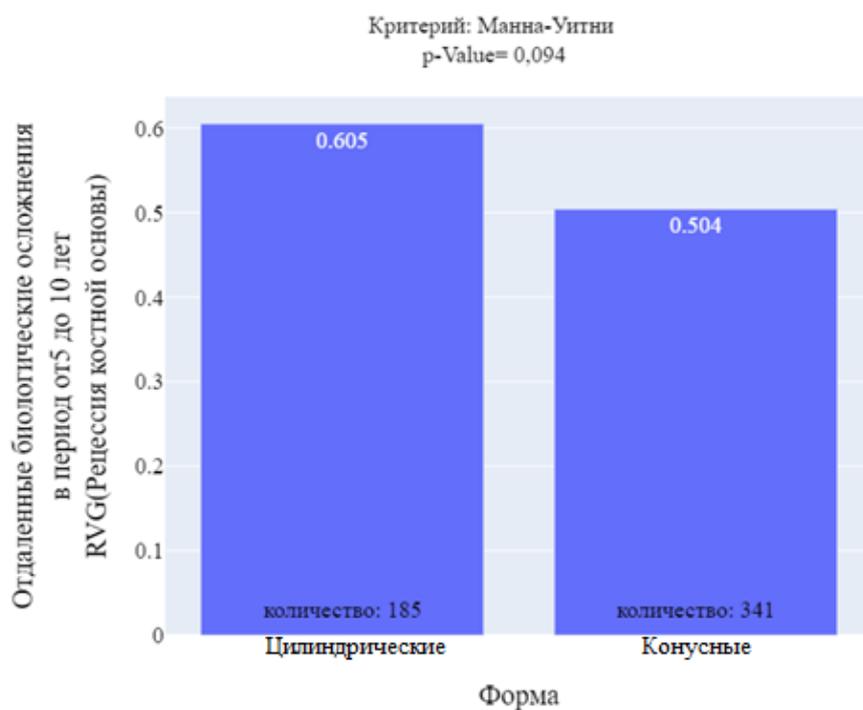


Рисунок 3.17- Отдалённые биологические осложнения в период от 5 до 10 лет-Рецессия костной основы

3.2. НЕЙРОСЕТЕВОЙ АНАЛИЗ ЗАВИСИМОСТИ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ОТ ФОРМЫ.

В результате моделирования были получены графики точности распознавания, а также величины ошибки для каждой из разработанных топологий нейронных сетей, которые представлены на рисунках 3.18.

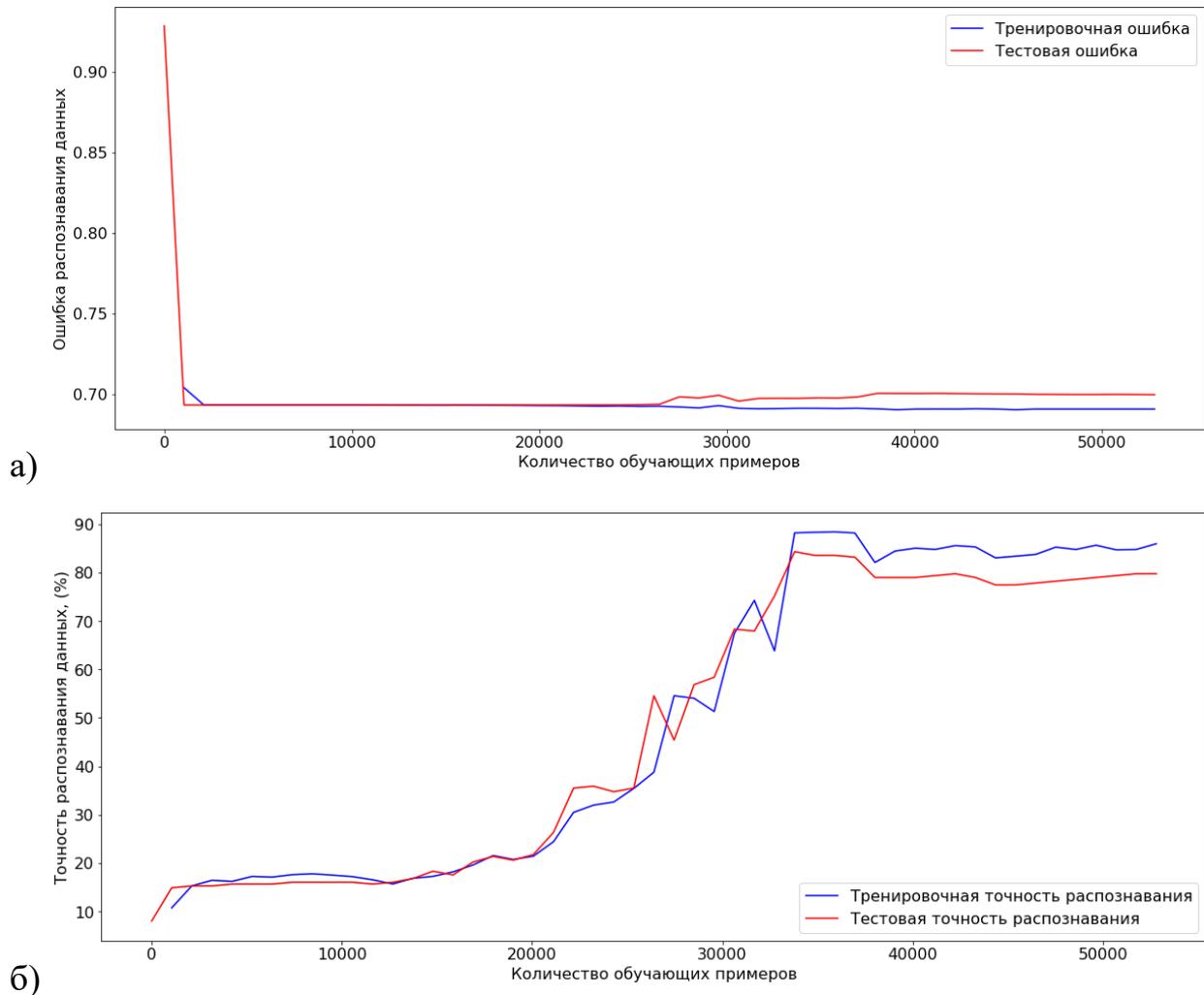


Рисунок 3.18. Графики обучения и тестирования топологии нейронной сети:

а) величина ошибки; б) точность распознавания.

Для определения оптимальной структуры нейронной сети были проведены мероприятия по обучению, анализу и проведения прогнозирования среди отобранных нейронных сетей с показателем 94,08% истинности прогнозирования лидирует сеть на основе однослойного перцептрона.

При этом в каждой из архитектур нейронной сети менялось количество нейронов и количество слоев. Установлено, что постепенное уменьшение числа нейронов позволяет получить наиболее высокие результаты по точности прогнозирования приживаемости одиночных имплантатов. На рисунке 3.19 представлены архитектуры нейронных сетей для прогнозирования успешности приживаемости имплантатов.

На основании имеющейся архитектуры нейросети был проведен анализ частоты приживаемости имплантатов конусной формы у пациентов с различными характеристиками костной ткани. Таким образом были определены ряд критериев для осуществления выборки. К числу которых были также отнесены: плотность костной ткани, уровень резорбции и состояние реципиентного ложа.

Первоначально акцентировалось внимание на плотности костной ткани так, на основании метода нейросетевого анализа в 97,4% приживаемость дентальных имплантатов конусной формы наблюдается у пациентов с плотностью костной ткани D2 и в 91,3% случаев в типе D3 с минимальными уровнями резорбции.

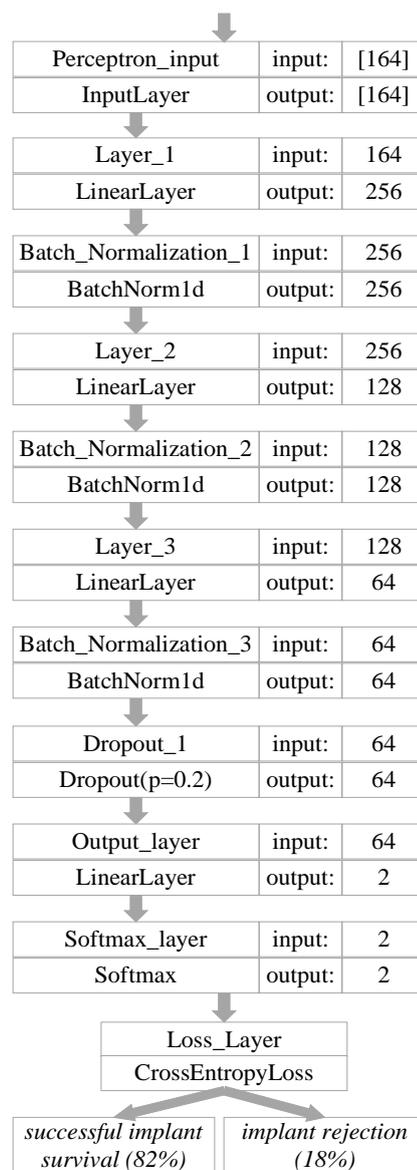


Рисунок 3.19- Разработанная архитектура нейронных сетей для прогнозирования успешности приживаемости одиночных имплантатов

Для верификации полученных результатов провели оценку влияния плотности костной ткани на процент приживаемости исходя из общего количества установленных имплантатов, так сопоставимая статистическая обработка позволила выявить зависимость, при которой приживаемость имплантата более 90% сопоставима с D3 и D4 типами костной ткани, близкий к этому показатель отмечался при D2 типе, а минимальный показатель наблюдался при плотности D1(70,7%) (рис.3.20)

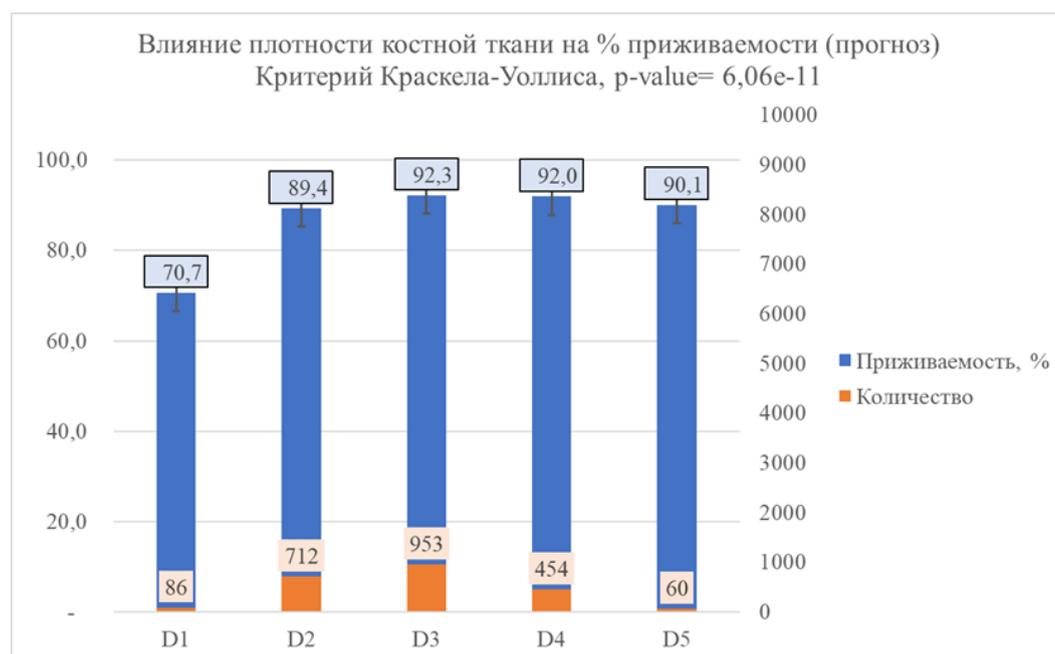


Рисунок 3.20- Статистическая зависимость влияния плотности костной ткани на % приживаемости (прогноз)

При аналогичной выборке акцентировали внимание на частоте применения при различных уровнях резорбции костной ткани с целью минимизации осложнений, так имплантаты конусной формы имели высокие показатели приживаемости в костной ткани с I-II типом резорбции костной ткани в 94,3% случаев.

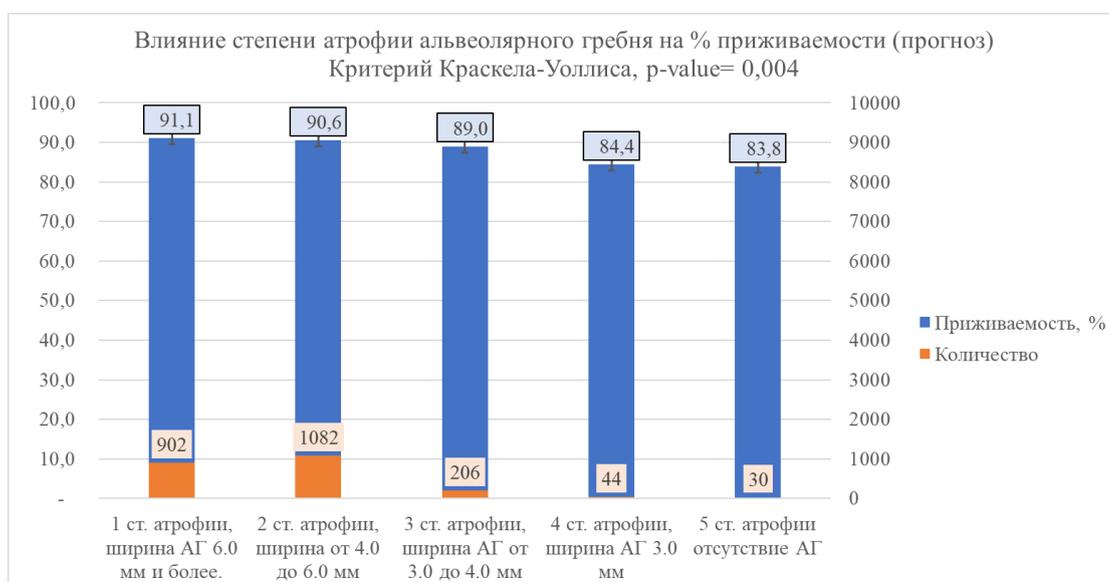


Рисунок 3.21- Статистическая зависимость влияния степени атрофии альвеолярного гребня на на % приживаемости (прогноз)

Подобным образом статистическая обработка позволила выявить зависимость, при которой приживаемость имплантата более 90% была при 1 и 2 степени атрофии АГ, при значительной выборке интегрированных имплантатов, а наименьшие показатели наблюдались при 4 и 5 степенях атрофии(рис.3.21).

Результаты нейросетевого анализа были сопоставимы с данными проведенного статистического анализа, а следовательно, позволяют говорить о целесообразности применения дентального имплантата конусной формы с учётом всех параметров костной ткани.

3.3. ОПИСАНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ МОДЕЛЕЙ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ 4×10 РАЗЛИЧНОЙ КОНСТРУКЦИИ

Макродизайн поверхности имплантата ЛИКО-М ДГ представляет из себя сочетание цилиндрической части, соответствующей длине кортикальной части кости и конической (корневидной) части, соответствующей длине губчатой части кости. На поверхности кортикальной части имеется микрорезьба для минимизации поверхностного напряжения в самой плотной (кортикальной) части кости. На поверхности губчатой части имеется неагрессивная макрорезьба. Именно такое свойство резьбы позволяет избежать сильного точечного напряжения в кости, прилегающей к поверхностям ниток резьбы.

Коническая форма идеально подходит под геометрию фрез, используемых для формирования костного ложе под имплантат, что тоже позволяет обеспечить снижение поверхностных напряжений (рисунок 3.20).

Соотношение макро и микрорезьб, заключается в том, что каждые две нитки микрорезьбы уместаются в канавке между двумя нитками макрорезьбы.

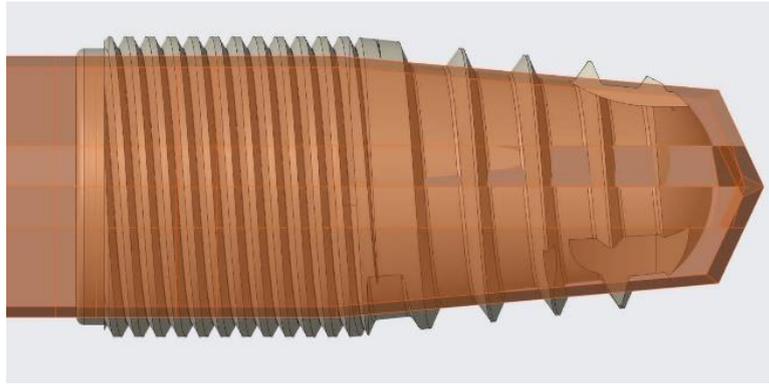


Рис. 3.22 Цифровая модель имплантата совмещена с цифровой моделью фрезы

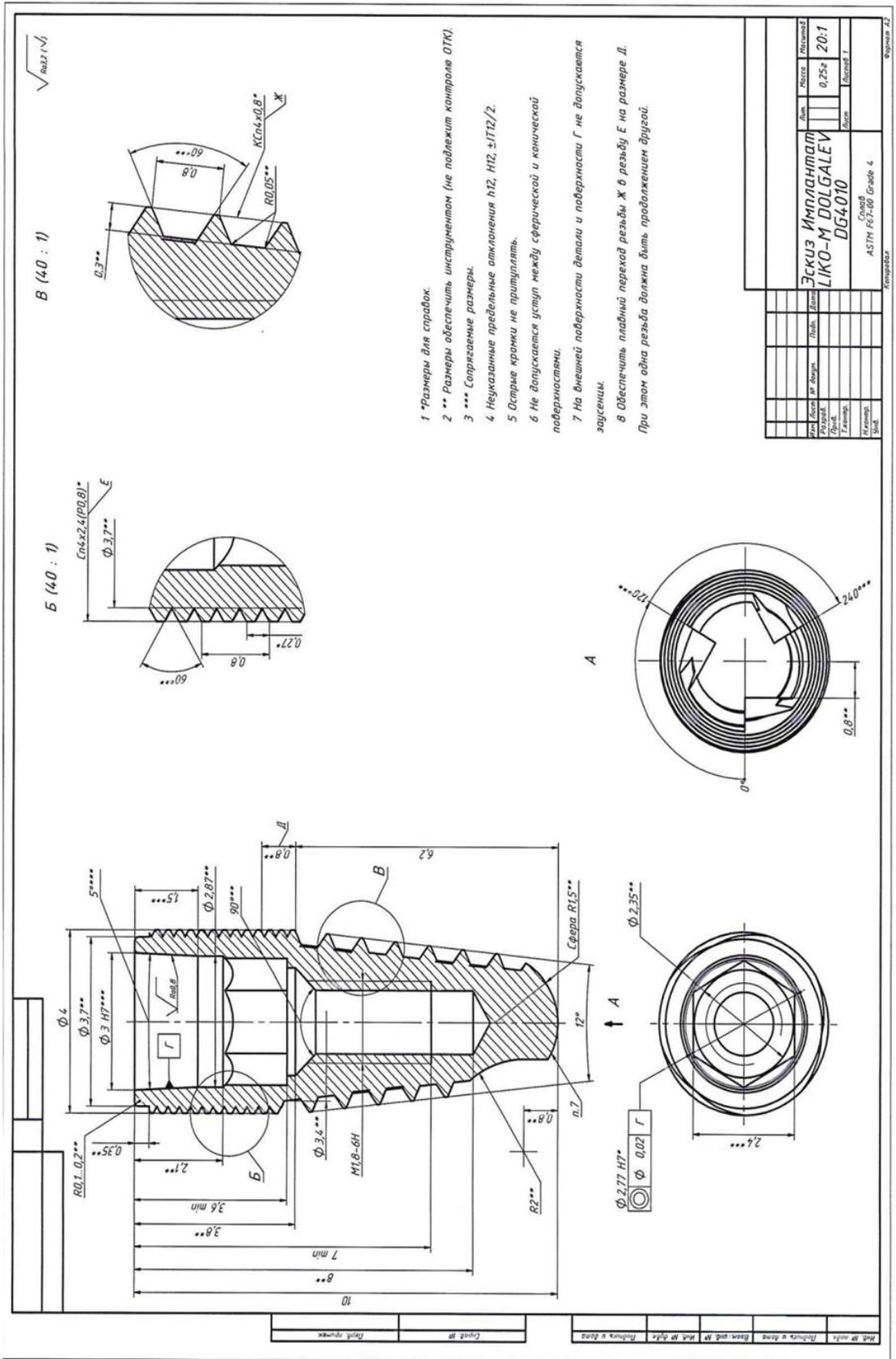
Шахта имплантата, служащая узлом сопряжения имплантат-абатмент, является «глухим отверстием», содержащим в себе три сложных элемента:

1. Конус «холодная сварка»
2. Шестигранник
3. Резьба

Каждый из трех элементов несет на себе важную смысловую нагрузку:

Конус предназначен для плотной и надежной фиксации абатмента для постоянного протезирования. Шестигранник гарантирует точность посадки абатмента, а также абсолютную точность передачи информации о положении оси имплантата из полости рта на модель. Совместно с конусом, шестигранник является так же и антиротационным элементом конструкции. Резьба предназначена для плотной фиксации ортопедического винта. Одно из важных преимуществ имплантатов Лико-М ДГ заключается в унифицированности ортопедической платформы – вне зависимости от диаметра и высоты имплантата – узел сопряжения имплантат-абатмент всегда один и тот же. Типовые конструкции имплантатов имеют цилиндрическую, коническую или коническую лопастную резьбовую форму. Конструкторский эскиз прототипа имплантата представлен на схеме 3.1 - 3.2

Схема 3.2 – Эскиз прототипа имплантата ЛИКО М ДГ (ЛИКО-М DG) 40x10



При помощи современных пакетов автоматизированного инженерного анализа осуществлялся эффективный расчётный метод оценки прочности и надёжности уникальных изделий медицинского приборостроения.

На базе программы SolidWorks были сгенерированы компьютерные модели конусного имплантата. (рис.3.22) За основу была взята геометрия имплантата ЛИКО-М 4х10 с сохранением шага, высоты и угла профиля резьбы.



Рисунок 3.23. - Компьютерная модель предлагаемого имплантата конической формы

Для моделирования основы имплантата был создан эскиз сечения и создание на его основе тела вращения (рисунок 3.23).

В верхней части имплантата резьба имеет 3 захода с шагом 0,8мм. Первый заход сформирован путем вытягивания сечения резьбы по спирали. Формирование 2 и 3 захода резьбы сформировано ха счет кругового массива. Резьба в нижней части также имеет шаг 0,8мм, имеет 1 заход и сформирована путем вытягивания эскиза сечения по спирали (рисунок 3.23)



Рисунок 3.24-Формирование модели импланта

У моделируемого изделия сопряжение тела имплантата и абатмена отмечается только по части конусной поверхности, размер шестигранников у тела имплантата и абатмена у прототипа совпадают, у моделируемого изделия – нет;

Также шестигранник абатмена у моделируемого изделия заходит дальше ответной части.

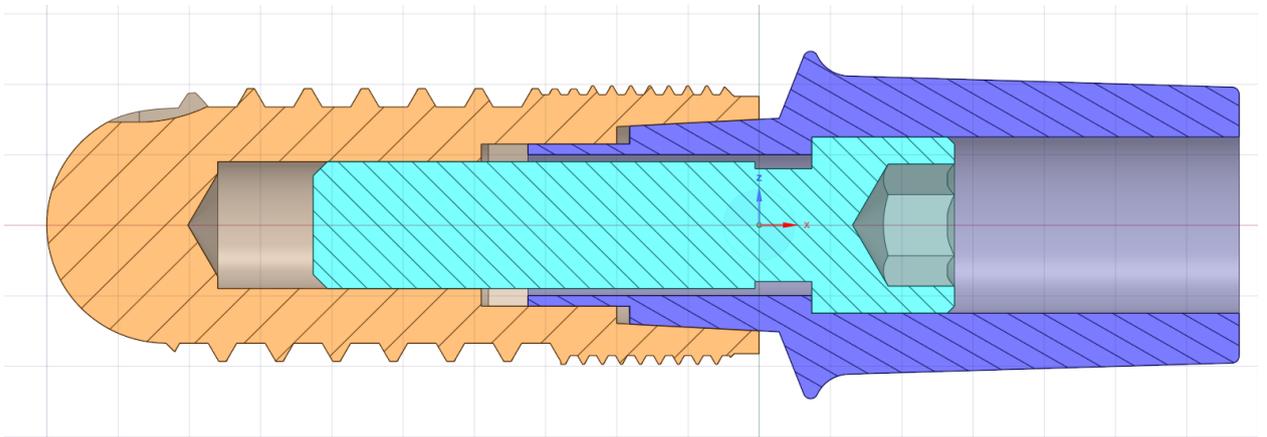


Рис. 3.25. Геометрия прототипа

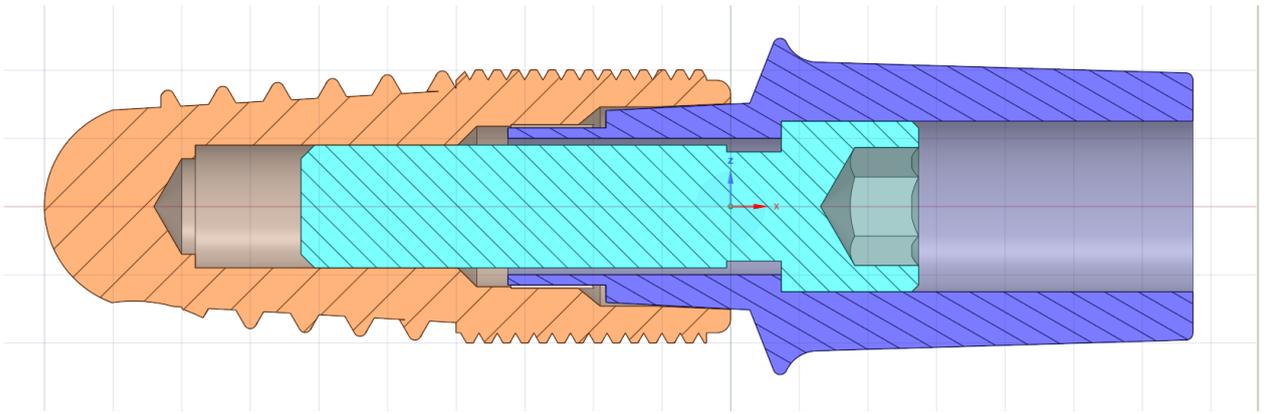


Рис. 3.26. Геометрия моделируемого изделия

У моделируемого изделия конусные поверхности на сопряжении тела имплантата и абатмена совпадают, также размеры шестигранников у тела имплантата и абатмена одинаковые.

Стоит также отметить, что у моделируемого изделия шестигранник абатмена свободно заходит в ответную часть тела имплантата, так, что узел соединения абатмента и имплантата в данной системе предполагает использование конуса Морзе в классическом понимании, то есть соединение должно быть ближе к «холодной сварке», поэтому абатмент должен плотно заходить в тело имплантата, извлекаться же фиксирующий винт будет специальным ключом.

Рассматриваемые геометрические модели дентальных имплантатов 4×10 различной конструкции показаны на рисунках 3.24 и 3.25. Созданные на их основе и используемые при дальнейшем компьютерном моделировании конечно- элементные сетки показаны на рисунках 3.26 и 3.27. Конечно- элементная сетка имплантата марки LIKO M 4×10 – показана на рисунке 3.26, имплантата марки DG 4×10 – на рисунке 3.27.

Конечно-элементная сетка имплантата марки LIKO M 4×10 включала 1706133 узла и 1271132 элемента. Конечно-элементная сетка имплантата марки LIKO DG 4×10 включала 1312502 узла и 932415 элементов. Характерный размер конечно-элементной сетки деталей имплантата составлял 0,15 мм, Характерный размер блока костной ткани составлял 0,375 мм.

Далее рассматриваются две компьютерные модели. Материалы частей этих систем приведены в таблице 3.1. Характеристики упругих свойств

перечисленных материалов приведены в таблице 3.2.

Таблица 3.1

Материалы частей рассматриваемых систем

№ п/п	Наименование детали	Вариант конструкции	
		ЛИКО-М 4×10	ЛИКО-М ДГ 4×10
1	Блок костной ткани (Bone)	Кортикальная кость	Кортикальная кость
2	Тело имплантата (Implant)	Grade 4	BT6
3	Винт (Screw)	Grade 5	Grade 5
4	Абатмент (Abutment)	Grade 5	Grade 5

Таблица 3.2

Характеристики упругих свойств материалов

№ п/п	Наименование материала	Наименование характеристики	
		Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
1	Кортикальная кость	24	0,3
2	Титановый сплав Grade 4	110	0,38
3	Титановый сплав Grade 5	110	0,38
4	Титан BT1	110	0,38
5	Титановый сплав BT6	112	0,38

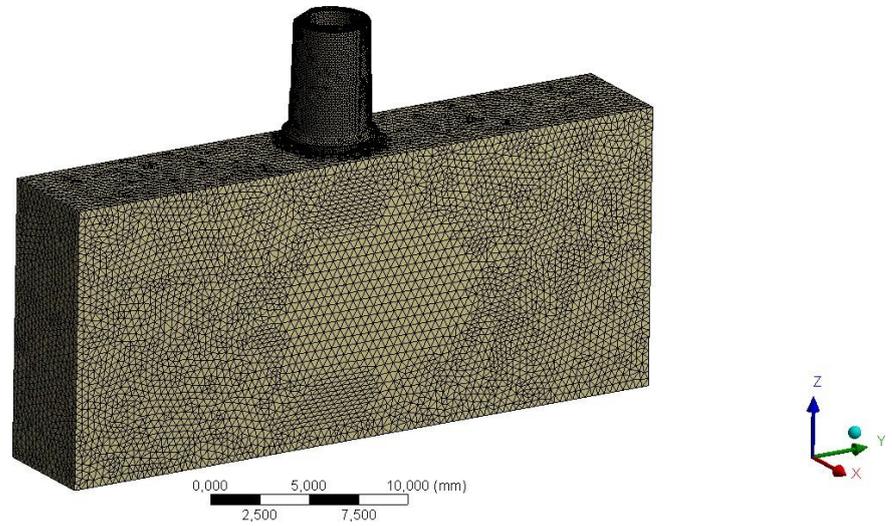


Рисунок 3.26 – Конечно-элементная сетка имплантата марки ЛИКО-М 4×10

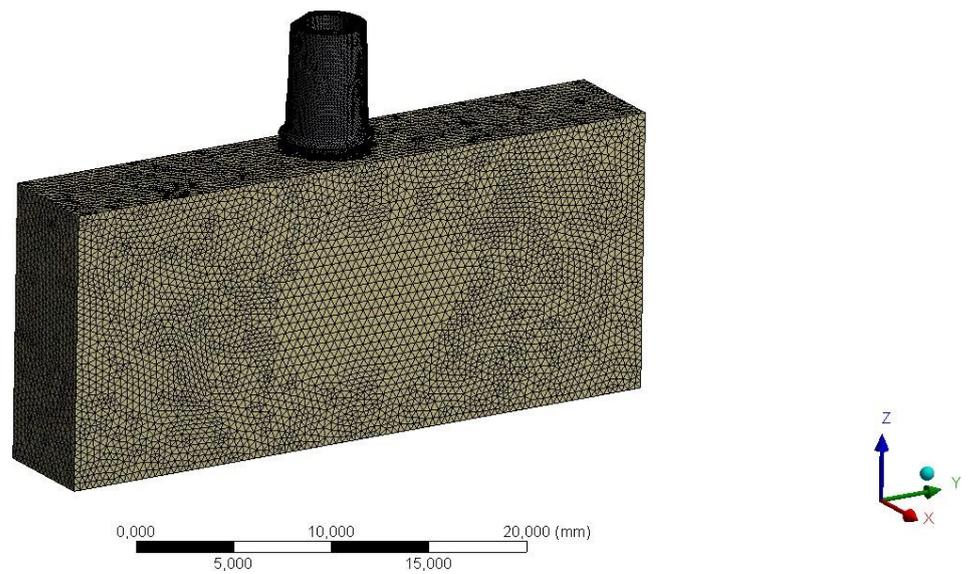


Рисунок 3.27 – Конечно-элементная сетка имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10

Характеристики механических свойств перечисленных материалов, которые необходимы для описания упругопластического поведения материалов, приведены в таблице 3.3

Таблица 3.3

Характеристики механических свойств материалов

№ п/п	Наименование материала	Наименование характеристики		
		Предел текучности, МПа	Временное сопротивление, МПа	Относительное удлинение, %
1	Титановый сплав Grade 4	440	560	15
2	Титановый сплав Grade 5	718	828	15,75
3	Титан ВТ1	293	350	44,5
4	Титановый сплав ВТ6	1260	1360	4,5

Для описания поведения титана и титановых сплавов была использована изотропная модель упругопластичности с кусочно-линейной диаграммой упрочнения. Диаграммы упрочнения используемых в компьютерных моделях титане и титановых сплавах показаны на рисунках 3.28–3.31.

Между блоком костной ткани, телом имплантата, абатментом и винтом имеют место четыре контакта (рисунок 3.32), характеристика которых дается в таблице 3.4.

Таблица 3.4

Характеристика контактных пар

№ п/п	Контактирующие части		Тип контакта	Коэфф. трения
	Target	Contact		
1	имплантат	абатмент	фрикционный	0,15
2	абатмент	винт	фрикционный	0,15
3	имплантат	винт	фрикционный	0,15

Между блоком костной ткани и телом имплантата – граничный контакт, предполагающий полное кинематическое связывание точек, лежащих на сопрягаемых поверхностях.

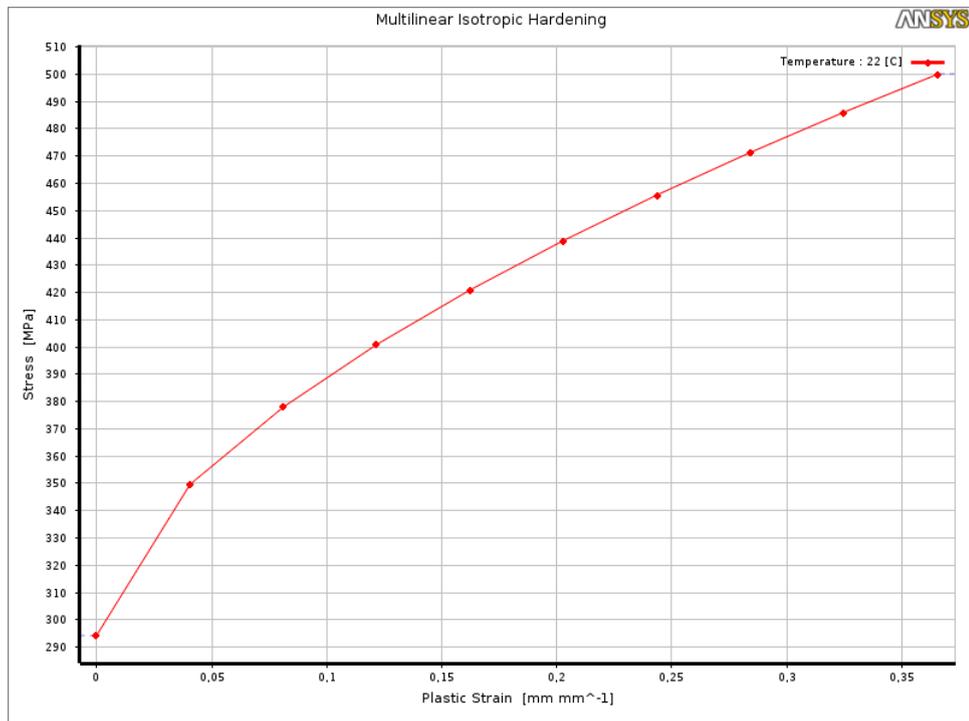


Рисунок 3.28 – Кривая упрочнения титана VT1

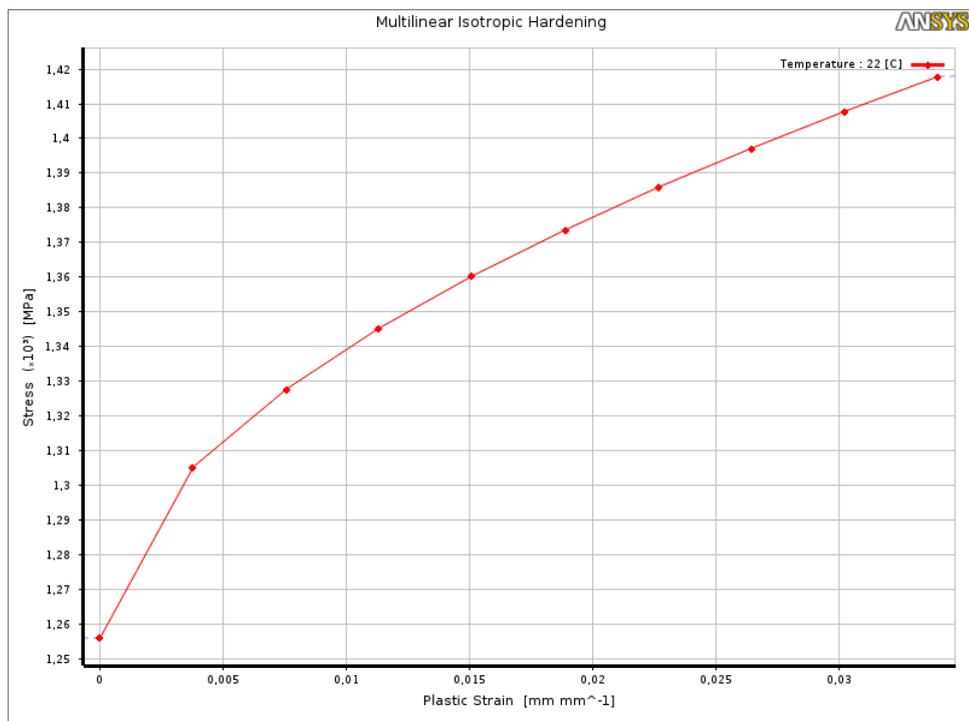


Рисунок 3.29 – Кривая упрочнения титана VT6

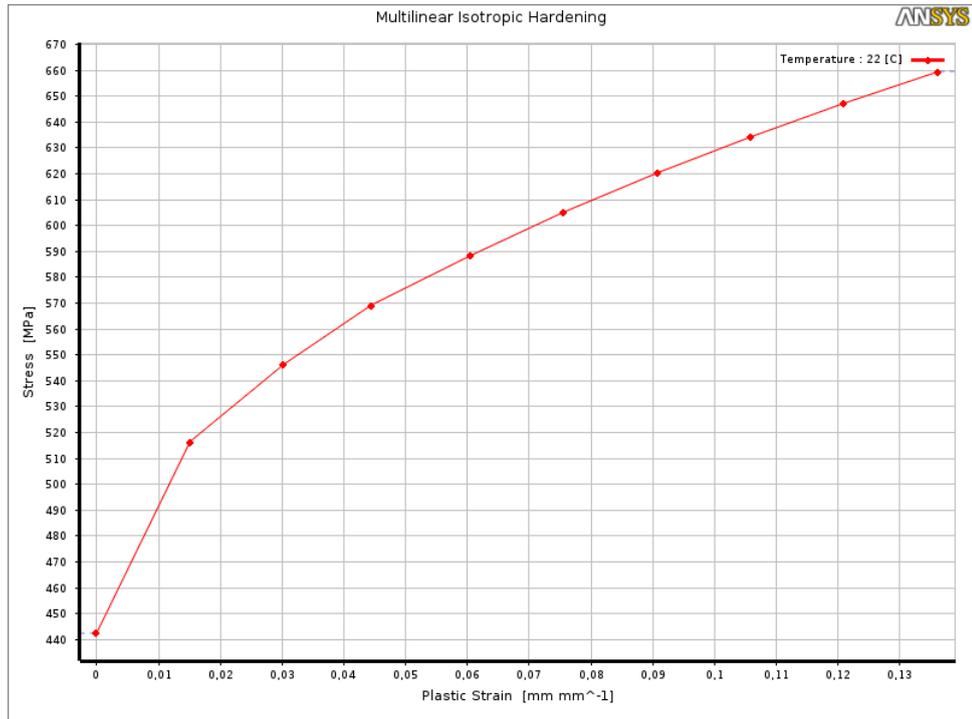


Рисунок 3.30 – Кривая упрочения титанового сплава Grade 4

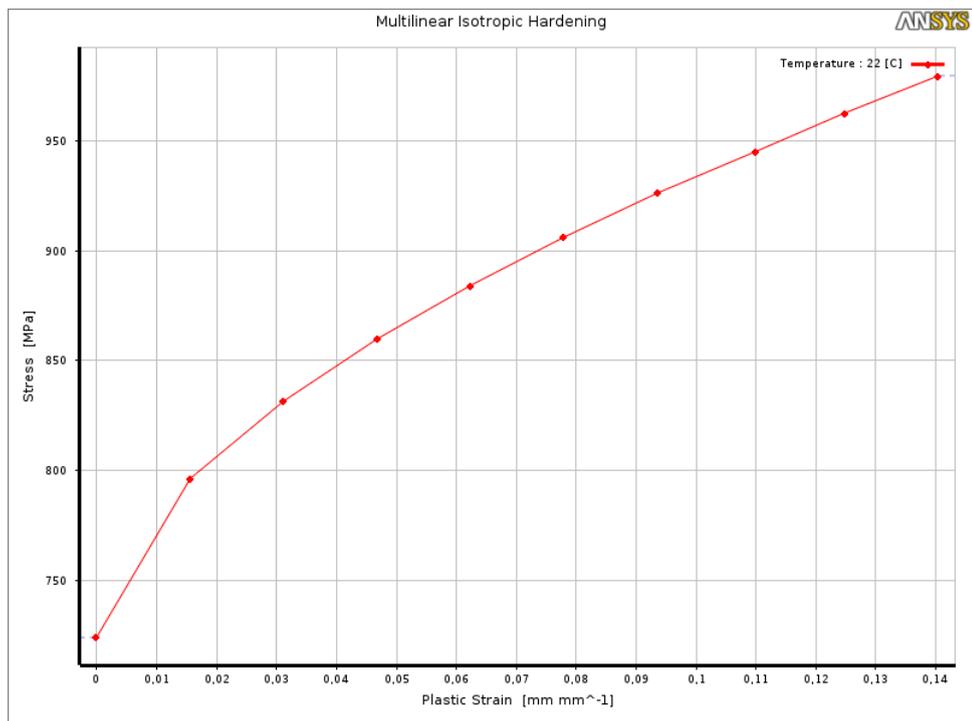


Рисунок 3.31 – Кривая упрочения титанового сплава Grade 5

Frictional - Abutment-Implant To Implant-Abutment
07.05.2022 19:53

- Frictional - Abutment-Implant To Implant-Abutment
- Frictional - Fixing Screw1,8 -8.5 To Abutment
- Frictional - Fixing Screw1,8 -8.5 To Dental Implant_4x10

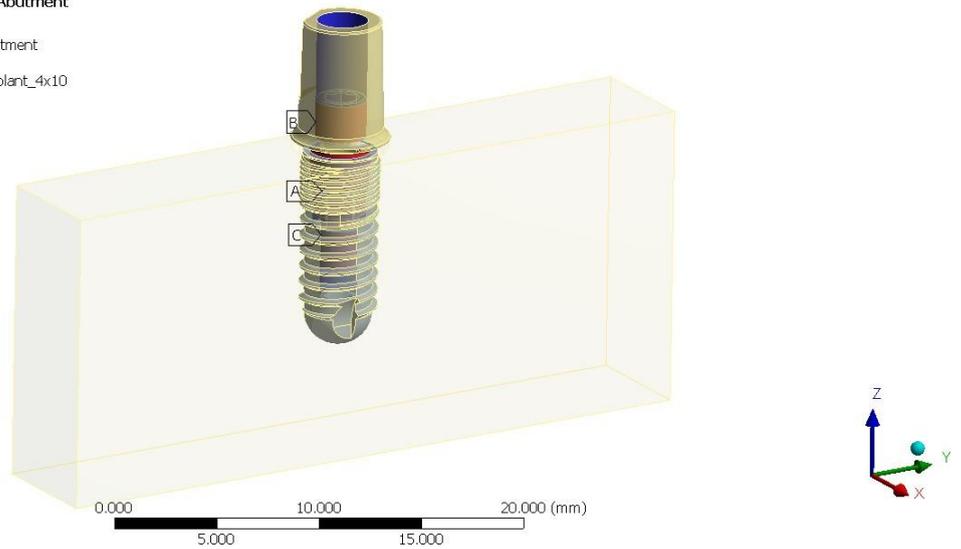


Рисунок 3.32 – Контактные пары

Нагрузка прилагалась к образующей цилиндрической поверхности абатмента на $\frac{3}{4}$ его высоты. Следует считать, что нагрузка направлена вниз под углом 30° к вертикали в плоскости, перпендикулярной продольной вертикальной плоскости блока костной ткани (рисунок 3.33).

A: IRIS LIKO-M 4x10
Static Structural
Time: 2. s
07.05.2022 19:51

- Bolt Pretension: Lock
- Fixed Support
- Remote Force: 101. N

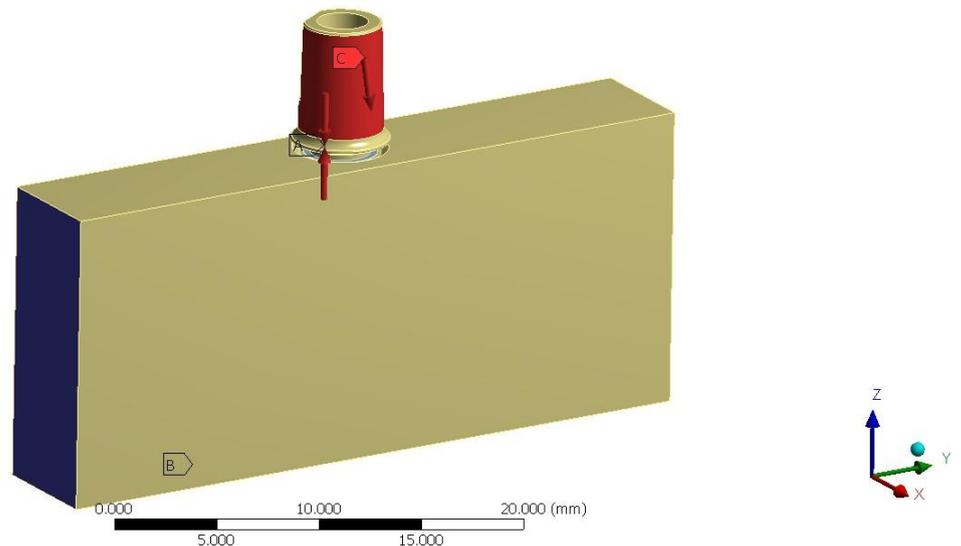


Рисунок 3.33 – Граничные условия

Вектор силы, приложенной к образующей цилиндрической поверхности абатмента, в системе координат, показанной на рисунке 3.31, имеет компоненты (10, 10, -100) Н.

Блоки костной ткани закреплены по боковым и нижней поверхностям (рисунок 3.33).

Предварительное натяжение винта от начальной затяжки равняется 400 Н.

Оценка прочности имплантата осуществляется по коэффициенту запаса прочности, который вычисляется по зависимости (1.1), и по относительному приведенному напряжению, которое вычисляется по зависимости (1.2).

3.4. РЕЗУЛЬТАТЫ ПОВЫШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ СОВМЕСТИМОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ ИЗ ВЫСОКОЛЕГИРОВАННОГО СПЛАВА ТИТАНА

Существенным недостатком сплава ВТ6 является его низкая биологическая совместимость и низкий уровень остеоинтеграции. В связи с чем было принято решение реализации биосовместимого покрытия путём наноструктурирования титановой поверхности.

Для нанесения покрытий первоначально были изготовлены заготовки из высокопрочных сплавов с требуемыми геометрическими размерами и формой, для последующего атомно-слоевого осаждения.

Способ создания нано-рельефной биоинертной поверхности на имплантатах из титана и его сплавов, заключался в нанесении на металлическую титановую основу плёнки из диоксида титана, толщиной до 30 нм, при этом производилось атомарное осаждение TiO_2 с применением плазменной активации, что позволяет существенно снизить температуру процесса (низкотемпературный синтез $T < 300^\circ C$), и обуславливает низкие экономические затраты и время, требуемые на нагрев-охлаждение реактора, по сравнению с классическими способами выращивания (CVD, MS, MBE)(рисунок 3.35).

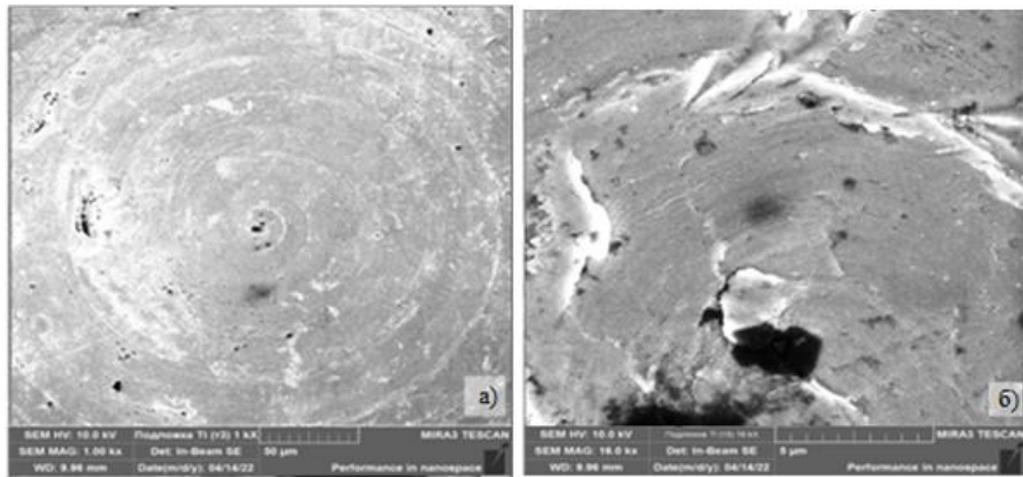


Рисунок 3.34- Микрофотографии поверхности титанового имплантата без пленки диоксида титана при различном увеличении:
а – 1к×, б – 16к×,

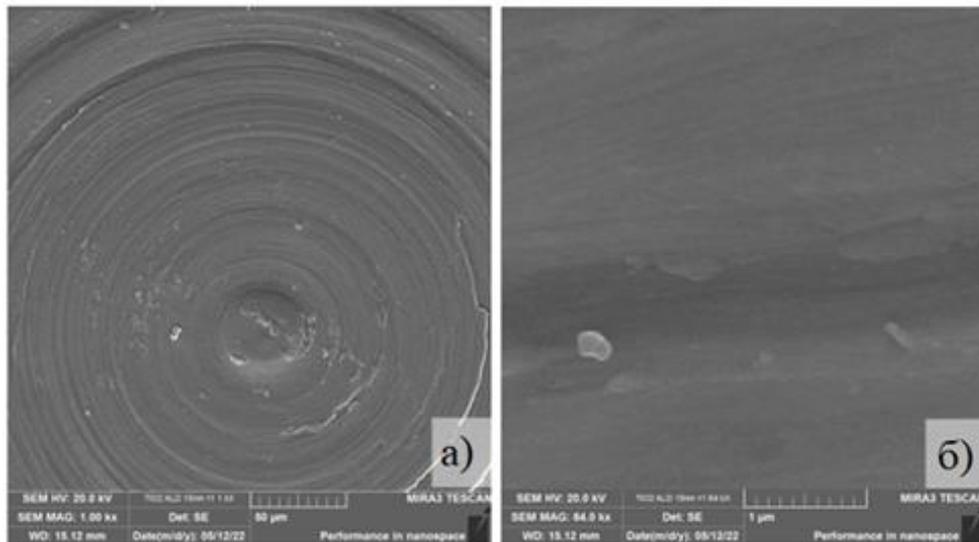


Рисунок 3.35 – Микрофотографии поверхности покрытия TiO_2 с толщиной 15 нм на прототипе титанового имплантата при различном увеличении: а – 1к×, б – 64к×,

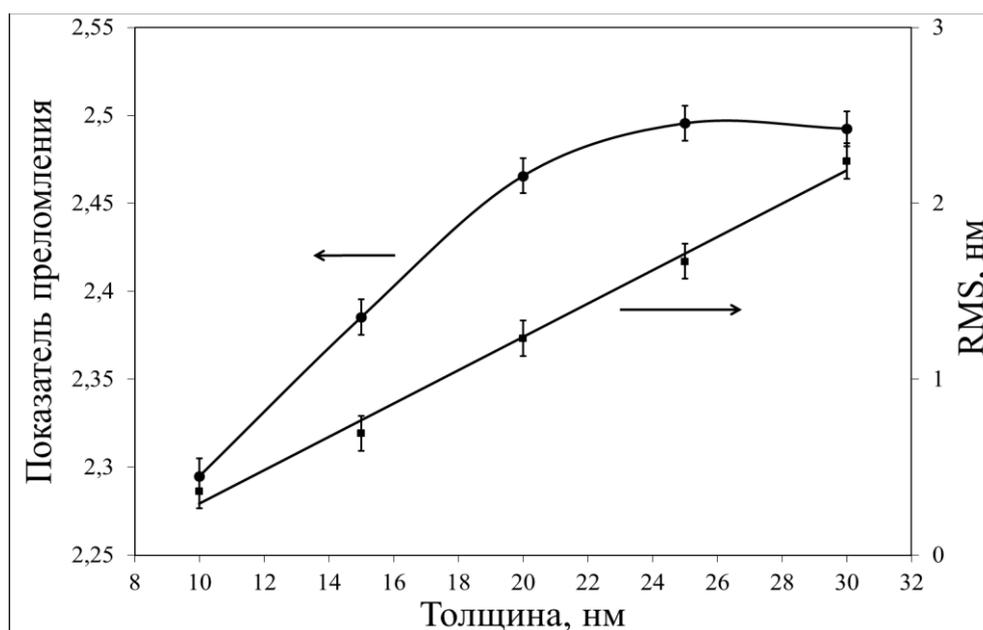


Рисунок 3.36 - Зависимости показателя преломления и средней квадратичной шероховатости поверхности пленок TiO_2/Si

С увеличением толщины пленки менялся цвет титановых заготовок (рис.3.36.) Увеличение толщины покрытия приводило к повышению оптической плотности материала пленок.

Получение наноструктурированной поверхности позволило оптимизировать микроструктуру высоколегированного сплава и обусловить повышение биосовместимости данного сплава.

3.5. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ УСЛОВНО-НАПРЯЖЕННЫХ ДЕФОРМИРОВАННЫХ МОДЕЛЕЙ, ХАРАКТЕРИСТИКА ОСТЕОГЕННОГО ПОТЕНЦИАЛА ВНЕДРЯЕМОГО ИМПЛАНТАТА.

Результаты расчета напряженно-деформированного состояния дентальных имплантатов 4×10 различной конструкции представлены для двух моментов времени отдельно для упругого и упругопластического расчётов.

- для момента времени, при котором завершается предварительная затяжка винта (time = 1 с);
- для момента времени, при котором завершается процесс нагружения (time = 2 с).

3.5.1. Упругий расчёт НДС дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10

Результаты упругого расчета дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 приведены на рисунках 3.36–3.44 и в таблице 3.7. На рисунках 3.37–3.45 масштаб перемещений соответствует 84:1.

На рисунке 3.37 обозначено распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М 4x10.

На рисунках 3.38–3.45 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 в моменты времени, которые соответствуют завершению процесса предварительной затяжки винта ($time = 1$ с) и завершению процесса нагружения ($time = 2$ с).

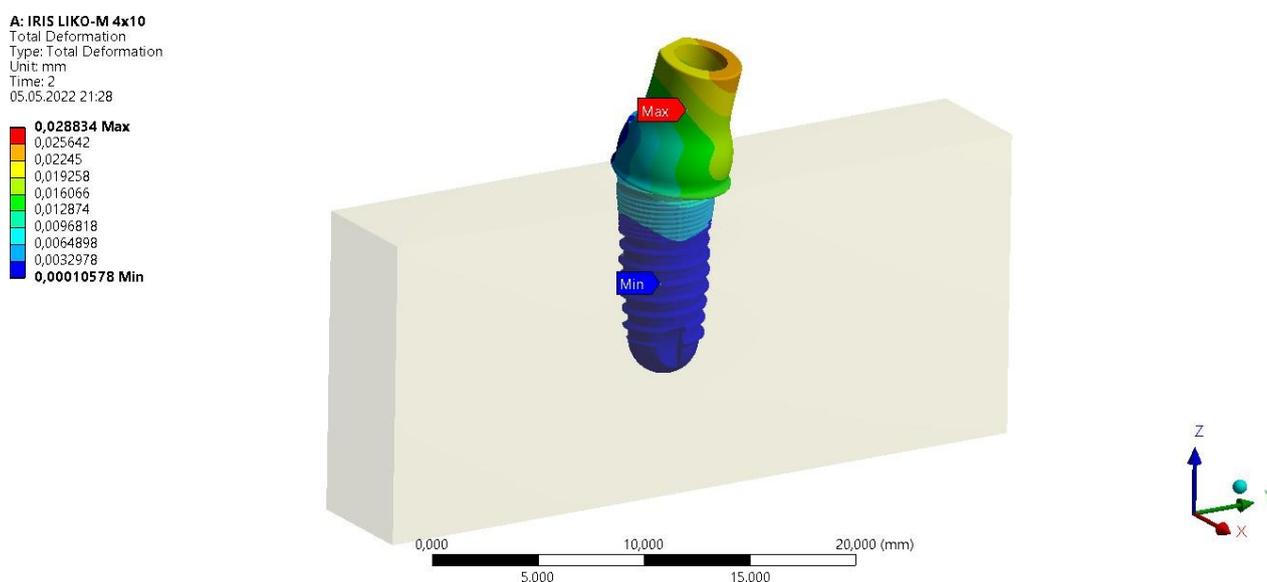


Рисунок 3.37 – Распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Bone
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 05.05.2022 21:31

257,5 Max
 228,88
 200,27
 171,66
 143,05
 114,44
 85,832
 57,221
 28,611
 4,7397e-7 Min

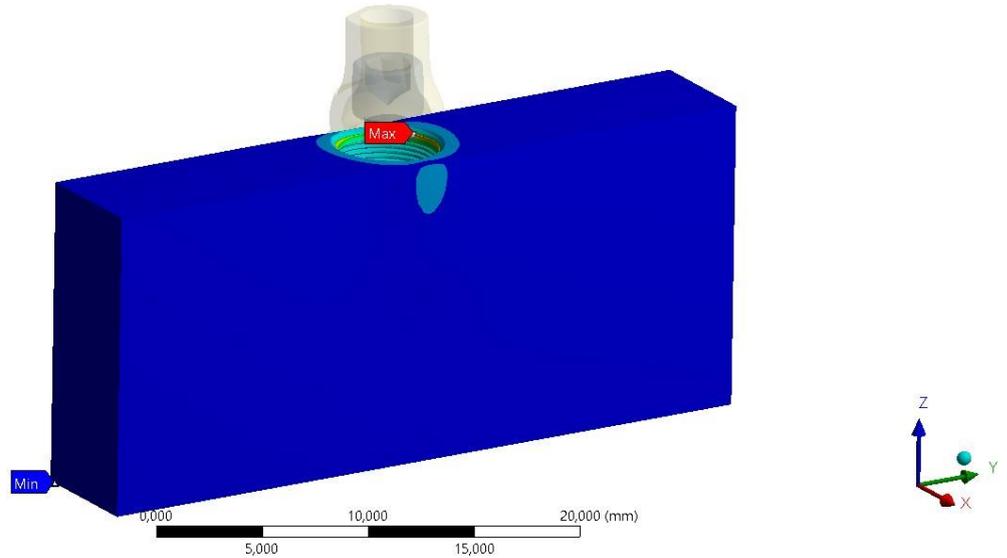


Рисунок 3.38 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Implant
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 05.05.2022 21:33

2150,1 Max
 1911,6
 1673,1
 1434,6
 1196,1
 957,65
 719,15
 480,66
 242,16
 3,6628 Min

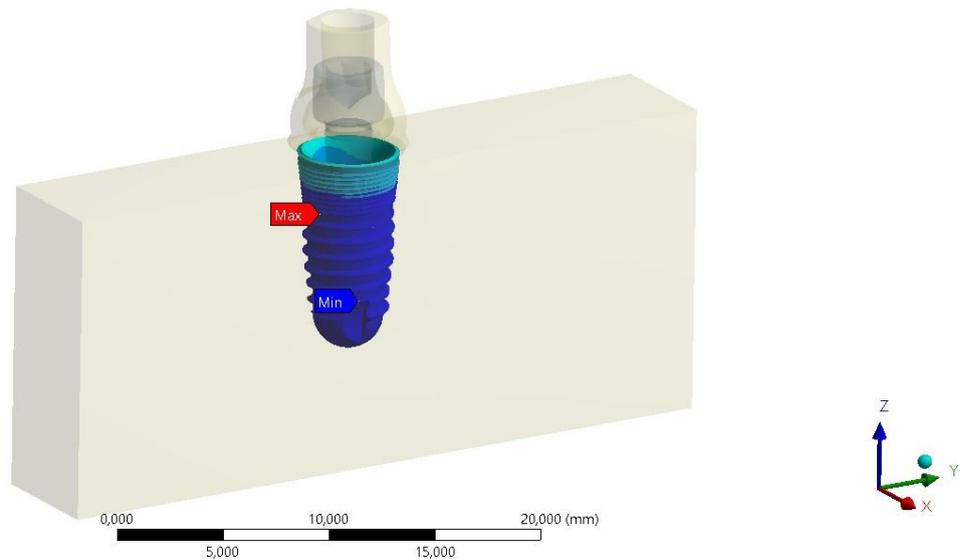


Рисунок 3.39 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10 D1,D4
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 04.05.2022 12:44

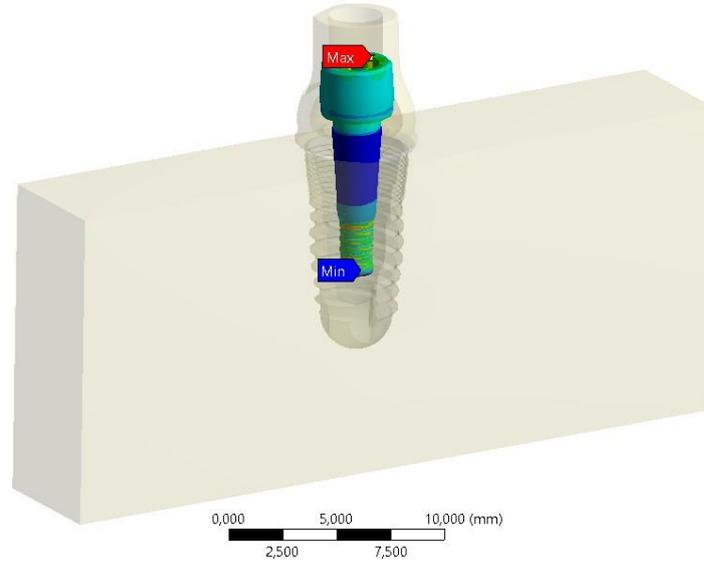
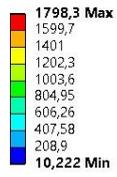


Рисунок 3.40 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10
 ($time = 1\ c$)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 05.05.2022 21:33

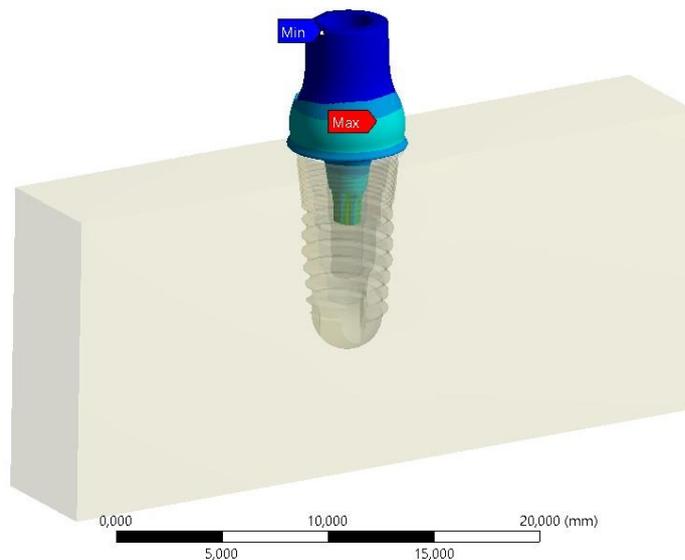
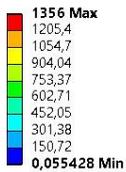


Рисунок 3.41 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10
 ($time = 1\ c$)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Bone
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 21:29

282,91 Max
 251,48
 220,04
 188,61
 157,17
 125,74
 94,303
 62,869
 31,434
 4,5068e-7 Min

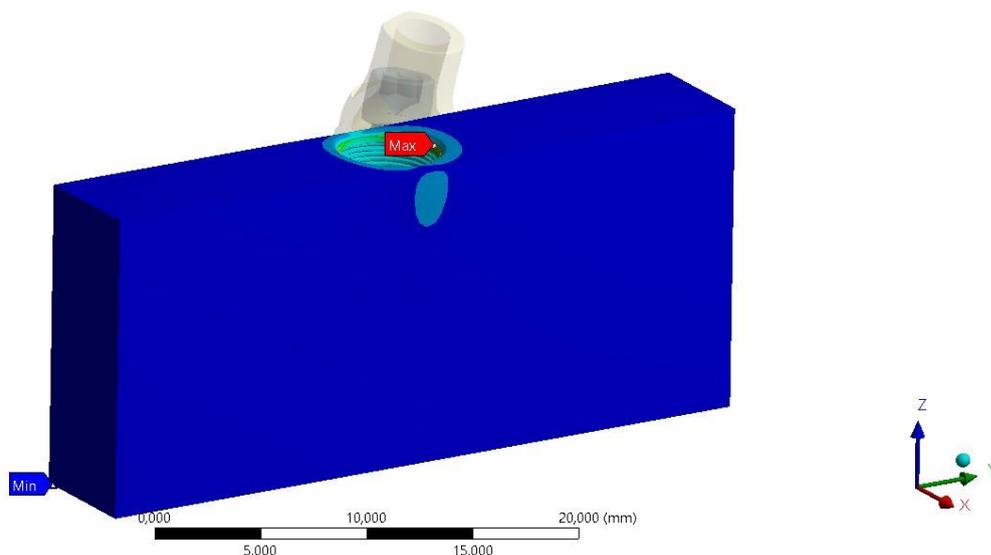


Рисунок 3.42 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Implant
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 21:30

2153,2 Max
 1914,4
 1675,6
 1436,9
 1198,1
 959,31
 720,54
 481,77
 242,99
 4,2202 Min

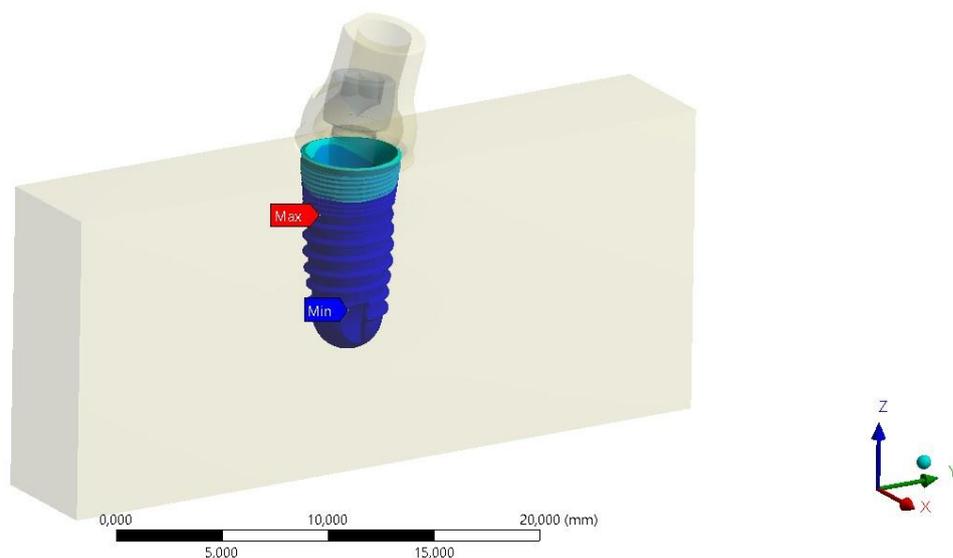


Рисунок 3.43 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 21:30

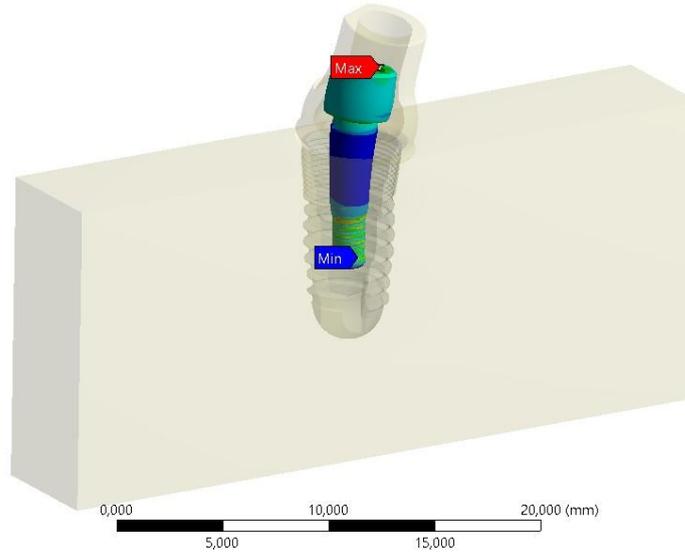
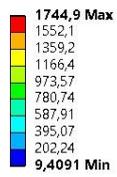


Рисунок 3.44 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10
(time = 2 c)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 21:30

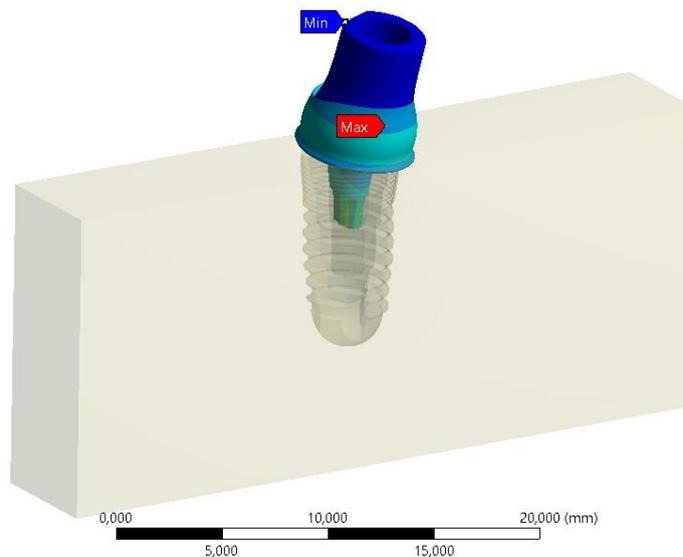
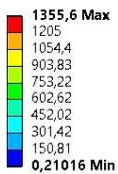


Рисунок 3.45 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10
(time = 2 c)

Основные результаты упругого расчета имплантата марки ЛИКО-М 4x10

№ п\п	Наименование характеристики	Время	
		<i>time</i> = 1 с	<i>time</i> = 2 с
1	Максимальное значение модуля перемещений, мм	–	0,010
2	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани, МПа	257,5	282,9
3	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата, МПа	2150,1	2153,2
4	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в винте, МПа	1798,3	1750
5	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте, МПа	1356	1355,6

На рисунках 3.38–3.41 отражены моменты распределения приведенных по Мизесу напряжений в деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 в момент времени, который соответствует завершению процесса предварительной затяжке винта (*time* = 1 с).

На рисунке 3.37, 3.42–3.45 показаны распределения модуля вектора перемещений и приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и в деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 в момент времени, который соответствует завершению процесса нагружения (*time* = 2 с).

На основании проведенного моделирования стоит выделить, что процесс нагружения рассматривался как двухэтапный, где первым этапом считалась предварительная затяжка винта, а вторым -непосредственное приложение нагрузки.

В процессе нагружения имплантата уровень его нагруженности менялся нелинейно, при этом высокий уровень нагруженности формируется на первом

этапе нагружения, на втором же этапе происходит перераспределение напряжений (таб. 3.5);

Отдельно стоит отметить, что на втором этапе нагружения максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата увеличиваются не более чем на 1 %, а в винте и абатменте – уменьшаются.

При этом увеличение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани на втором этапе нагружения составляет 9,86 %.

Стоит также отметить, что распределение напряжений по объему деталей неоднородно, т.е. имеются зоны концентрации напряжений. Максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений возникают в теле имплантата в месте контакта тела имплантата с абатментом (максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата равно 2153,2 МПа);

Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата, винте и абатменте превышают пределы текучести материалов, из которых они изготовлены, что обуславливает необходимость проведения упругопластического расчета.

3.5.2. Упругопластический расчёт НДС дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10.

Результаты упругопластического расчета дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 приведены на рисунках 3.46–3.54 и в таблице 3.6. Масштаб перемещений на рисунках 3.46–3.54 равен 83:1.

На рисунке 3.46 отражено распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М 4x10.

На рисунках 3.47–3.54 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 в моменты времени, которые соответствуют завершению процесса предварительной затяжка винта ($time = 1$ с) и завершению процесса нагружения ($time = 2$ с).

На рисунках 3.47–3.50 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 в момент

времени, который соответствует завершению процесса предварительной затяжка винта ($time = 1$ с).

На рисунках 3.46, 3.51–3.54 показаны распределения модуля вектора перемещений и приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и в деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 в момент времени, который соответствует завершению процесса нагружения ($time = 2$ с).

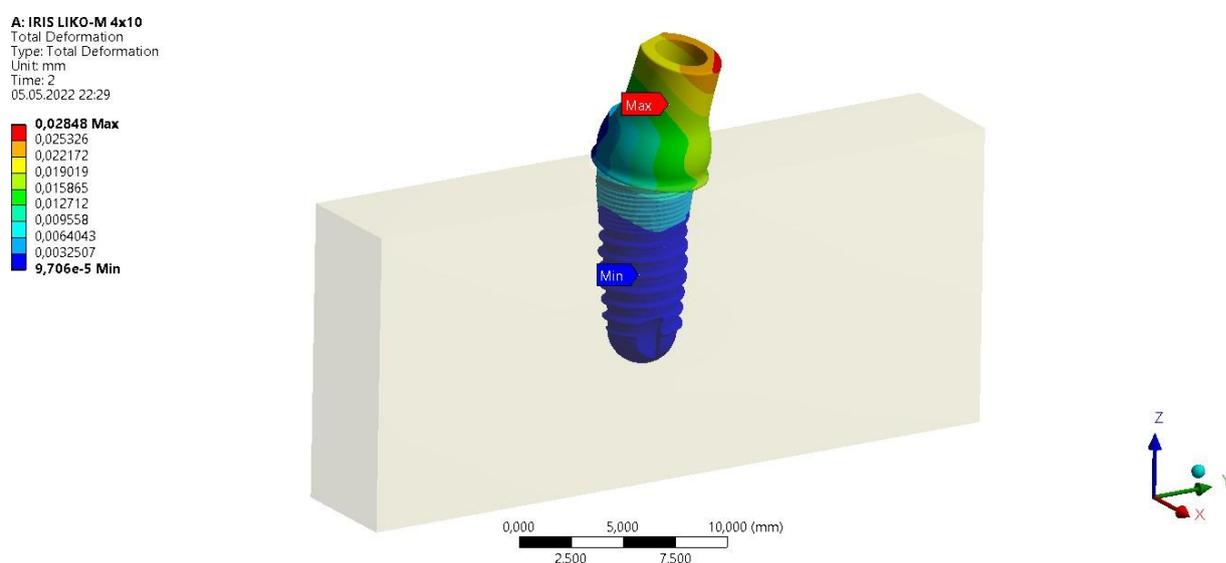


Рисунок 3.46 – Распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 1$ с)

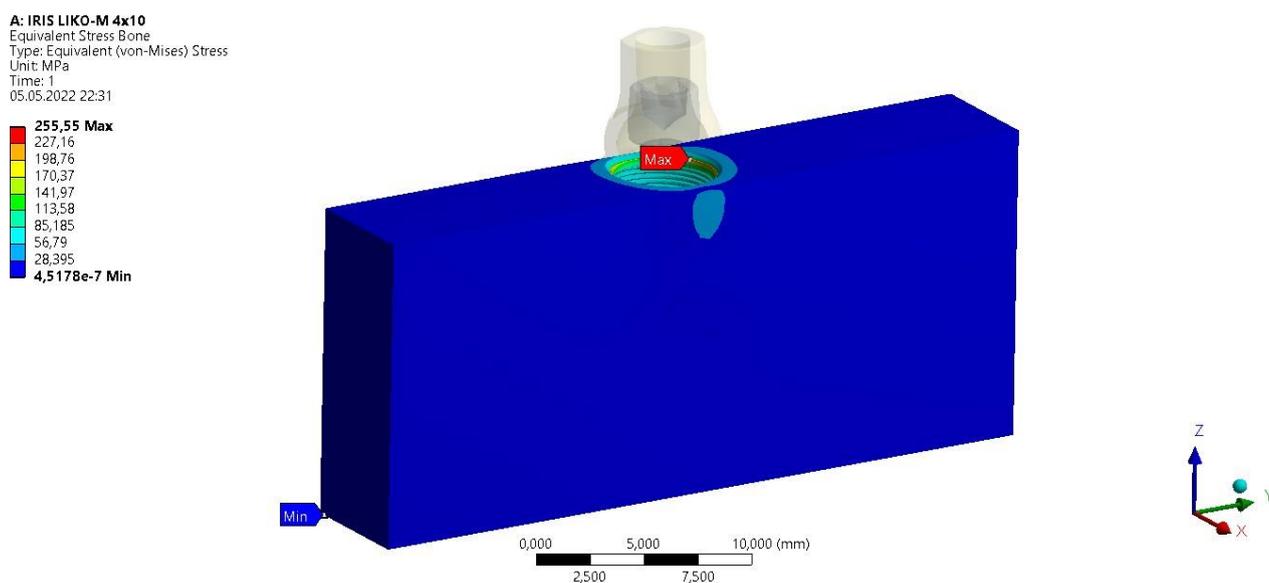


Рисунок 3.47 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом

марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 1\text{ c}$)

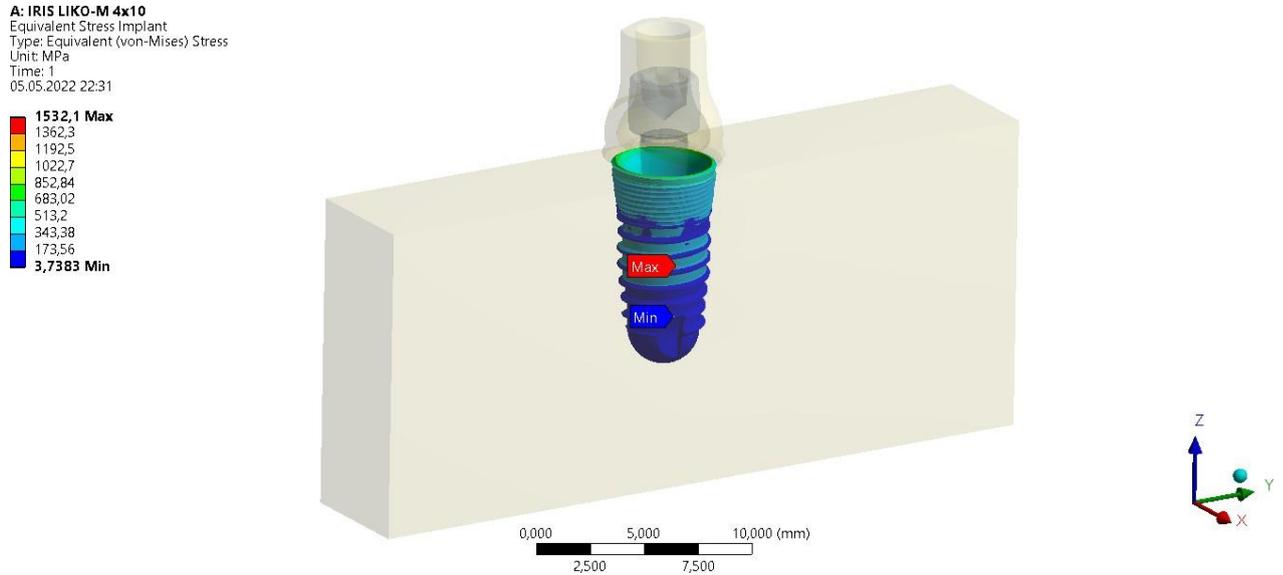


Рисунок 3.48 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 1\text{ c}$)

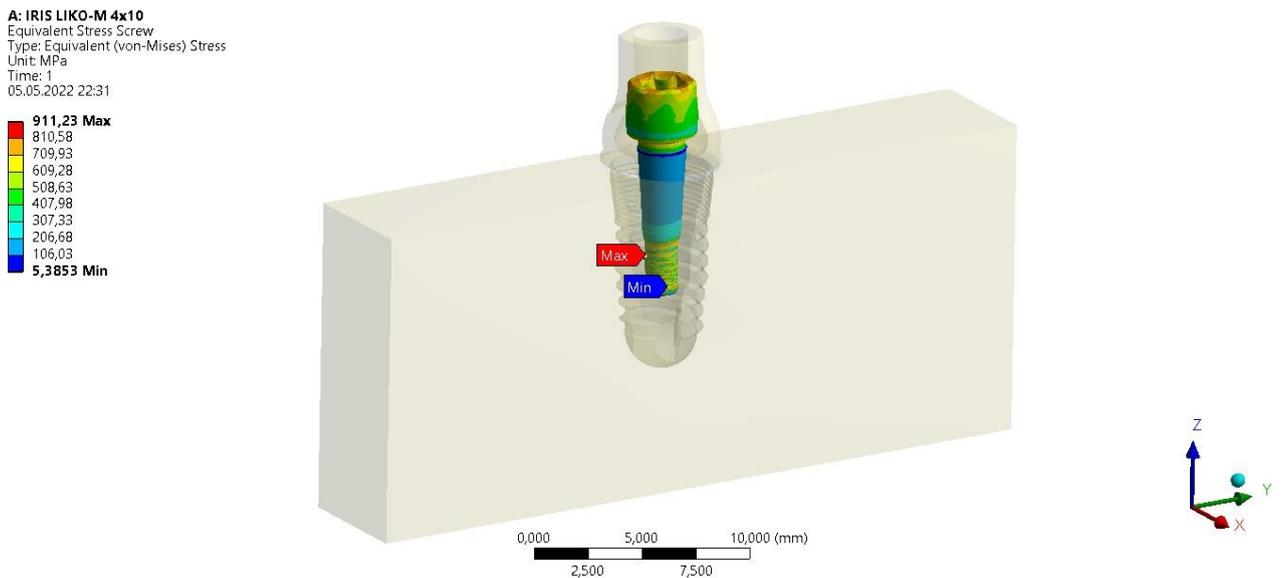


Рисунок 3.49 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 1\text{ c}$)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 05.05.2022 22:36

750,44 Max
 667,06
 583,68
 500,3
 416,92
 333,54
 250,16
 166,78
 83,405
 0,025667 Min

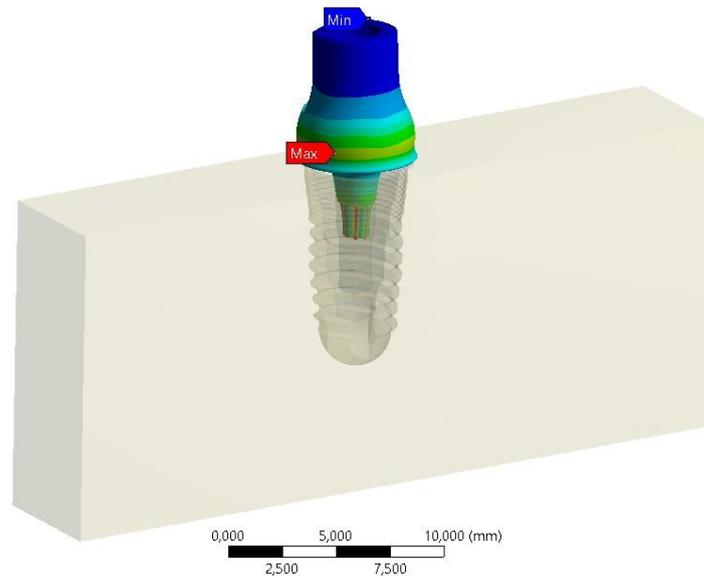


Рисунок 3.50 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Bone
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 22:30

281,64 Max
 250,35
 219,05
 187,76
 156,47
 125,17
 93,88
 62,587
 31,293
 4,2725e-7 Min

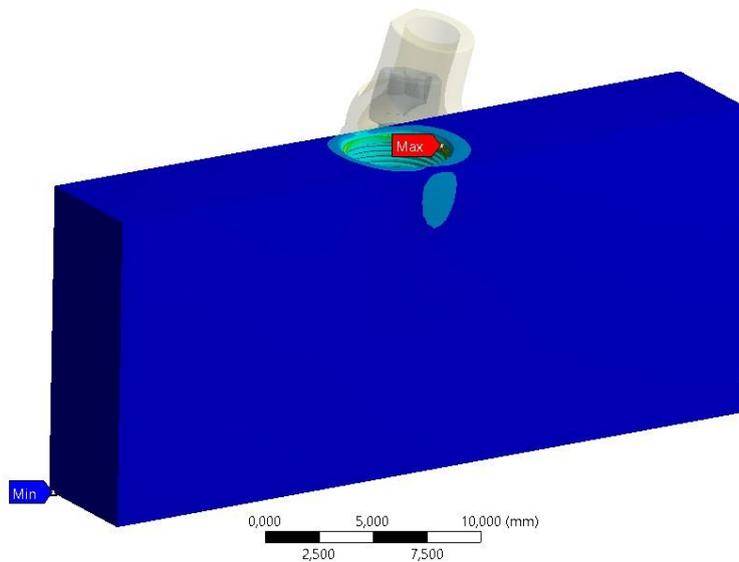


Рисунок 3.51 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Implant
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 22:30

1529,9 Max
 1360,4
 1190,9
 1021,4
 851,87
 682,36
 512,84
 343,33
 173,81
 4,2944 Min

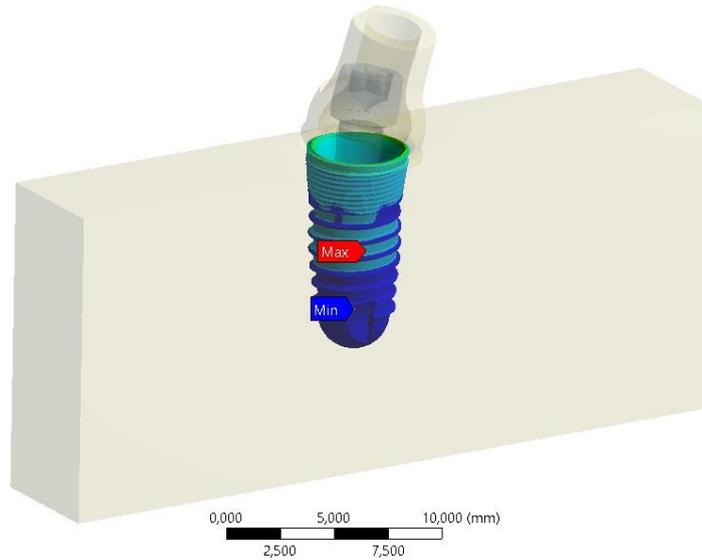


Рисунок 3.52 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 22:30

923,4 Max
 821,67
 719,93
 618,2
 516,46
 414,72
 312,99
 211,25
 109,51
 7,7783 Min

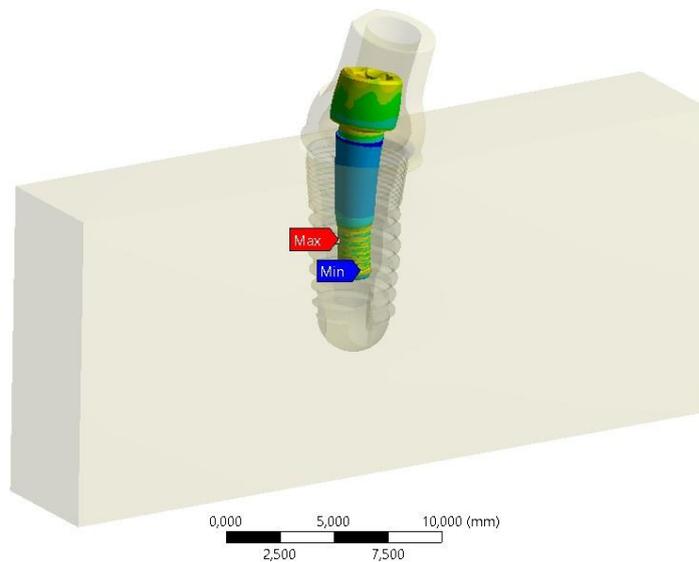


Рисунок 3.53 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 22:30

759,29 Max
 674,95
 590,61
 506,27
 421,93
 337,59
 253,25
 168,91
 84,57
 0,22973 Min

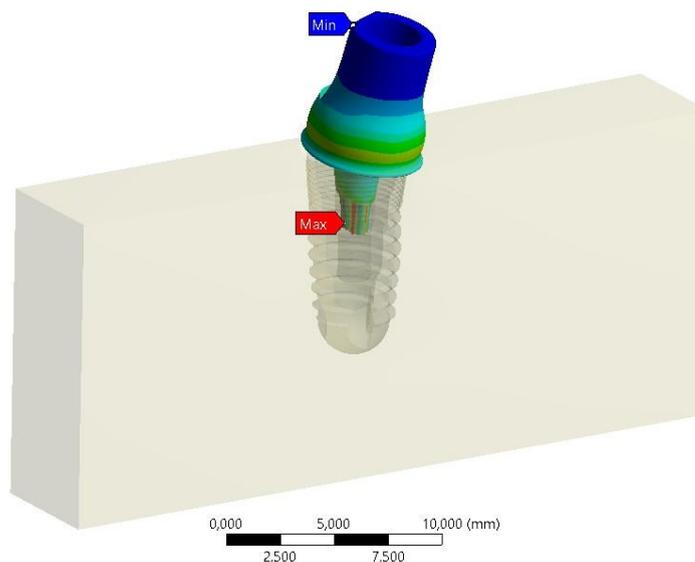


Рисунок 3.54 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М 4x10 ($time = 2\ c$)

Таблица 3.6

Основные результаты упругопластического расчета имплантата марки
 ЛИКО-М 4x10

№ п/п	Наименование характеристики	Время	
		$time = 1\ c$	$time = 2\ c$
1	Максимальное значение модуля перемещений, мм	–	0,028
2	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани, МПа	255,6	281,6
3	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата, МПа	1532,1	1529,9
4	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в винте, МПа	911,2	923,4
5	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте, МПа	750,4	759,3

Анализируя полученные данные упругопластического расчёта, основным отличием напряженно-деформированного состояния блока костной ткани и деталей имплантата явился меньший уровень максимальных напряжений возникающих, как на этапе затяжки винта (на первом этапе), так и на этапе приложения нагрузки (на втором этапе) (таб. 3.5 и 3.6). Что может быть обусловлено меньшим сопротивлением материала деформированию.

Также как и при упругом расчете уровень нагруженности менялся нелинейно и был высоким на первом этапе, на втором этапе нагружения в данном случае максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений в винте и абатменте увеличиваются не более чем на 1,33 %, а в теле имплантата – уменьшаются;

При этом увеличение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани на втором этапе нагружения составляет 10,06 %.

Общее распределение напряжений по объему деталей неоднородно, максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений возникают в теле имплантата в месте контакта теле имплантата с абатментом (максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата соответствует 1529,9 МПа).

3.5.3. Упругий расчет дентального имплантата марки ЛИКО М-ДГ 4×10

Ниже обозначены результаты упругого расчета дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 представлены на рисунках 3.55–3.63, а также в таблице 3.7. На рисунках 3.55–3.63 масштаб перемещений соответствовал значениям 84:1.

На рисунке 3.55 приведено распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М ДГ 4×10.

На рисунках 3.56–3.63 изображены распределения приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 в моменты времени, которые соответствуют завершению процесса предварительной затяжка винта ($time = 1$ с) и завершению процесса нагружения ($time = 2$ с).

На рисунках 3.56–3.59 отражены варианты распределения приведенных по Мизесу напряжений в деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 в

момент времени, который соответствует завершению процесса предварительной затяжка винта ($time = 1$ с).

На рисунках 3.55, 3.60–3.63 приведены особенности распределения модуля вектора перемещений и приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и в деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 в момент времени, который соответствует завершению процесса нагружения ($time = 2$ с).

A: IRIS LIKO-DG 4x10
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2
08.05.2022 15:45

0,084274 Max
0,074949
0,065623
0,056298
0,046973
0,037647
0,028322
0,018997
0,0096714
0,00034609 Min

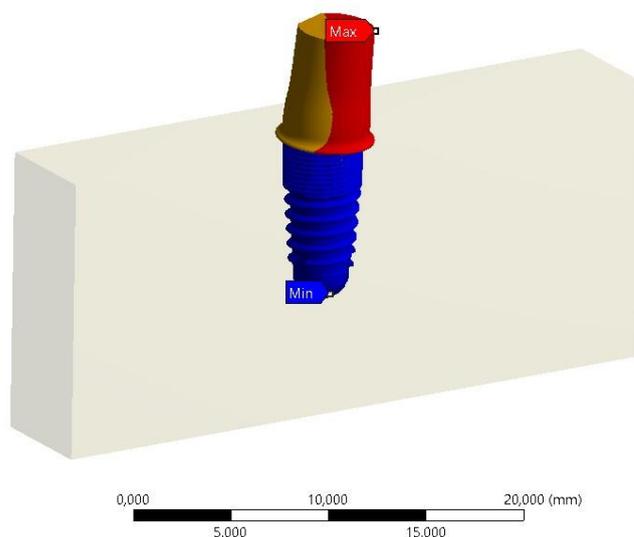


Рисунок 3.55 – Распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
Equivalent Stress Bone
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
08.05.2022 15:46

235,12 Max
208,99
182,87
156,75
130,63
104,51
78,387
52,265
26,143
0,021747 Min

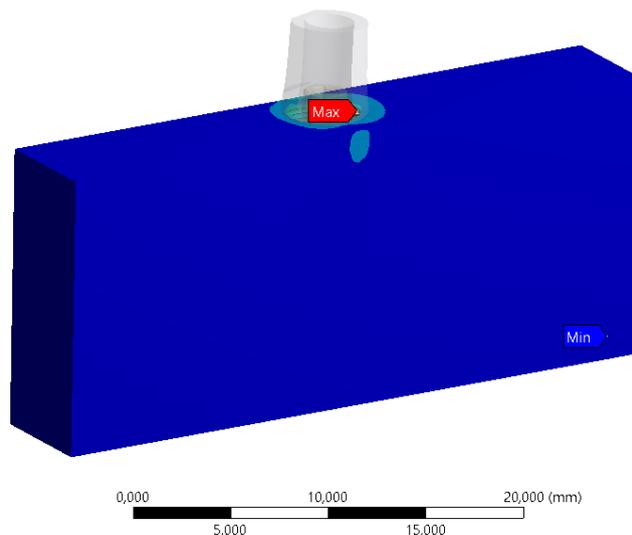


Рисунок 3.56 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Implant
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08.05.2022 15:47

1530,7 Max
 1360,9
 1191,2
 1021,4
 851,68
 681,93
 512,19
 342,44
 172,7
 2,9509 Min

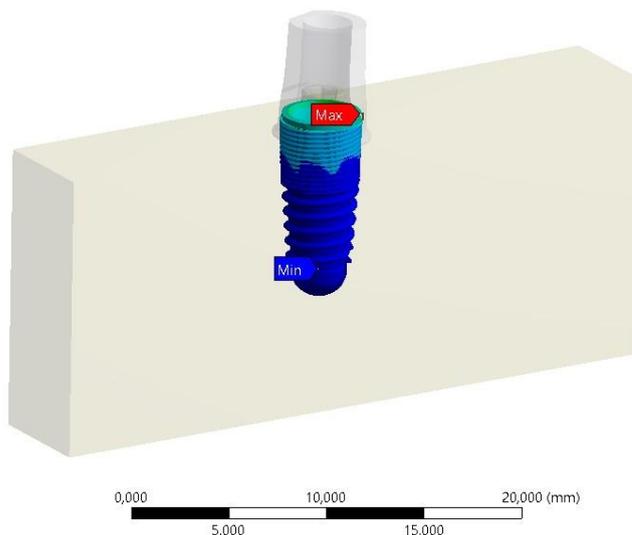


Рисунок 3.57 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1\ c$)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08.05.2022 15:47

1114,5 Max
 992,13
 869,75
 747,38
 625
 502,63
 380,25
 257,88
 135,5
 13,126 Min

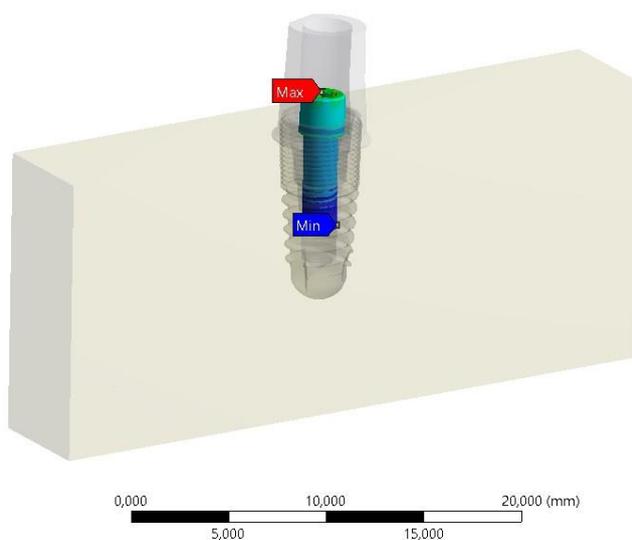


Рисунок 3.58 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1\ c$)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08.05.2022 15:47

1206,4 Max
 1072,3
 938,31
 804,27
 670,24
 536,2
 402,16
 268,13
 134,09
 0,053016 Min

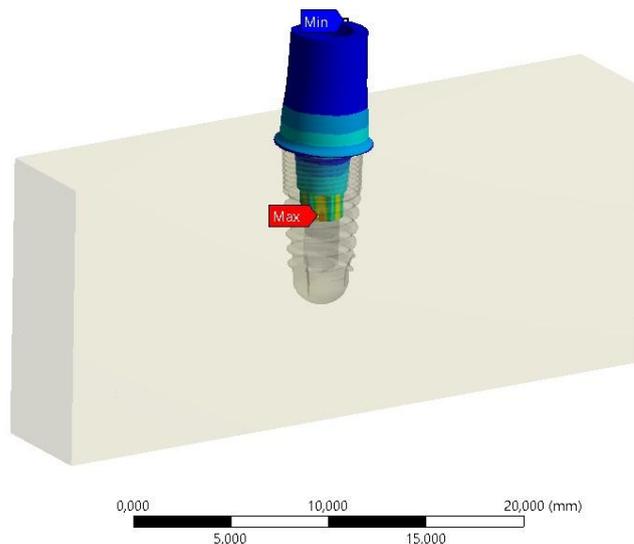


Рисунок 3.59 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1\ c$)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Bone
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 08.05.2022 15:45

241,81 Max
 214,94
 188,08
 161,21
 134,35
 107,48
 80,618
 53,753
 26,888
 0,023105 Min

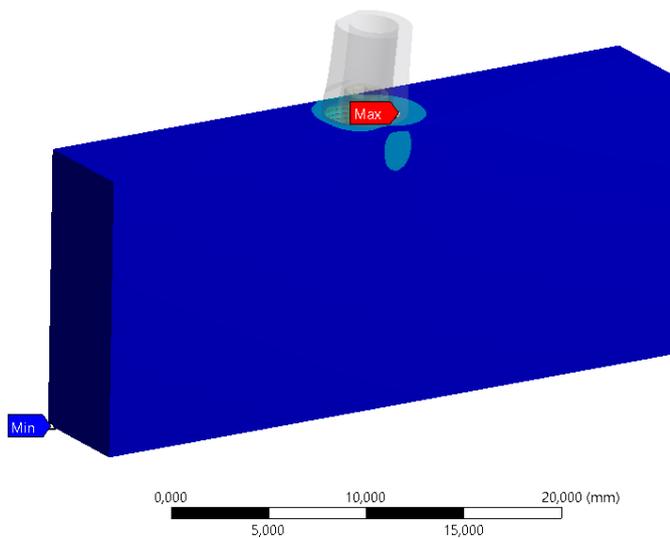


Рисунок 3.60 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2\ c$)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Implant
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 08.05.2022 15:46

1678,1 Max
 1491,8
 1305,6
 1119,4
 933,14
 746,91
 560,68
 374,45
 188,22
 1,9939 Min

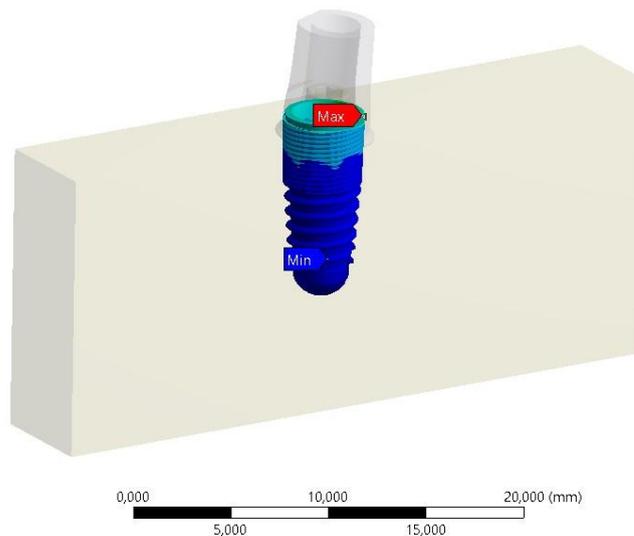


Рисунок 3.61 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 08.05.2022 15:46

1119,7 Max
 996,54
 873,35
 750,16
 626,97
 503,77
 380,58
 257,39
 134,2
 11,012 Min

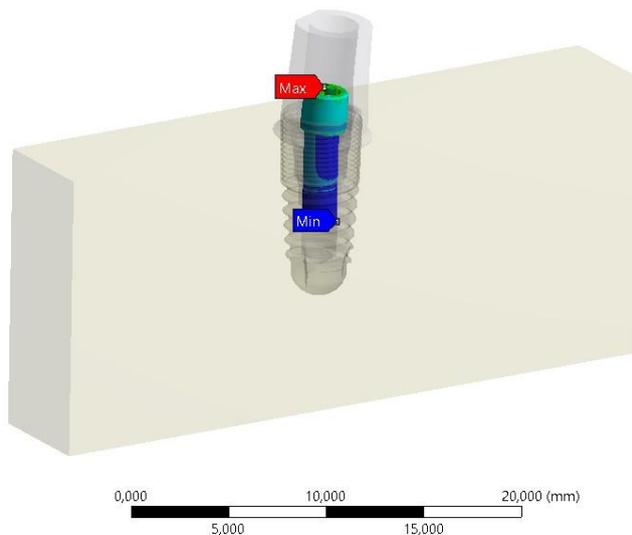


Рисунок 3.62 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 08.05.2022 15:46

1195 Max
 1062,2
 929,48
 796,74
 664
 531,26
 398,52
 265,78
 133,04
 0,2969 Min

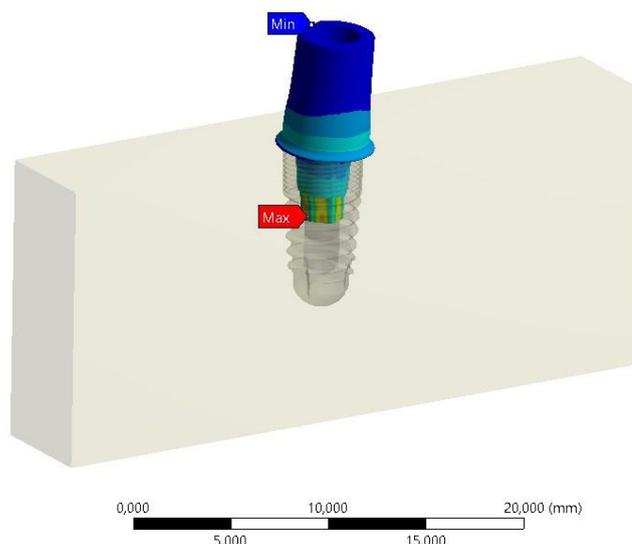


Рисунок 3.63 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2$ с)

Таблица 3.7

Основные результаты упругого расчета имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10

№ п/п	Наименование характеристики	Время	
		$time = 1$ с	$time = 2$ с
1	Максимальное значение модуля перемещений, мм	–	0,084
2	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани, МПа	235,1	241,8
3	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата, МПа	1530,7	1678,1
4	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в винте, МПа	1114,5	1119,7
5	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте, МПа	1206,4	1195

Стоит отметить, что как и для представленных выше расчётов процесс нагружения также являлся двухэтапным, имел нелинейный процесс нагружения, где высокий уровень соответствовал этапу предзатяжки винта, перераспределение напряжений совпадало со вторым этапом-приложения нагрузки.

Так, на втором этапе нагружения максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата увеличиваются на 9,63 %, а в винте и

абатменте – уменьшаются, а увеличение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани составляет 2,85 %.

Общее распределение напряжений по объему деталей неоднородно, максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений возникают в теле имплантата в месте контакта теле имплантата с абатментом (максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата соответствует 1678,1 МПа);

Вследствие того, что максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата, винте и абатменте превышает предел текучести материалов, из которых они изготовлены, был проведен упругопластический расчет НДС.

3.5.4. Упругопластический расчет дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10

Был осуществлен упругопластический расчёт дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10, результаты которого изображены на рисунках 3.64–3.72 и в таблице 3.8. На рисунках 3.64–3.72 масштаб перемещений соответствовал 83:1.

Распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М ДГ 4×10 отражено на рисунке 3.64.

При этом распределения приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и деталях дентального имплантата ЛИКО-М ДГ 4×10 в моменты времени, которые соответствуют завершению процесса предварительной затяжка винта ($time = 1$ с) и завершению процесса нагружения ($time = 2$ с) приведены на рисунках 3.65–3.70.

На рисунке 3.65–3.68 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 в момент времени, который соответствует завершению процесса предварительной затяжка винта ($time = 1$ с).

На рисунке 3.69, 3.70–3.72 показаны распределения модуля вектора перемещений и приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани и в

деталях дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 в момент времени, который соответствует завершению процесса нагружения ($time = 2$ с).

A: IRIS LIKO-DG 4x10
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2
09.05.2022 20:28

0,092319 Max
0,082099
0,07188
0,061661
0,051442
0,041223
0,031003
0,020784
0,010565
0,00034578 Min

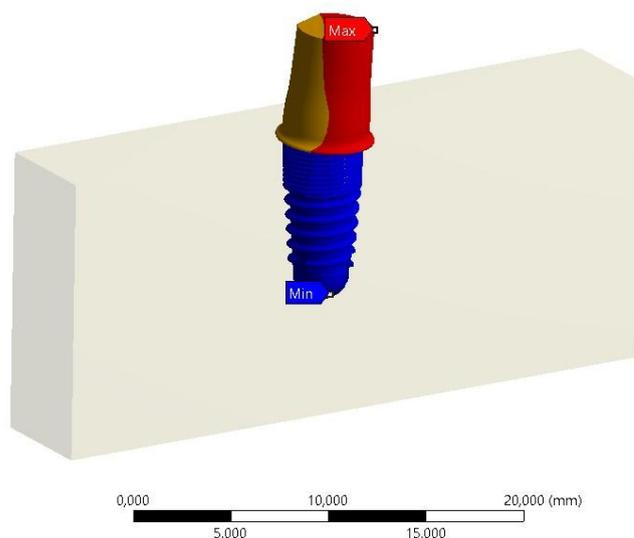


Рисунок 3.64 – Распределение модуля вектора перемещений в дентальном имплантате марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
Equivalent Stress Bone
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
09.05.2022 20:30

246,52 Max
219,13
191,74
164,35
136,96
109,58
82,187
54,799
27,41
0,021708 Min

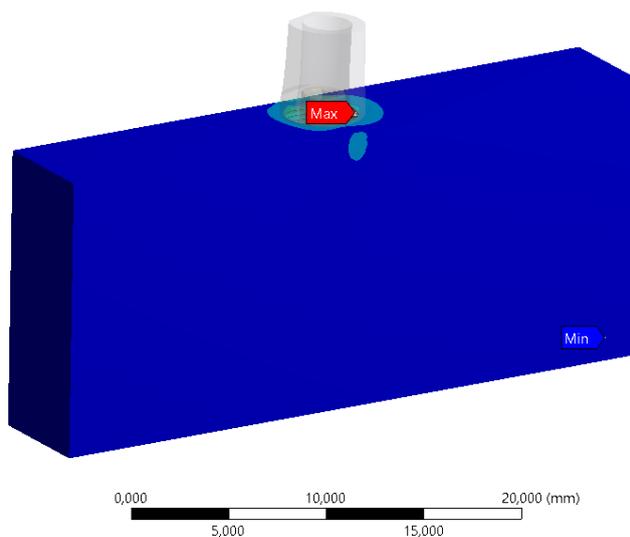


Рисунок 3.65 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Implant
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 09.05.2022 20:30

1572,2 Max
 1397,9
 1223,5
 1049,1
 874,75
 700,38
 526
 351,63
 177,25
2,8798 Min

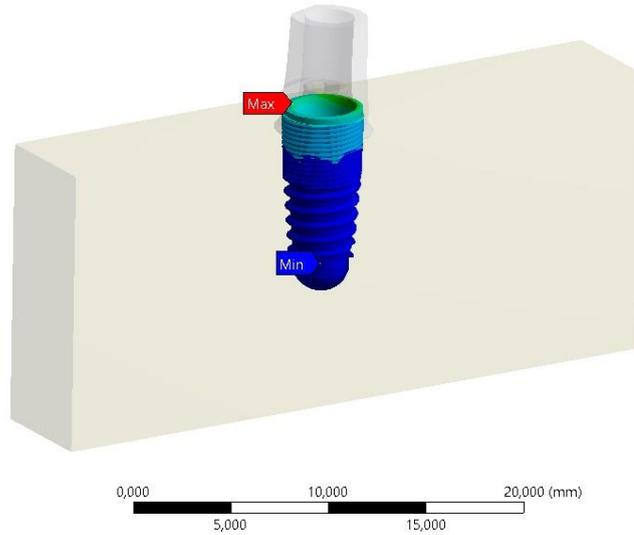


Рисунок 3.66 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 09.05.2022 20:31

761,8 Max
 678,57
 595,35
 512,12
 428,89
 345,67
 262,44
 179,22
 95,994
12,769 Min

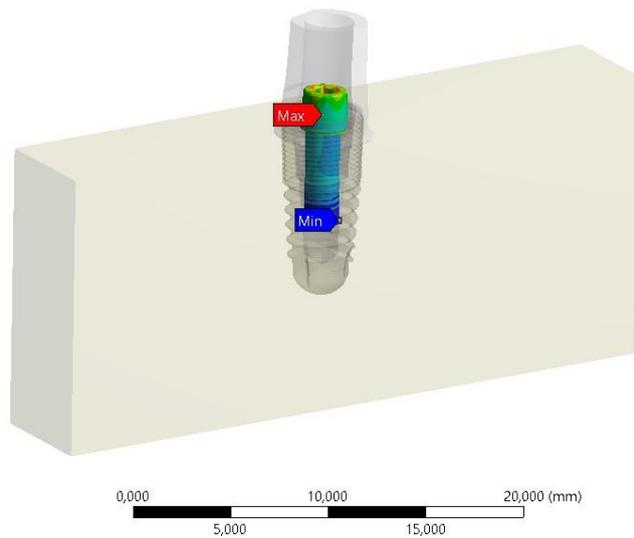


Рисунок 3.67 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 09.05.2022 20:31

787,73 Max
 700,21
 612,69
 525,17
 437,65
 350,13
 262,62
 175,1
 87,576
 0,056866 Min

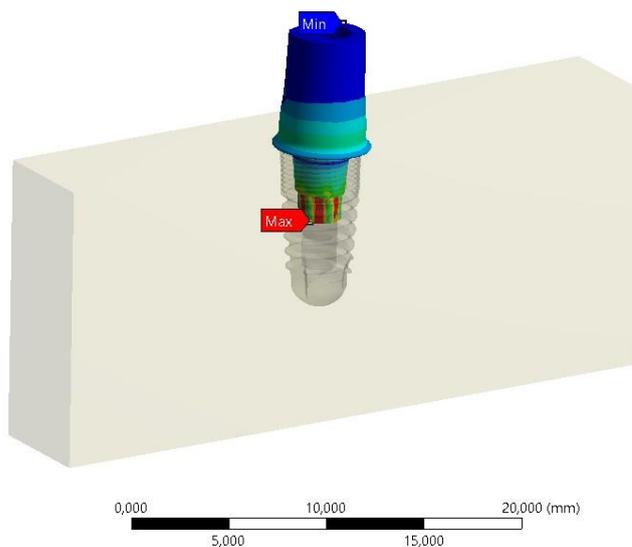


Рисунок 3.68 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 1$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Bone
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 09.05.2022 20:29

253,75 Max
 225,55
 197,36
 169,17
 140,98
 112,79
 84,597
 56,406
 28,214
 0,023023 Min

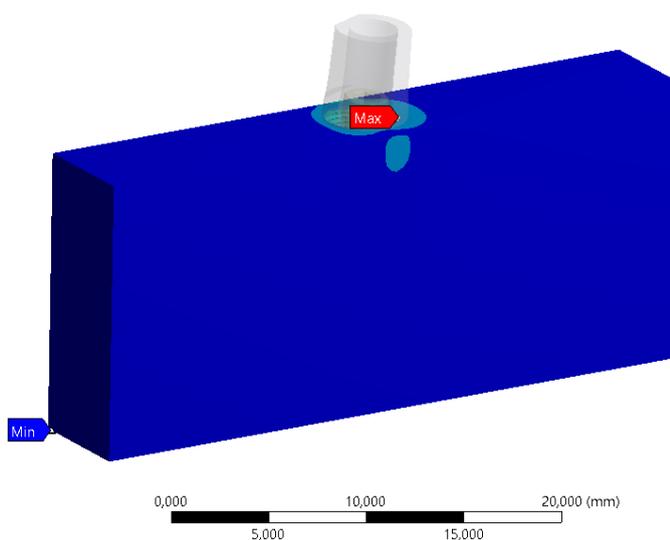


Рисунок 3.69 – Распределение модуля перемещений в блоке костной ткани с дентальным имплантатом марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2$ с)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Implant
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 09.05.2022 20:29

1610,9 Max
 1432,1
 1253,4
 1074,6
 895,84
 717,08
 538,32
 359,56
 180,8
2,0454 Min

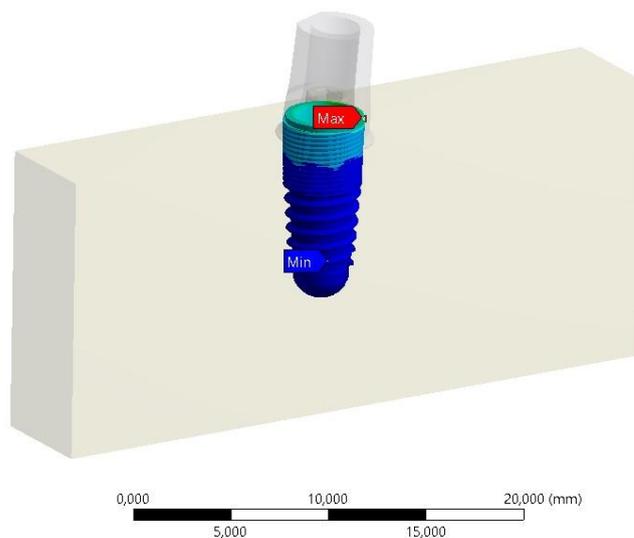


Рисунок 3.70 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2\ c$)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 09.05.2022 20:29

760,32 Max
 677,04
 593,76
 510,48
 427,19
 343,91
 260,63
 177,35
 94,066
10,783 Min

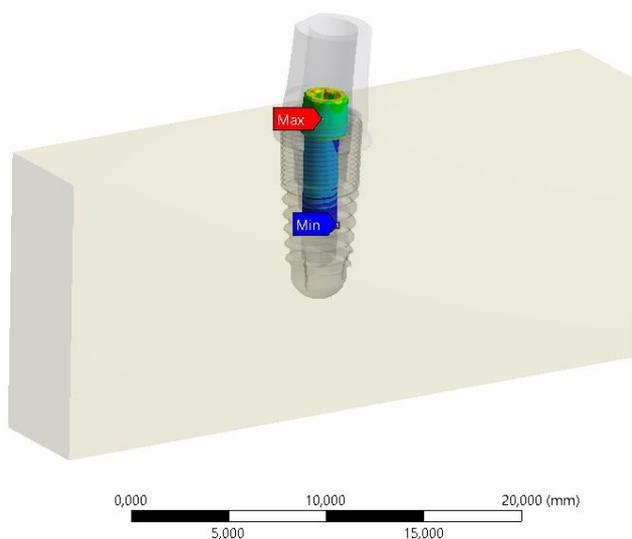


Рисунок 3.71 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2\ c$)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 09.05.2022 20:30

792,47 Max
 704,45
 616,43
 528,41
 440,39
 352,36
 264,34
 176,32
 88,3
 0,27833 Min

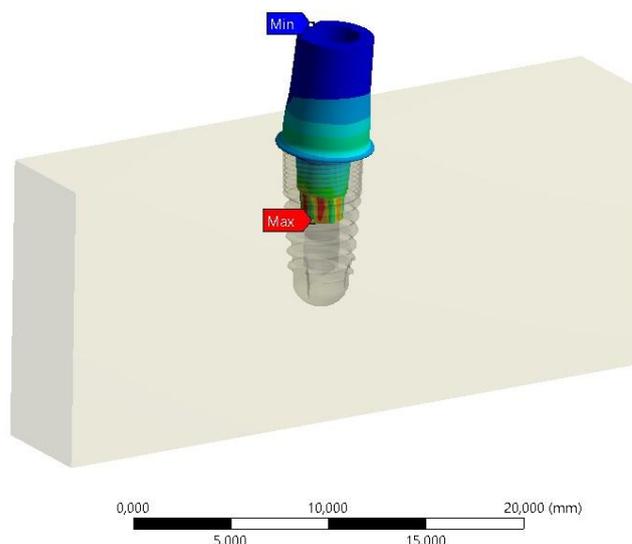


Рисунок 3.72 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2$ с)

Таблица 3.8

Основные результаты упругопластического расчета имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10

№ п/п	Наименование характеристики	Время	
		$time = 1$ с	$time = 2$ с
1	Максимальное значение модуля перемещений, мм	–	0,092
2	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани, МПа	246,5	253,8
3	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата, МПа	1572,2	1610,9
4	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в винте, МПа	761,8	760,3
5	Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте, МПа	787,7	792,5

Анализируя результаты проведенного упругопластического расчёта, стоит отметить, что основным отличием напряженно-деформированного состояния блока костной ткани и деталей имплантата, которое было определено в результате упругопластического расчета, является меньший уровень максимальных напряжений возникающих, как на этапе затяжки винта (на первом этапе), так и на этапе приложения нагрузки (на втором этапе) (таб. 3.7 и 3.8). Это

может быть объяснено меньшим сопротивлением материала деформированию.

Как и в предыдущих расчётах, уровень нагруженности менялся нелинейно-высокий уровень на первом этапе, перераспределение напряжений на втором этапе.

На втором этапе нагружения максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата увеличиваются на 3,1 %, а в винте – уменьшаются. Также на втором этапе нагружения увеличение приведенных по Мизесу напряжений в блоке костной ткани составляет 2,9 %;

Распределение напряжений по объему деталей неоднородно, максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений возникают в теле имплантата в месте контакта теле имплантата с абатментом (максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата равно 1610,9 МПа).

Для обоснования распределения напряжений в теле имплантата оценивалась площадь максимальных напряжений, для этого проводилась сравнительная оценка дентальных имплантатов конусной формы изготовленных из сплавов ВТ6 и ВТ 1.0.

3.5.5. Площадь максимальных напряжений в конусных имплантатах сплавов ВТ6 и ВТ1.0.

Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (материал тела имплантата – титановый сплав ВТ6) показано на рисунке 3.73.

Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (материал тела имплантата – титан ВТ1) показано на рисунке 3.74.

Области с максимальными значениями приведенных по Мизесу напряжений показаны красным цветом, точки с максимальными значениями приведенных по Мизесу напряжений отмечены красными маркерами. На рисунке 3.73 красным цветом выделены области, в которых значения приведенных по Мизесу напряжений находятся в диапазоне от 1432,1 до 1610,9 МПа, на рисунке 3.74 – от 308,8 до 346,27

МПа. Следует отметить, что предел текучести титанового сплава ВТ6 составляет 1260 МПа, титана ВТ1 – 293 МПа.

Анализ рисунков 3.73 и 3.74 позволяет сделать вывод о том, что максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений возникают у кромок ниток резьбы в месте из захода, т.е. имеют локальный характер.

Для обоснования запаса прочности без учёта экстремальных напряжений оценивались варианты распределения приведенных напряжений.

Так, распределение относительных приведенных напряжений в теле дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (материал тела имплантата – титановый сплав ВТ6) изображено на рисунке 3.75.

Распределение относительных приведенных напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (материал тела имплантата – титан ВТ1) приведено на рисунке 3.76.

Области со значениями относительных приведенных напряжений, превышающими 1 (т.е. области, в которых значения приведенных по Мизесу напряжений превышают предел текучести), показаны красным цветом.

A: IRIS LIKO-DG 4x10
Equivalent Stress Implant
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2
17.05.2022 21:25

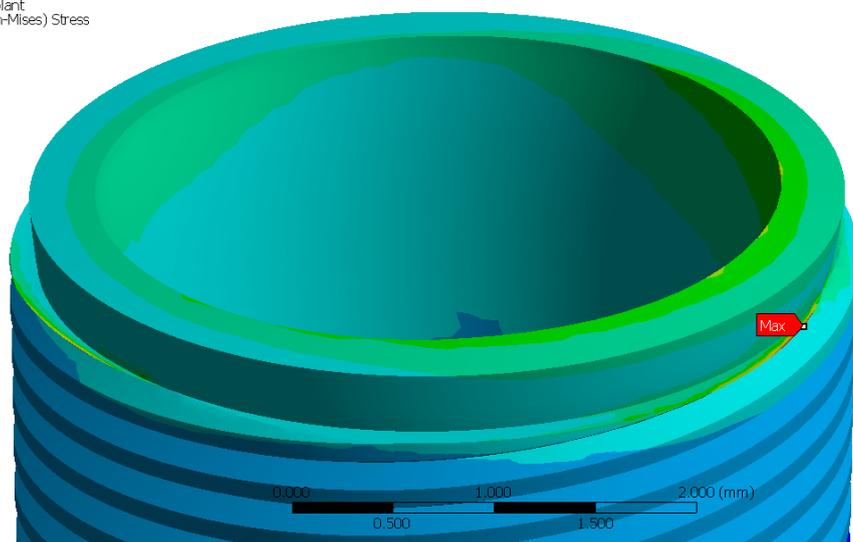
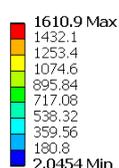


Рисунок 3.73 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (материал тела имплантата – титановый сплав ВТ6)

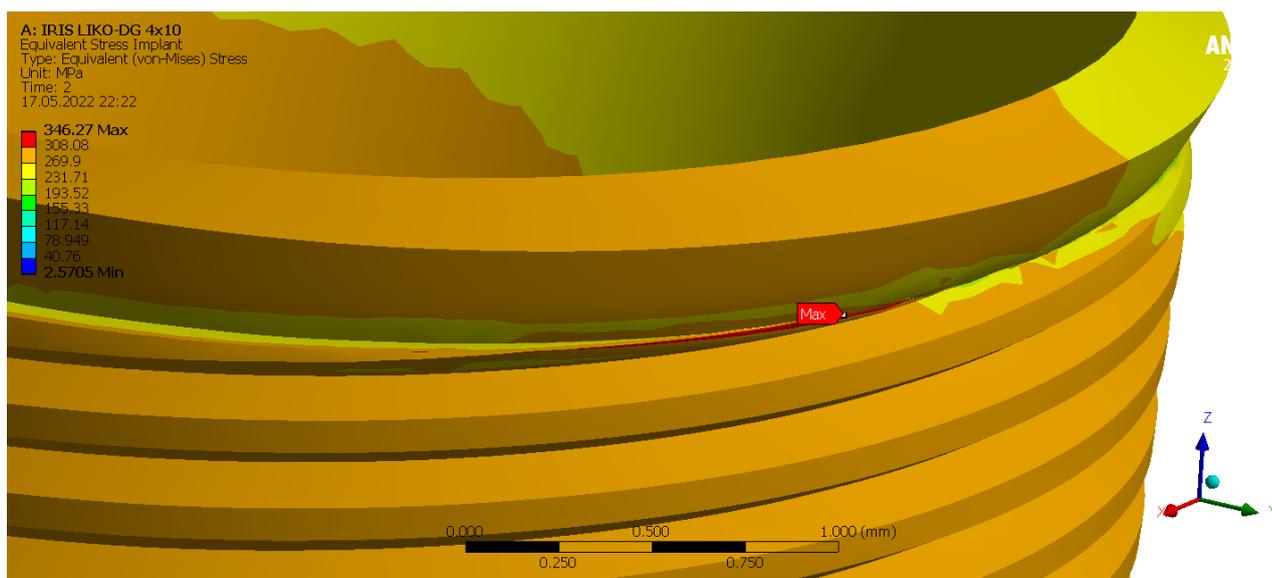


Рисунок 3.74 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентальным имплантатом марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (материал тела имплантата – титан сплав ВТ1)

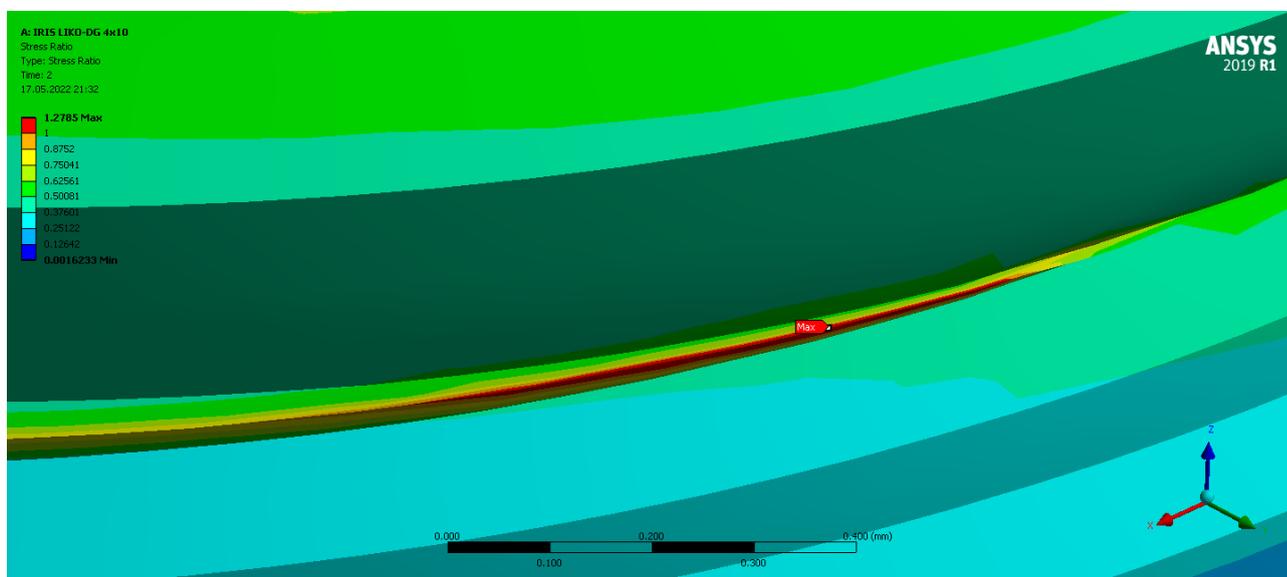


Рисунок 3.75 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений в теле имплантата дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 ($time = 2\ c$)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Stress Ratio
 Type: Stress Ratio
 Time: 2
 17.05.2022 22:23

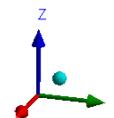
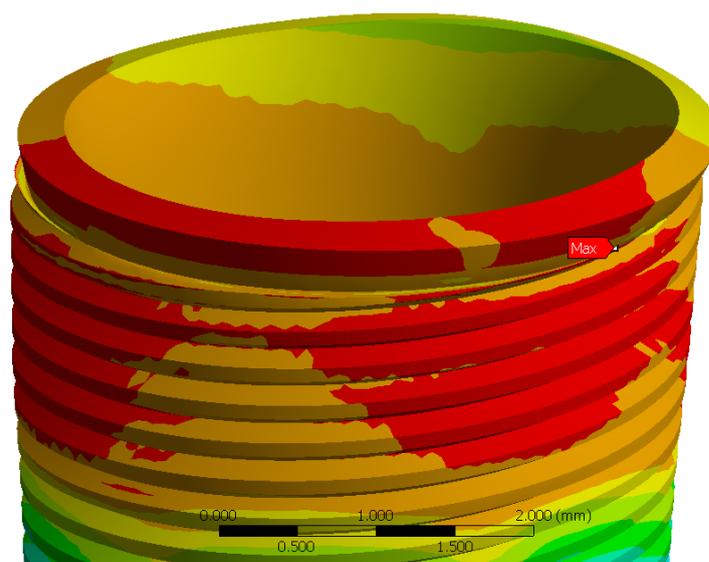
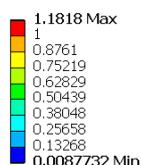


Рисунок 3.76 – Распределение приведенных по Мизесу напряжений
 в винте дентального имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10
 ($time = 2\ c$)

Анализ рисунков 3.75 и 3.76 свидетельствует о существенном различии напряженно-деформированного состояния тел имплантатов из титанового сплава ВТ6 и титана ВТ1, что позволяет предположить, что

- в теле имплантата из титанового сплава ВТ6 область, в которой значениями приведенных по Мизесу напряжений превышают предел текучести, имеет локальный характер, а в теле имплантата из титана ВТ1 – охватывает значительную часть тела имплантата;
- в теле имплантата из титанового сплава ВТ6 область, в которой значениями приведенных по Мизесу напряжений превышают предел текучести, расположена у кромок ниток резьбы в месте из захода, а в теле имплантата из титана ВТ1 – в верхней части тела имплантата.

3.5.6. Результаты анализа статической прочности дентальных имплантатов 4×10 различной конструкции.

Конечно-элементное моделирование расчетов напряженно-деформированного состояния имплантатов марок ЛИКО-М 4х10 и ЛИКО-М ДГ 4×10, позволяет сопоставить данные с оценкой их статической прочности, в соответствии с инженерным анализом. Учитывая, что имплантаты марок ЛИКО-М 4х10 и ЛИКО-М ДГ 4×10 отличаются только конструкцией тела имплантата, оценку статической прочности осуществлялась для тела имплантата.

Оценка прочности имплантата реализовывалась по коэффициенту запаса прочности (формула 3.1)

$$n = \frac{\sigma_T}{\sigma_i}, \quad (3.1)$$

где σ_T – предел текучести материала; σ_i – приведенные по Мизесу напряжения.

Также оценка прочности осуществлялась по относительному приведенному напряжению, которое вычисляется по зависимости (формула 3.2.)

$$sr = \frac{\sigma_i}{\sigma_T} = \frac{1}{n}. \quad (3.2)$$

Основные результаты расчетов напряженно-деформированного состояния имплантатов марок ЛИКО-М 4x10 и ЛИКО-М ДГ 4×10, необходимые для оценки их статической прочности, приведены в таблицах 3.5–3.8. Учитывая, что имплантаты марок ЛИКО-М 4x10 и ЛИКО-М ДГ 4×10 отличаются только конструкцией тела имплантата, оценку статической прочности выполним для тела имплантата. Вычисленные значения коэффициентов прочности тел имплантатов приведены в таблице 3.9.

Таблица 3.9

Коэффициенты запаса прочности тел имплантатов

Этап нагружения	Марка имплантата	
	ЛИКО-М 4x10	ЛИКО-М ДГ 4×10
Упругий расчет		
Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	0,205	0,824
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	0,204	0,751
Упругопластический расчет		
Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	0,287	0,801
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	0,287	0,782

Относительные приведенные напряжения вычисляются как обратные величины по отношению к значениям коэффициентов запаса прочности. Вычисленные значения относительных приведенных напряжений тел имплантатов приведены в таблице 3.10.

Таблица 3.10

Относительное приведенное напряжение тел имплантатов

Этап нагружения	Марка имплантата	
	ЛИКО-М 4x10	ЛИКО-М ДГ 4×10
Упругий расчет		

Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	4,88	1,21
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	4,9	1,33
Упругопластический расчет		
Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	3,48	1,24
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	3,48	1,27

Обобщая результаты расчетов, приведенных в таблицах 3.9 и 3.10, стоит отметить, что:

- значения коэффициентов запаса прочности тел имплантатов марок ЛИКО-М 4х10 и ЛИКО-М ДГ 4×10, полученные в результате упругого расчета их напряженно-деформированного состояния, составляют 0,204 и 0,751, соответственно.
- значения коэффициентов запаса прочности тел имплантатов марок ЛИКО-М 4х10 и ЛИКО-М ДГ 4×10, полученные в результате упругопластического расчета их напряженно-деформированного состояния, составляют 0,287 и 0,782, соответственно.

Полученное в результате расчета напряженно-деформированного состояния значение коэффициента запаса прочности тела имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (0,782) превышает значение коэффициента запаса прочности тела имплантата марки ЛИКО-М ДГ 4×10 (0,287), что свидетельствует о том, что имплантат марки ЛИКО-М ДГ 4×10 обладает большей статической прочностью, чем имплантат марки ЛИКО-М 4х10.

Учитывая высокий уровень нагруженности деталей рассматриваемых имплантатов, возможным способом увеличения их статической прочности следует считать уменьшение величины предварительной затяжки винтов.

3.6 РЕЗУЛЬТАТЫ СТАТИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ ИМПЛАНТАТОВ ЛИКО-М И ЛИКО-М ДГ

Результаты статических нагрузок оценивались в момент первого смещения в конструкциях имплантатов с целью определения предела имплантационных систем представлены в таблице 3.11 и графике на рисунке 3.77

Таблица 3.11

Результаты статических испытаний имплантатов ЛИКО-М и ЛИКО-М ДГ

№ обр.	d, мм	F макс, Н	Место разрушения
1	4.0	585	Абатмент
2	4.0	610	Абатмент
3	4.0	630	Абатмент

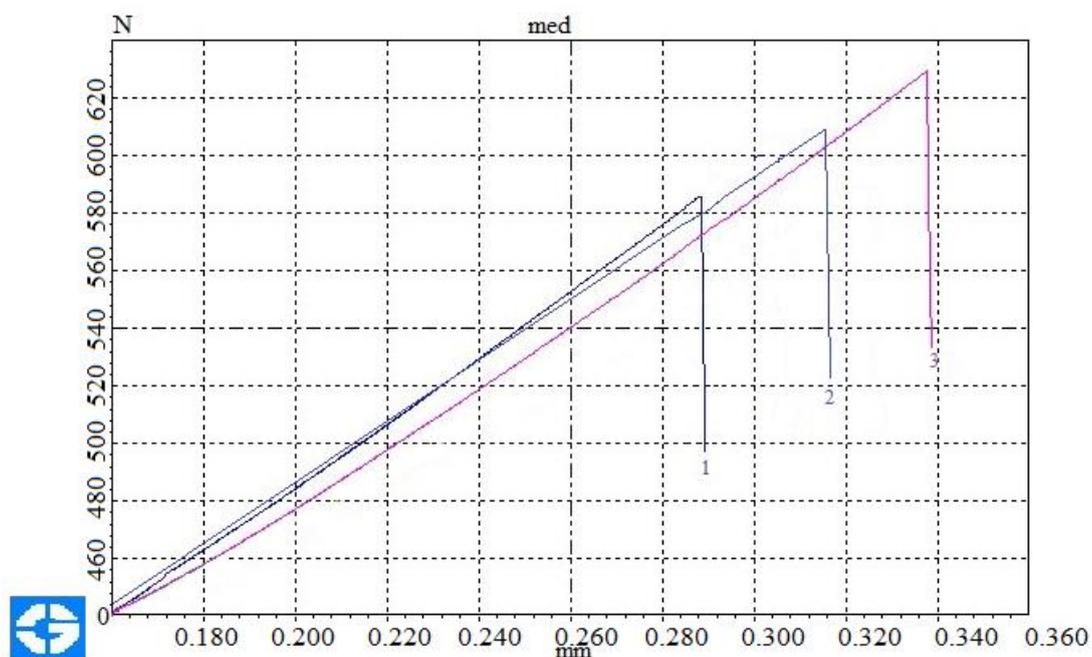


Рисунок 3.77 - График статических испытаний имплантатов ЛИКО-М и ЛИКО-М ДГ

Циклические испытания осуществлялись при базовой нагрузке в 425 Н до разрушения.

Результаты определялись в момент начала смещений в конструкциях

имплантатов при циклических нагрузках с целью определения пределов имплантационных систем и представлены в таблице 3.12 и графике на рисунке 3.78.

Таблица 3.12

Результаты циклических испытаний имплантатов ЛИКО-М и ЛИКО-М ДГ

№ обр	l_0 , мм	F max	N циклов	Результат
1	11	400±25	13 301	разрушен
2	11	400±25	14 131	разрушен
3	11	400±25	14 614	разрушен

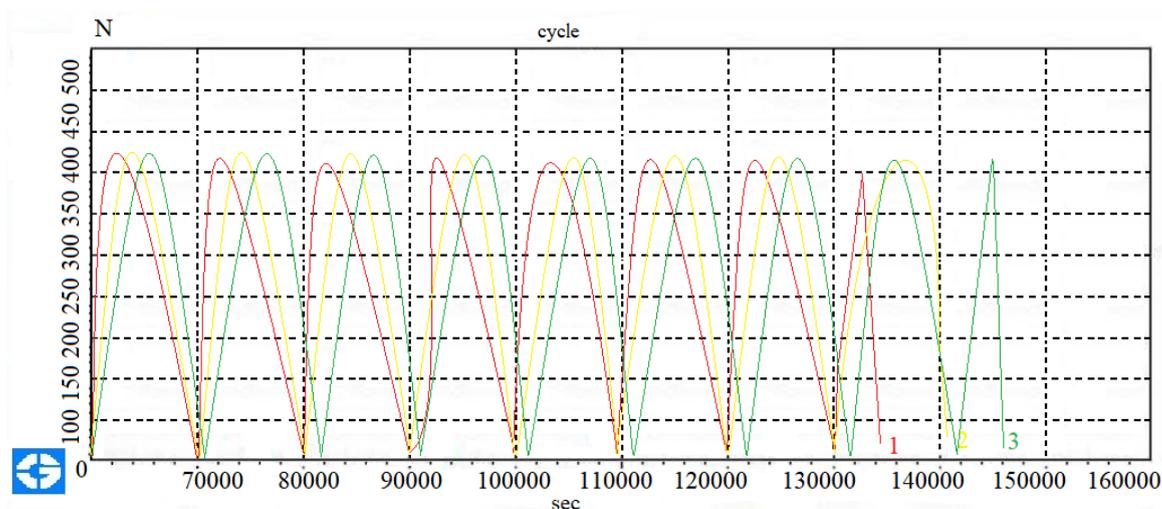


Рисунок 3.78. График циклических испытаний имплантатов ЛИКО-М и ЛИКО-М ДГ

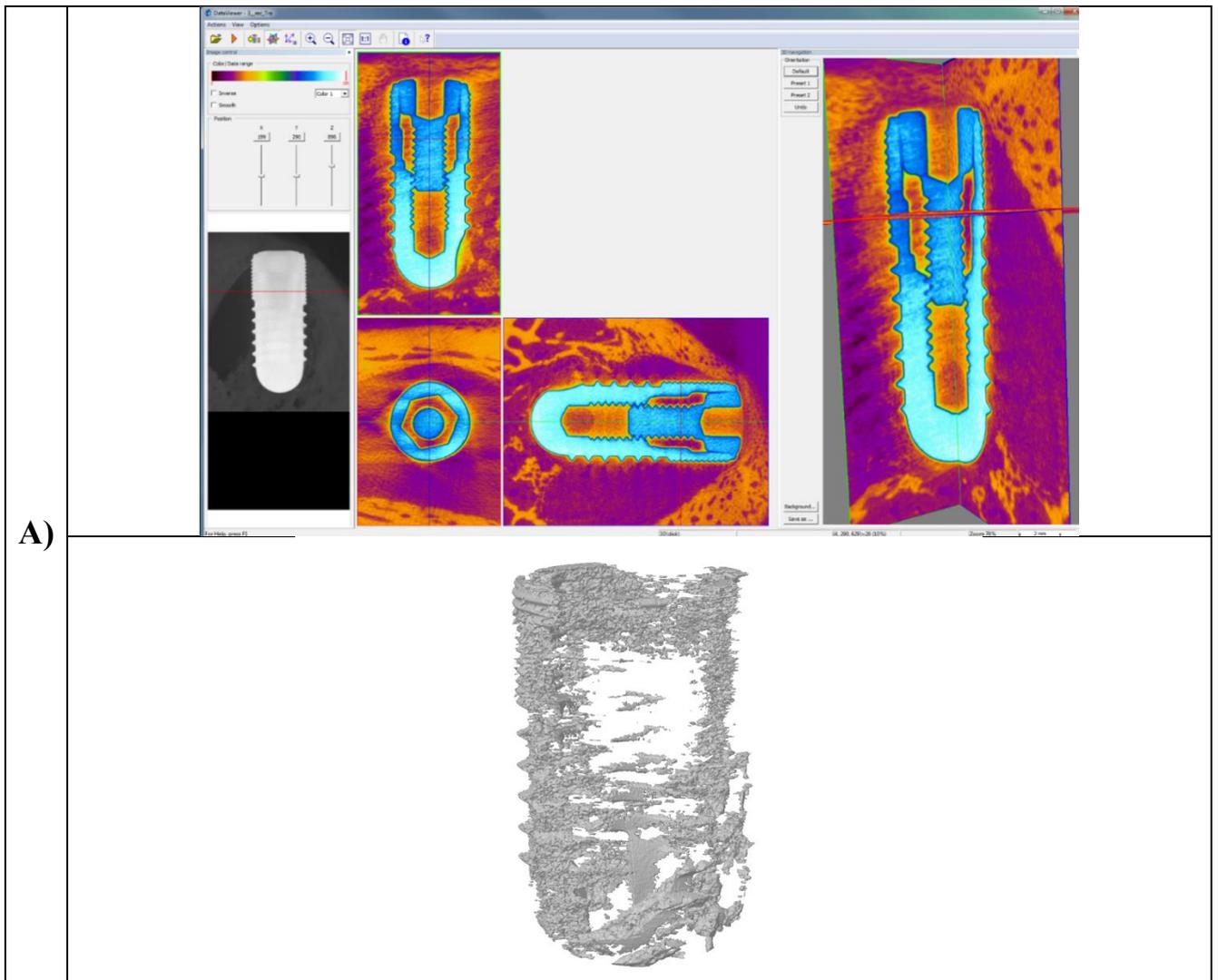
Согласно полученным результатам расчётов статических усталостных испытаний нарушение конструктивной способности имплантатов диаметром среди имплантатов №1, №2 и №3 при реальных испытаниях для №3 составило 630Н, в то время как имплантаты №2 и №1 показали значения в 610Н и 585Н; исчерпание несущей способности конструкций имплантатов по данным циклической нагрузки происходит при максимальных количествах циклов у образцов №3 и №2, образец №1 минимальное количество циклов.

3.7. ИЗУЧЕНИЕ БИОСОВМЕСТИМОСТИ И РЕАКЦИЙ КОСТНОЙ ТКАНИ НА ДЕНТАЛЬНЫЕ ИМПЛАНТАТЫ СИСТЕМЫ ЛИКО М-ДГ.

Анализ биологической совместимости и процесса остеоинтеграции дентальных имплантатов цилиндрической и конусной форм был проанализирован на основании визуализации микро-КТ, полученных в программе DataViewer, CTVol.

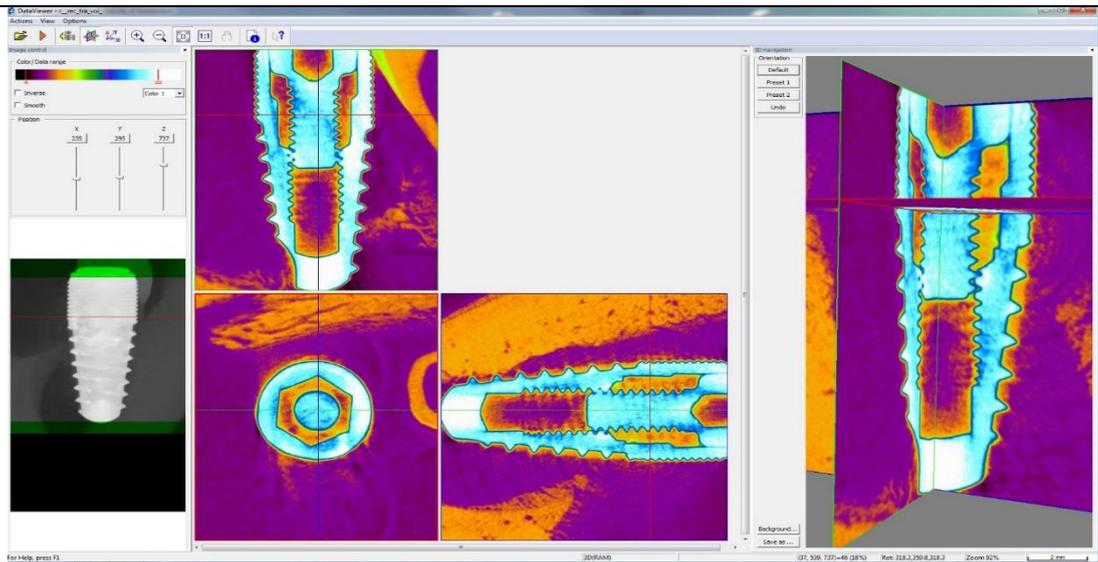
Ниже, на рисунках 3.79-3.82 представлены визуализации процессов образования костной ткани на имплантатах различных форм у экспериментальных животных на 60 сутки

-опытный и контрольный образцы сравнивали по степени BV/TV, % и костно-имплантатном контакте (BIC) имплантата, % на каждом экспериментальном животном.



3D модели ctm

Б)



3D модели ctm

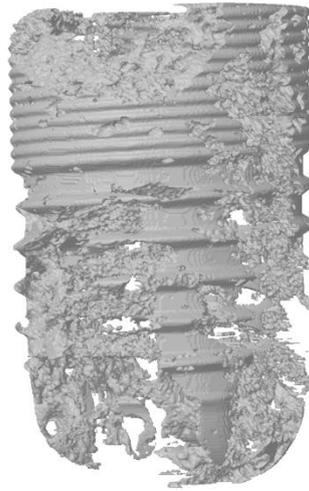
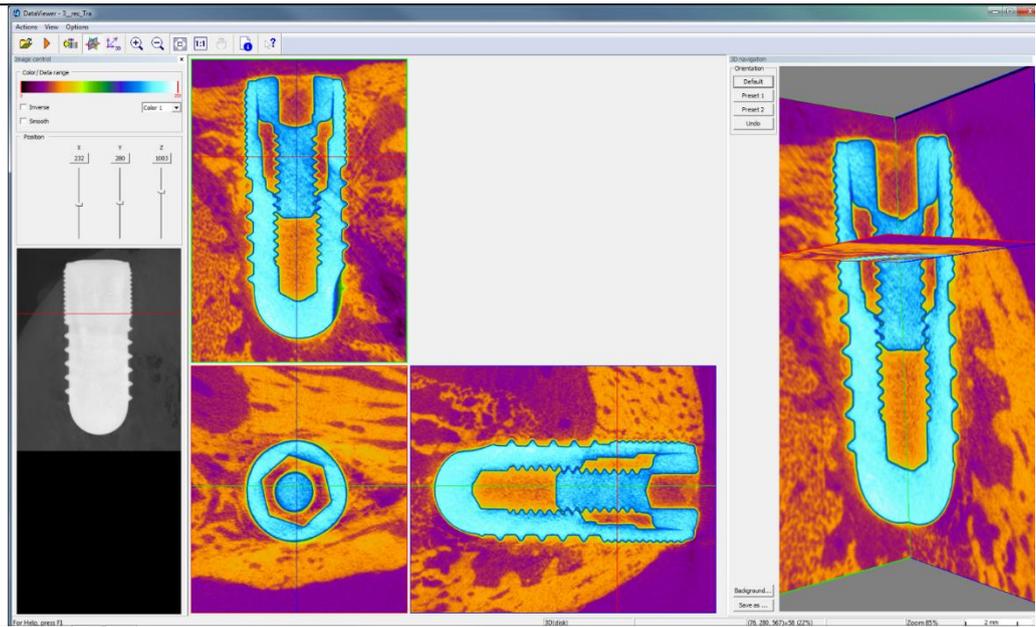


Рисунок-3.79 -Животное №1. 60 дней

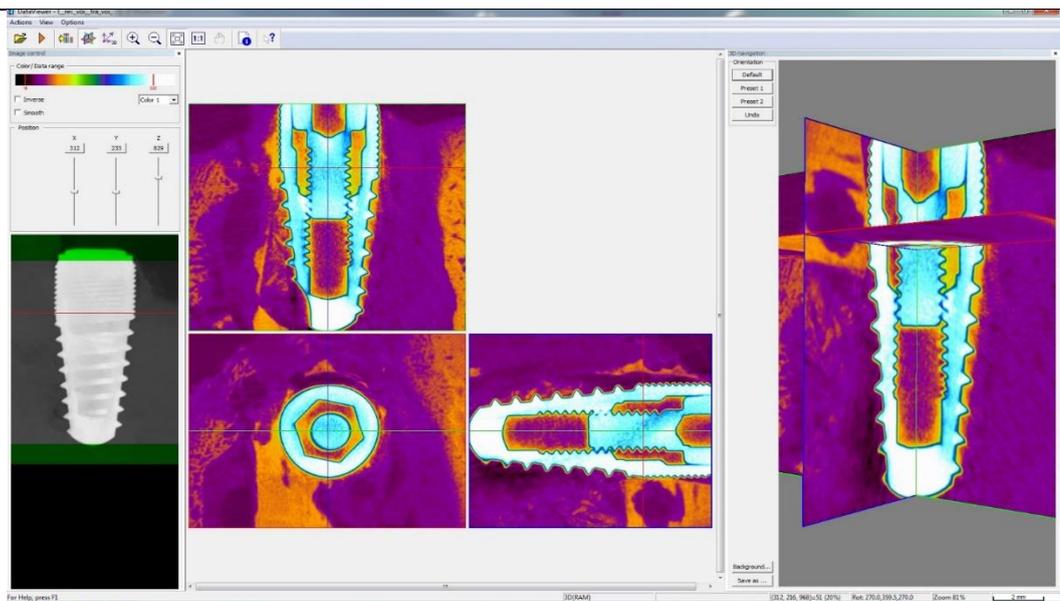
А)- Контроль: имплантат LIKO M 4×10 выполненный из титана BT 1-0

Б)- Опыт 1: имплантат LIKO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 без покрытия

A)



3D модели ctm



Б)

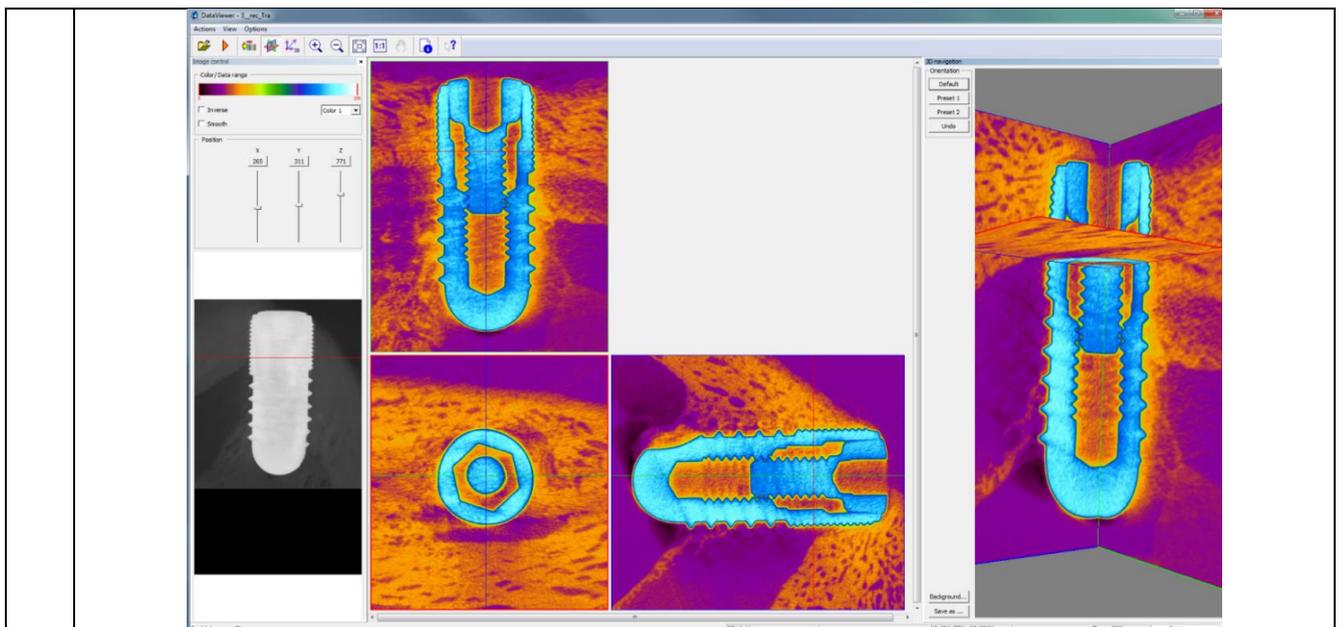


3D модели ctm

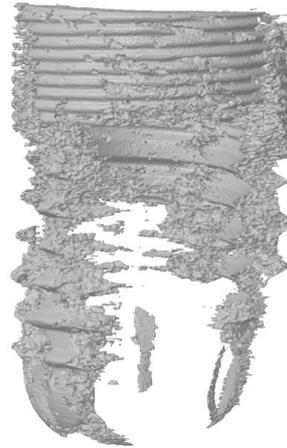
Рисунок-3.80.-Животное №2. 60 дней

А) Контроль: имплантат LIKO M 4×10 выполненный из титана BT 1-0

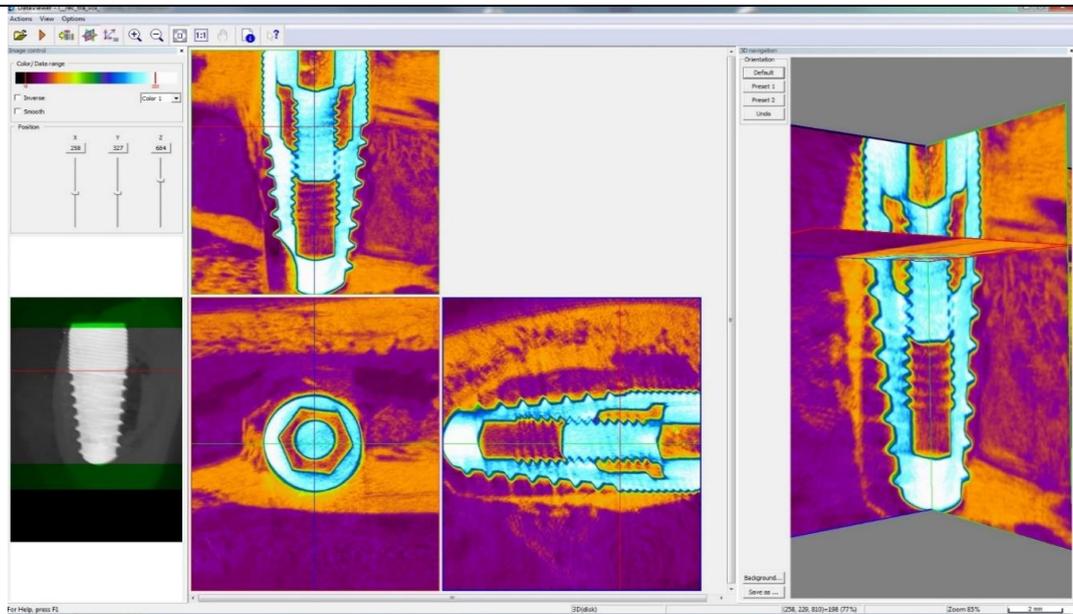
Б) Опыт 1: имплантат LIKO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 без покрытия



А)



3D модели ctm



Б)



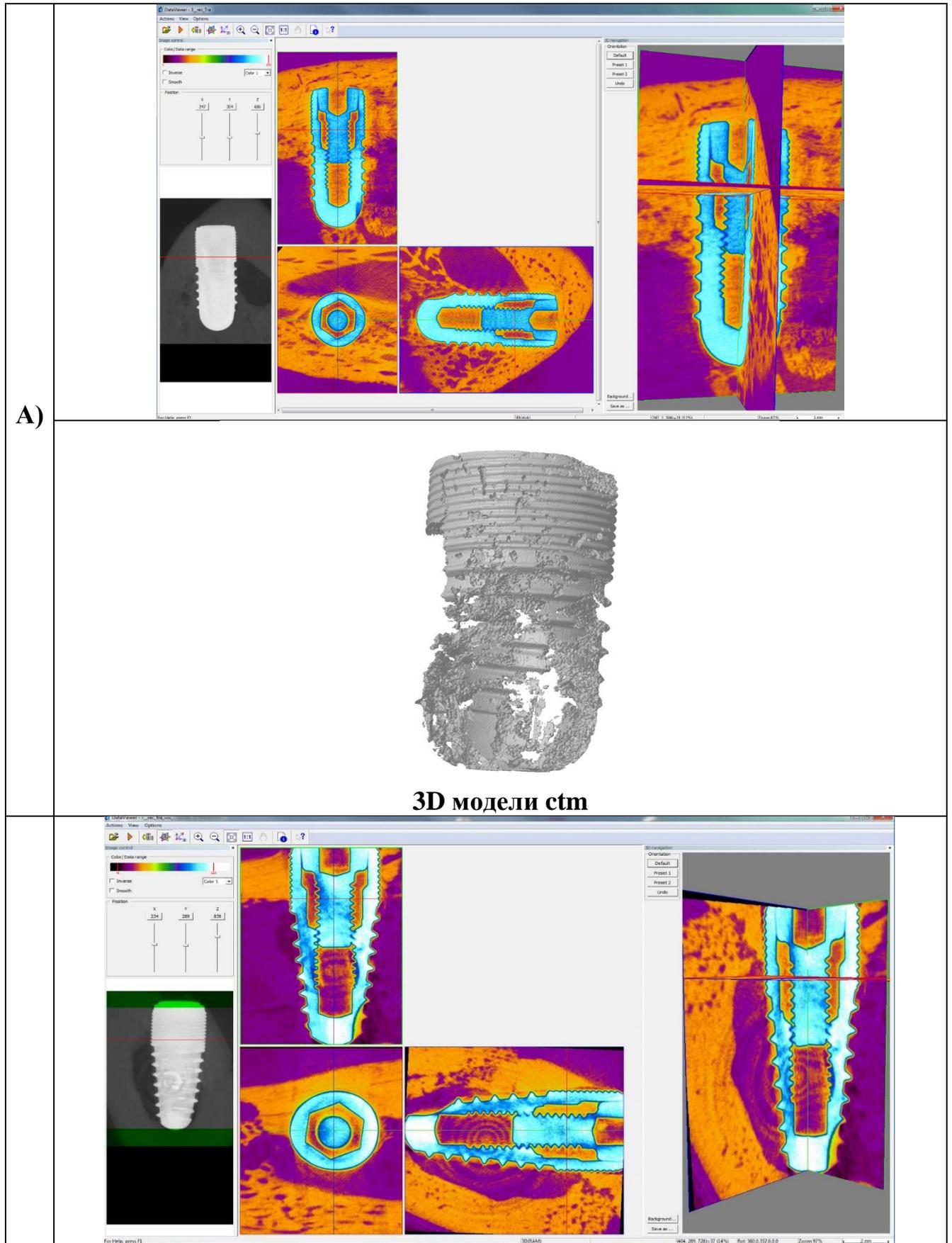
3D модели ctm

Рисунок-3.81-Животное №3 60 дней

А) Контроль: имплантат LICO M 4×10 выполненный из титана BT 1.0

Б) Опыт 2: имплантат LICO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 с

покрытием TiO_2 , выполненное по технологии ALD



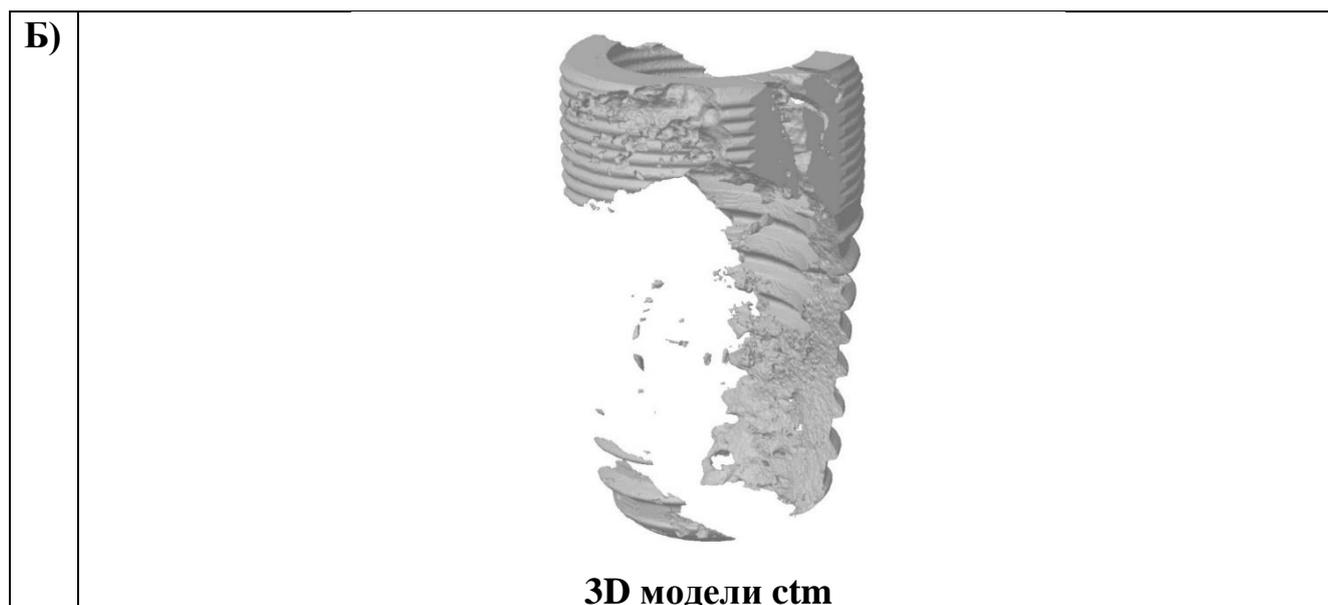


Рисунок-3.82-Животное №4. 60 дней

А) Контроль: имплантат LIKO M 4×10 выполненный из титана BT 1.0

Б) Опыт 2: имплантат LIKO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 с покрытием TiO₂, выполненное по технологии ALD

Таблица 3.13

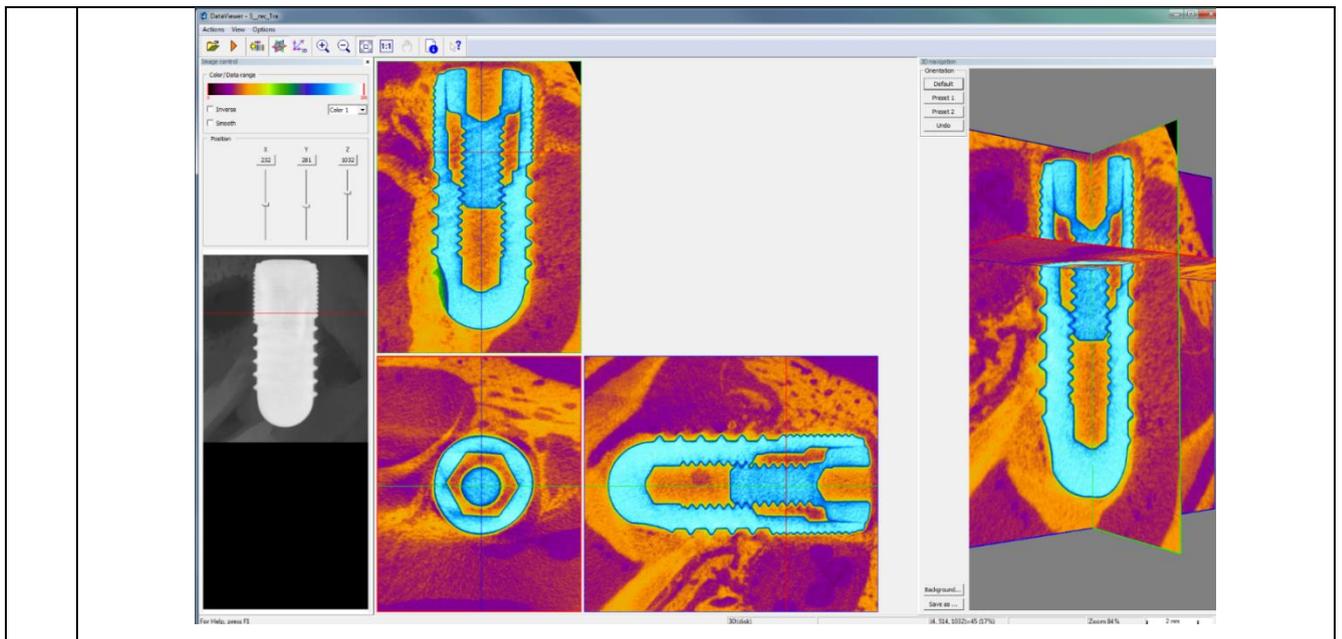
Результат микрофотографического анализа фрагментов нижней челюсти с имплантатами животных, выведенных из эксперимента через 60 дней

Проба	Занимаемый вновь образованной костной тканью объем окружающей имплантат области (≈ 900 мкм от пограничного слоя по всей области имплантата), BV/TV, %	Костно-имплантатный контакт (BIC) имплантата, %
Животное №1 Контроль	8,9	19,3
Животное №1 Опыт 1	14,4	20,8
Животное №2 Контроль	35,3	41,5
Животное №2 Опыт 1	20,0	24,7
Животное №3 Контроль	34,5	40,3
Животное №3 Опыт 2	37,9	43,9
Животное №4 Контроль	43,2	47,2
Животное №4 Опыт 2	31,8	42,7

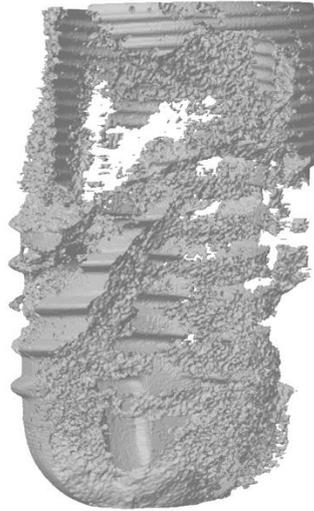
Так, показатели объёма вновь занимаемой костной ткани BV/TV , %, а также костно-имплантатный контакт (BIC) имплантата- %, спустя 60 суток после интеграции конусного имплантата дентального имплантата ЛИКО М-ДГ (ЛИКО DG) 4×10 без покрытия уступали показателям интеграции цилиндрического имплантата ЛИКО М (ЛИКО М) 4×10 , однако разница показателей была не существенной (таблица 3.13), что позволяет говорить о оптимальных показателях остеоинтеграции разработанного конусного имплантата спустя 2 месяца после оперативного вмешательства.

При повторном сравнении показателей остеоинтеграции на 120 сутки после оперативного вмешательства у животных под номерами 5,6,7,8 (рисунки 3.83-3.86) также сопоставляли значения BV/TV , % и BIC имплантата- % (таблица 3.14).

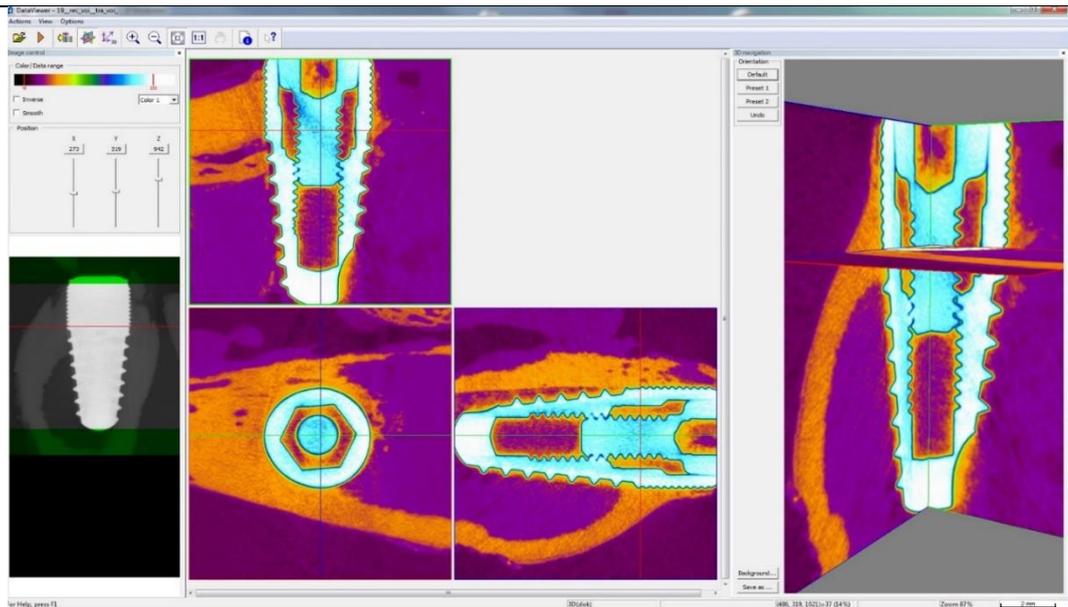
Так, на представленных ниже рисунках (рис 3.85-3.86) отчётливо заметна разница между костно-имплантным контактом и вновь занимаемой костной тканью у животных под № 7 и № 8, где показатели превосходили полученные значения контрольных образцов.



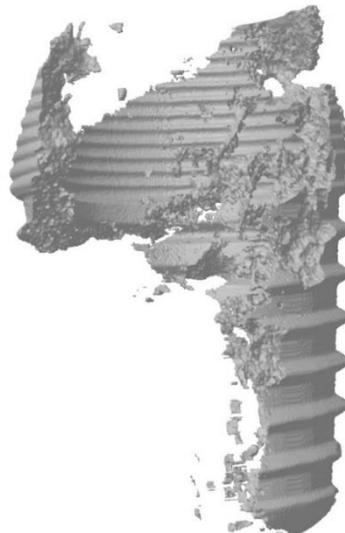
A)



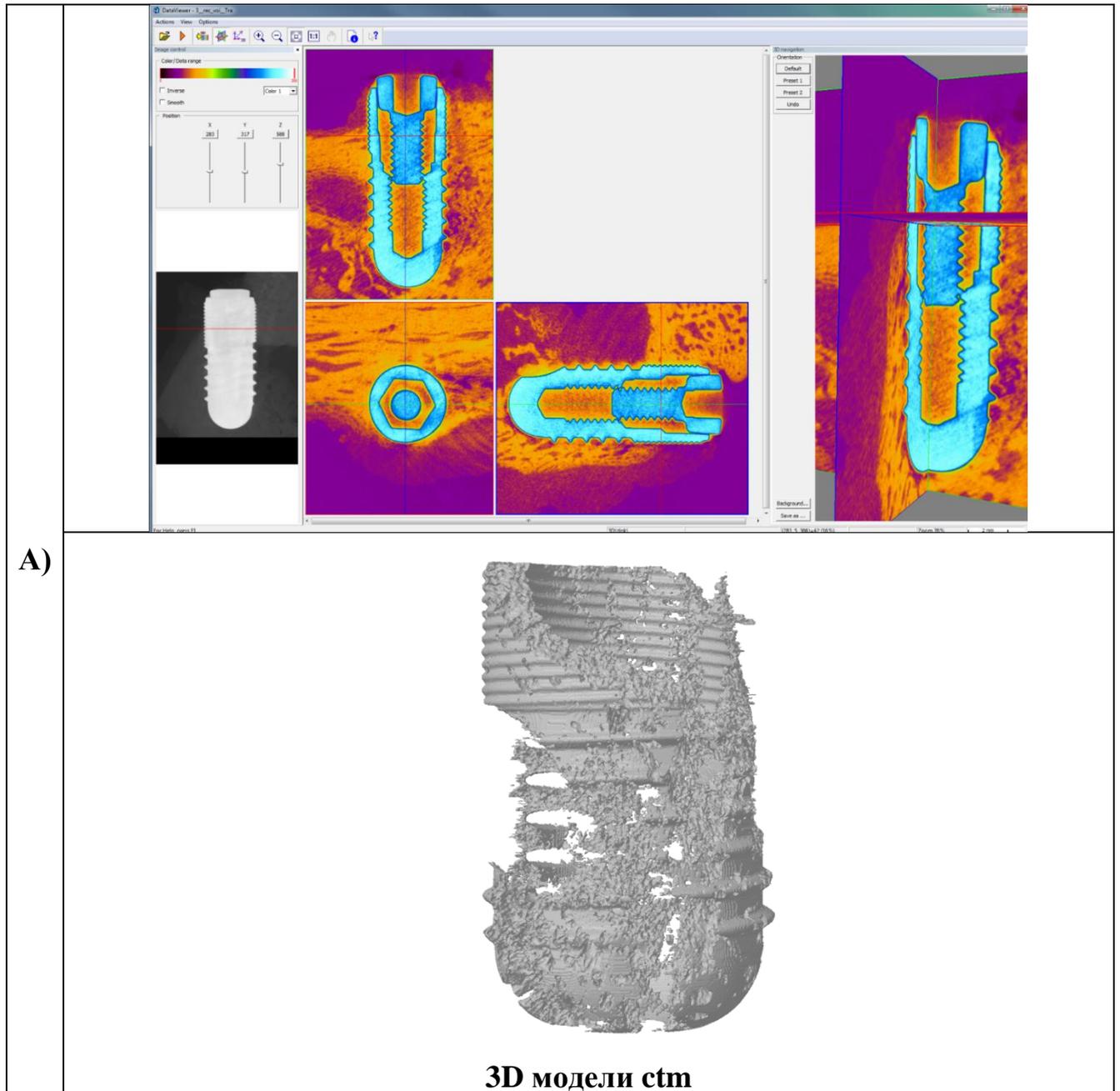
3D модели ctm



Б)



3D модели ctm

Рисунок-3.83-Животное №5. 120 дней**А) Контроль: имплантат LIKO M 4×10 выполненный из титана BT 1.0****Б) Опыт 1: имплантат LIKO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 без покрытия**

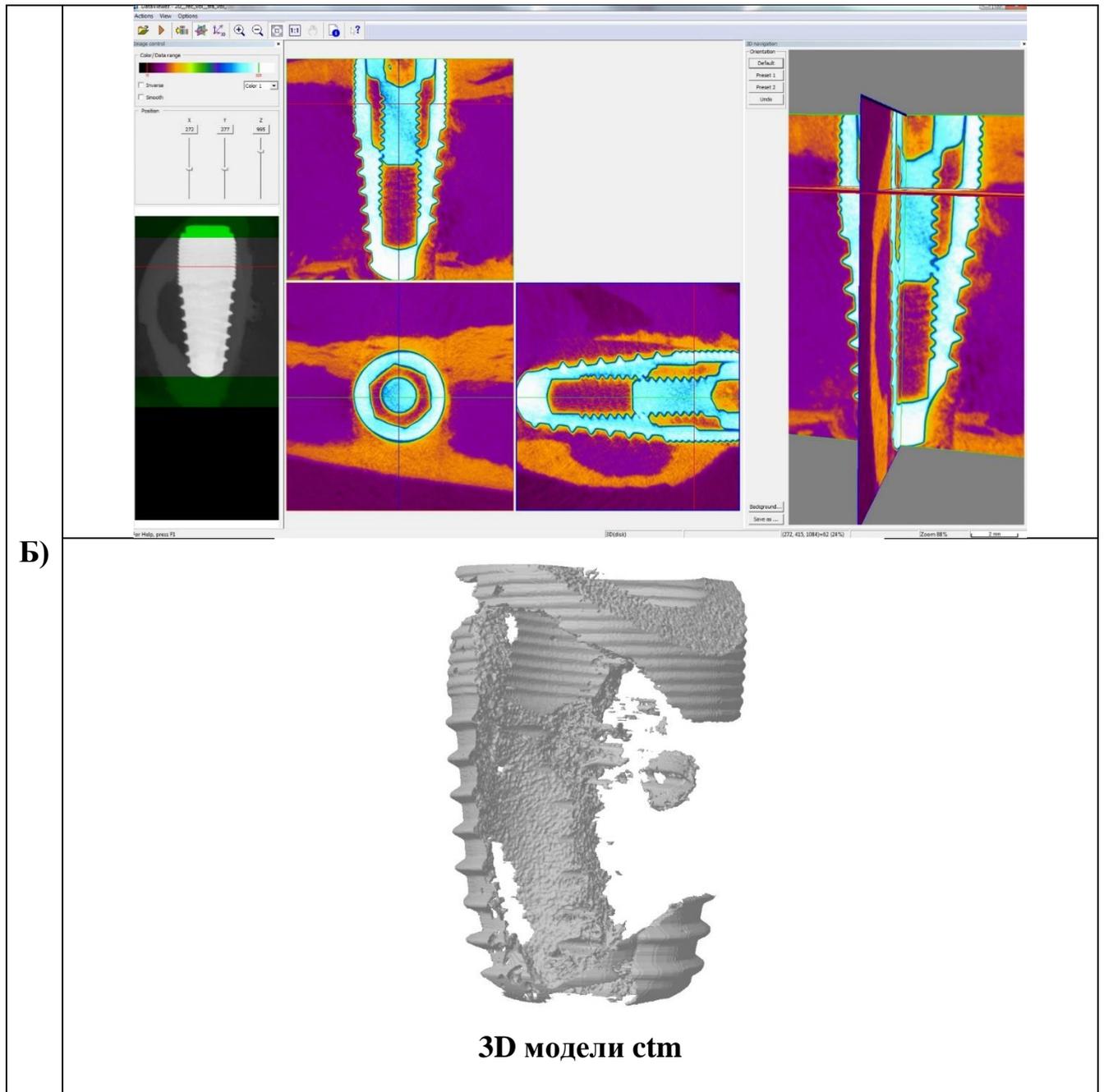
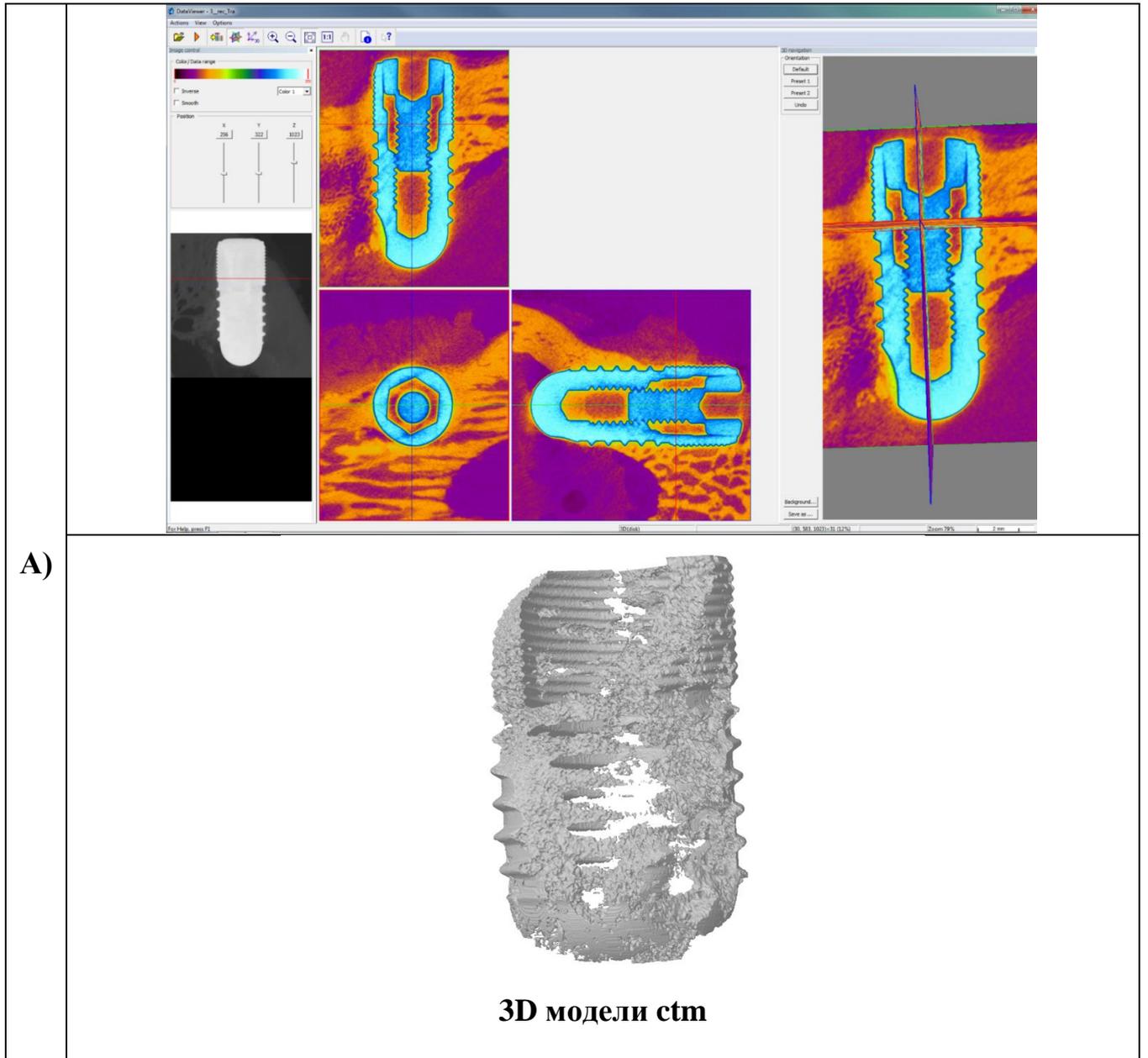
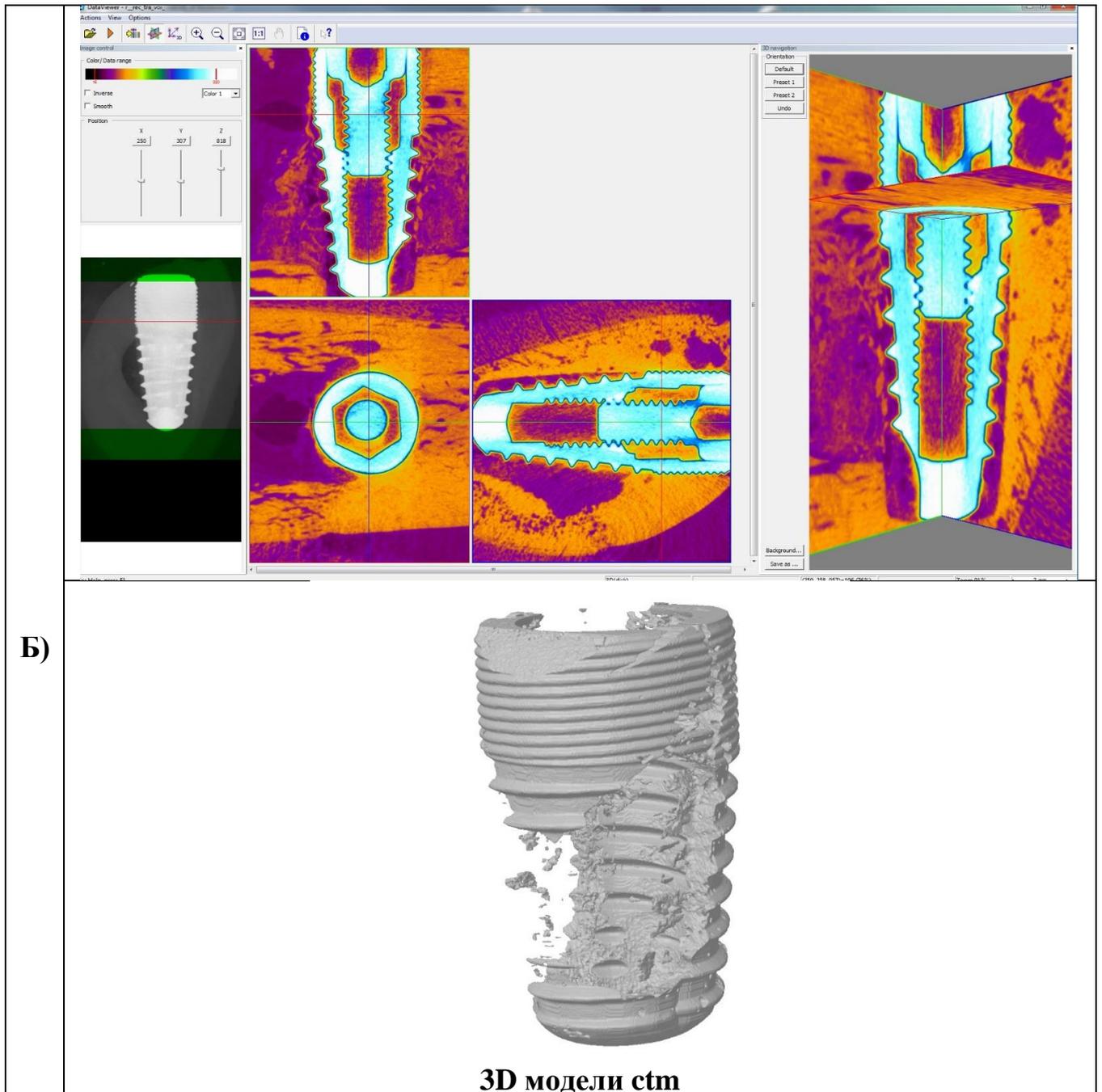


Рисунок-3.84-Животное №6. 120 дней

А) Контроль: имплантат LIKO M 4×10 выполненный из титана BT 1-0

Б) Опыт 1: имплантат LIKO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 без покрытия





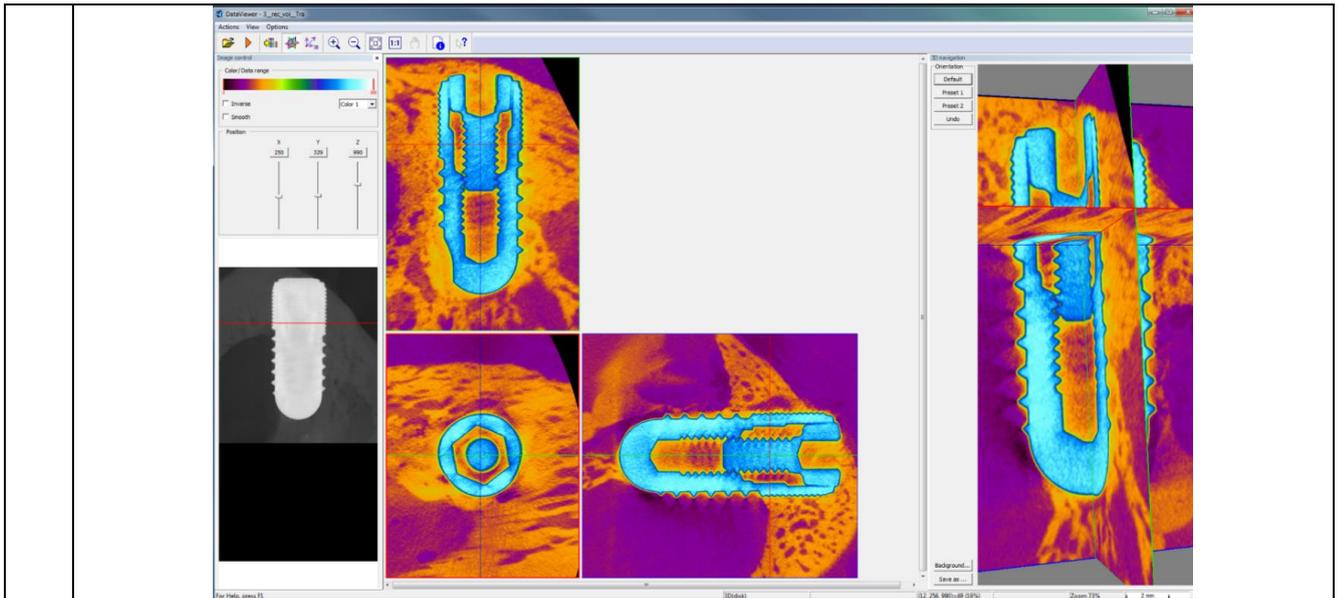
Б)

3D модели ctm

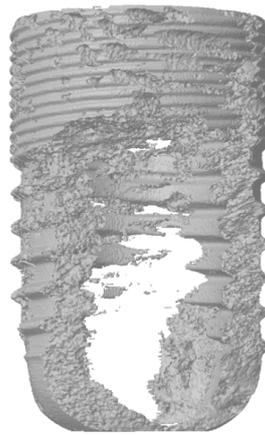
Рис.-3.85-Животное №7. 120 дней

А) Контроль: имплантат LIKO M 4×10 выполненный из титана BT 1-0

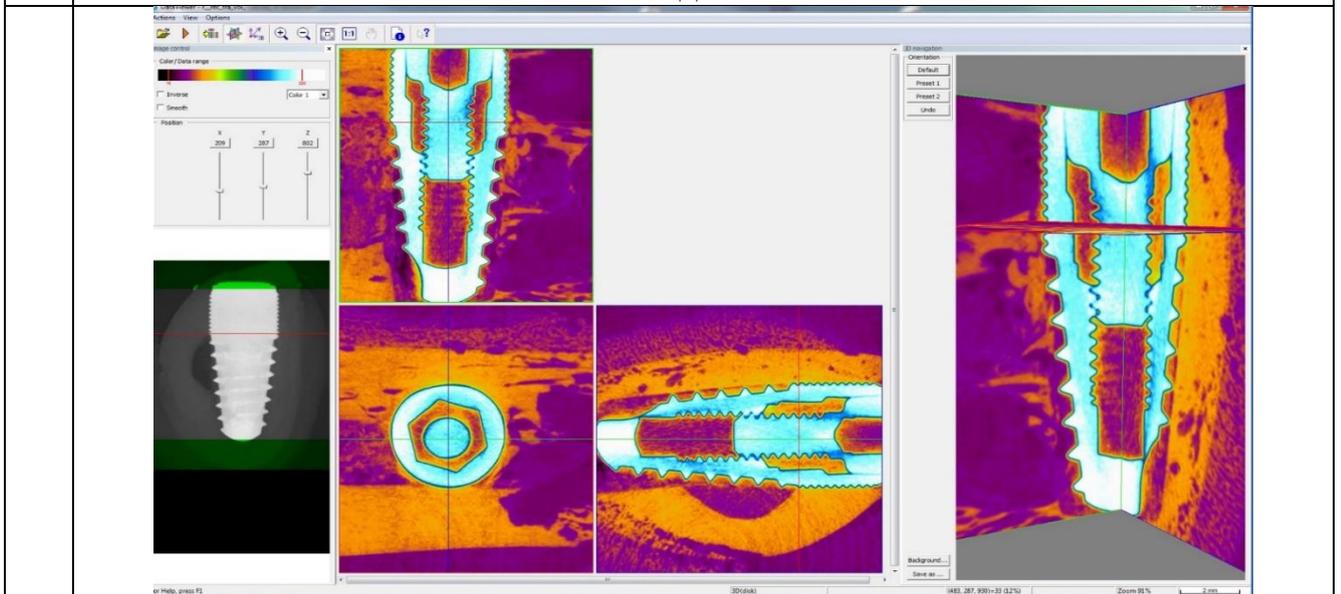
Б) Опыт 2: имплантат LIKO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 с покрытием TiO_2 , выполненное по технологии ALD



A)



3D модели ctm



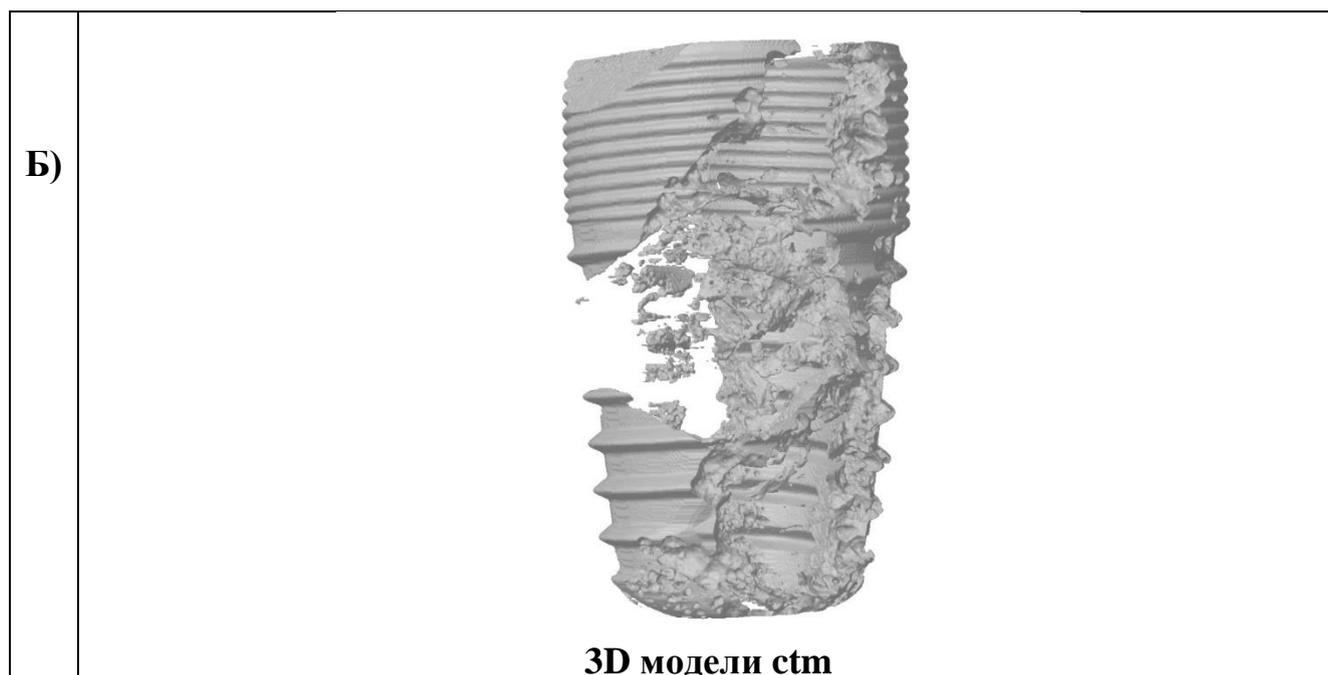


Рис.-3.86-Животное №8. 120 дней

А) Контроль: имплантат LIKO M 4×10 выполненный из титана BT 1.0

Б) Опыт 2: имплантат LIKO DG 4×10, выполненный из титанового сплава BT-6 с покрытием TiO₂, выполненное по технологии ALD

Таблица 3.14

Результат микротомографического анализа фрагментов нижней челюсти с имплантатами животных, выведенных из эксперимента через 60 дней

Проба	Занимаемый вновь образованной костной тканью объем окружающей имплантат области (≈ 900 мкм от пограничного слоя по всей области имплантата), BV/TV, %	Костно-имплантатный контакт (BIC) имплантата, %
Животное №5 Контроль	36,6	54,4
Животное №5 Опыт 1	32,9	42,4
Животное №6 Контроль	38,2	52,1
Животное №6 Опыт 1	32,6	49,8
Животное №7 Контроль	34,9	54,0
Животное №7 Опыт 2	46,9	46,2
Животное №8 Контроль	42,9	48,2
Животное №8	52,6	52,4

Опыт 2		
--------	--	--

Для подтверждения результатов и исключения влияния характеристик животных, была определена разница параметров между опытным и контрольным образцом для каждого животного.

Произвели сравнение исследуемых характеристик для опыта 1 и опыта 2 (Рисунок 3.87 и Рисунок 3.88).

Результаты, полученные в опыте 1, обладают худшими характеристиками, чем в опыте 2. Статистически это различие не подтверждается, ввиду недостаточно большой выборки данных.

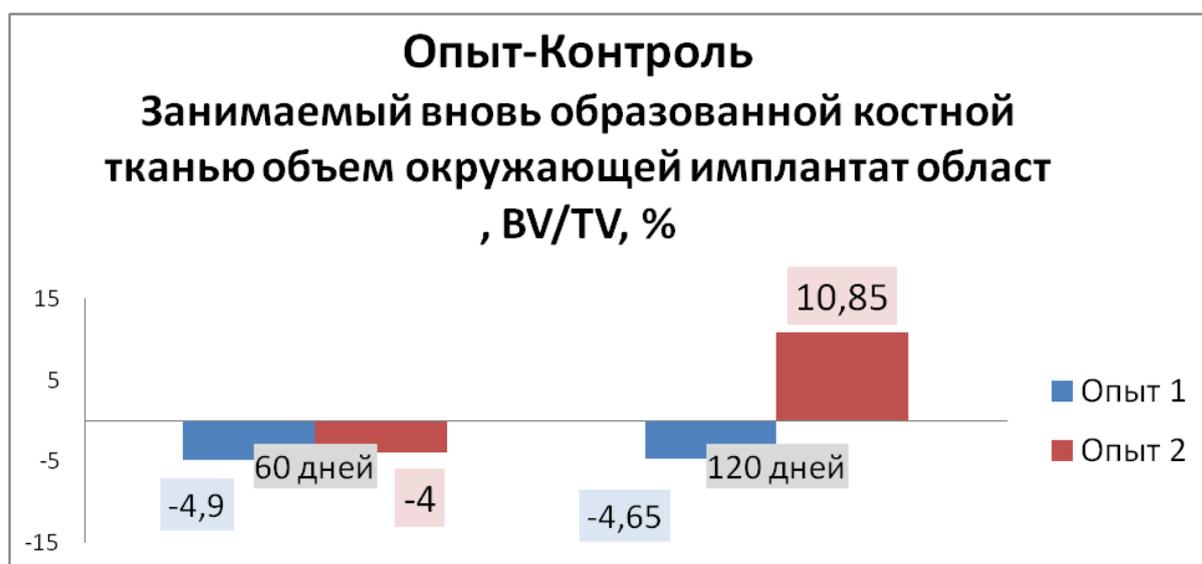


Рисунок 3.87 – Разница BV/TV между опытным и контрольным образцами для каждого животного. Критерий Манна-Уитни: для 60 дней, p-Value=1,0; для 120 дней, p-Value=0,2453. Так как p-Value>0.05 различие между «опыт 1» и «опыт 2» не является статистически значимым.

Для определения разницы в параметрах костно-имплантантного контакта был определён уровень статистической разницы между опытным и контрольным образцами на 60 и 120 сутки после интеграции дентального имплантата, так, на основании критерия Манна-Уитни как спустя 60 так и спустя 120 сутки p-Value был равен 0,6985, в результате чего следует сказать о отсутствии статистической разницы(рис.3.88).

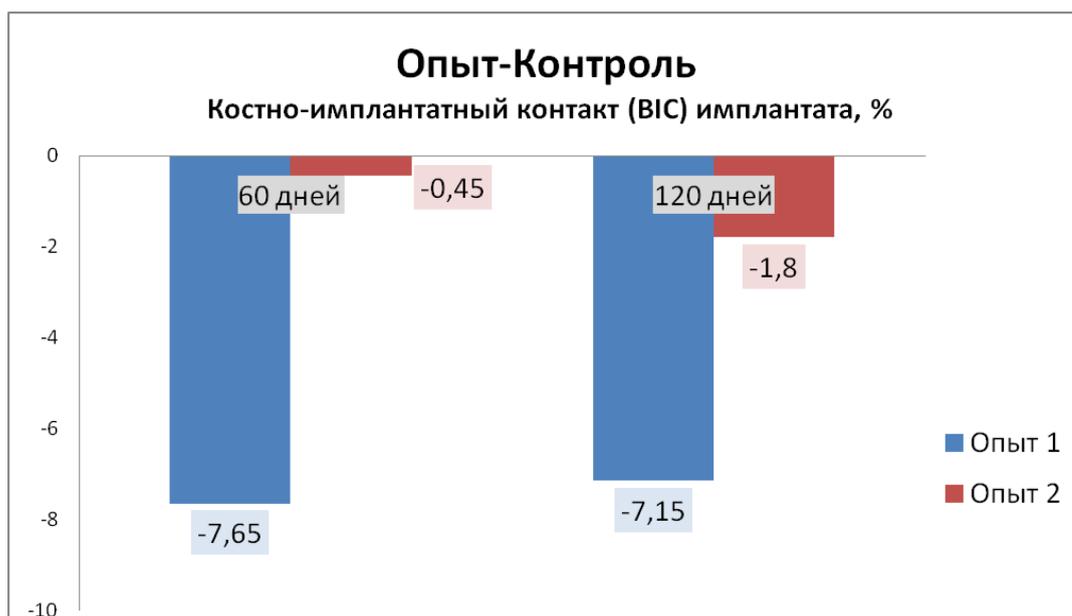


Рисунок 3.88 – Разница параметра ВКС между опытными и контрольными образцами для каждого животного. Критерий Манна-Уитни: для 60 дней, $p\text{-Value}=0,6985$; для 120 дней, $p\text{-Value}=0,6985$. Так как $p\text{-Value}>0.05$ различие между «опыт 1» и «опыт 2» не является статистически значимым.

Объём занимаемой вновь образованной костной ткани, окружающей имплантат, позволил вывести несоответствие среди средних значений в процентном соотношении $BV/TV, \%$ контрольных и опытных образцов, так на 120 сутки показатели для опытных образцов (опыт 2) превалировали над значениями контрольных образцов (рисунок 3.89).

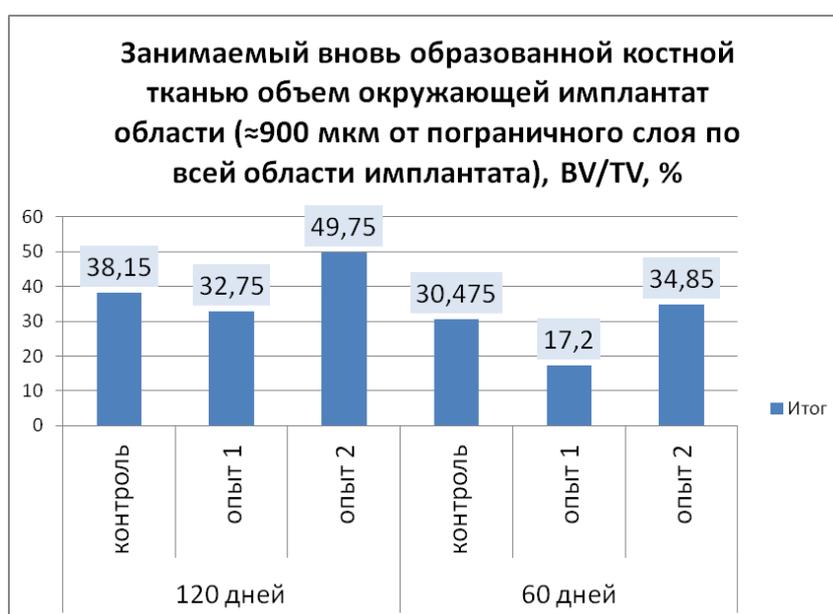


Рисунок 3.89 – влияние опытной работы на объем вновь образованной костной тканию объем окружающей имплант области

Определение средних процентных соотношений костно-имплантантного контакта ВИС, контрольных и опытных образцов, позволяет сопоставить значения о влиянии дифференцированной оценки интеграции дентальных имплантатов спустя 60 и 120 суток после операции. Принимая во внимание, значения для опытных образцов превосходят значения контрольных на 60 сутки, на ряду с этим на 120 сутки показатели опытных образцов относительно ниже контрольных образцов(рис.3.90).

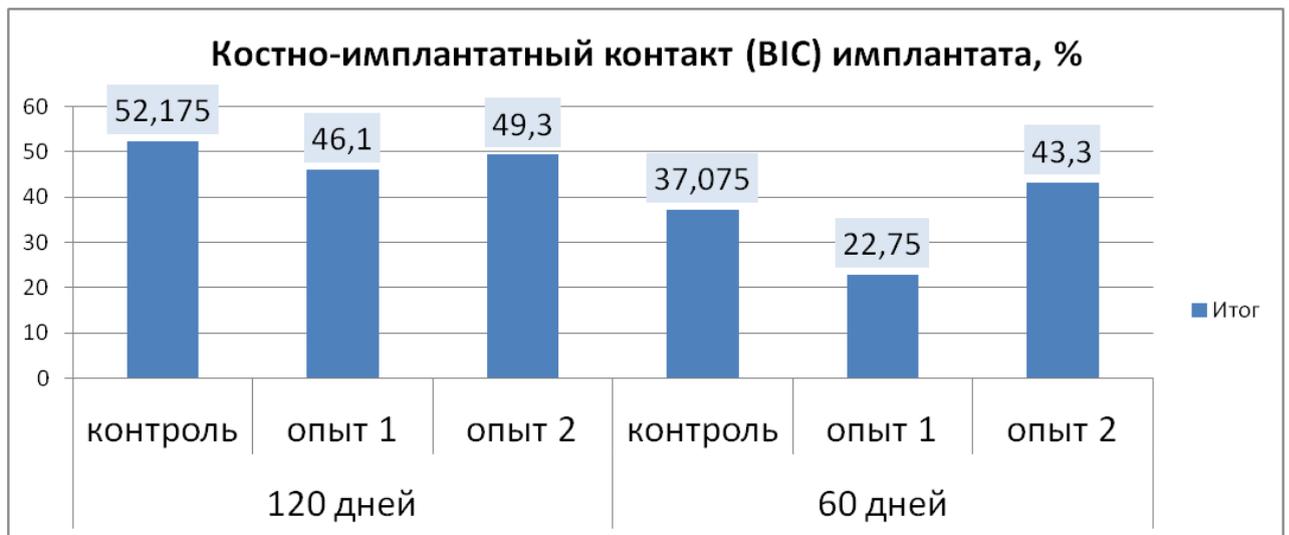


Рисунок 3.90 – влияние опытной работы на Костно-имплантантный контакт (ВИС) имплантата, %

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

При определении конфигурации и формы дентального имплантата особое внимание уделялось макроструктуре имплантата, у которой имелись свои особенности так, на поверхности губчатой части имелась неагрессивная макрорезьба, что предварительно позволяет сказать о снижении травматичности в сравнении с имеющимся имплантатом ЛИКО М ЭВОЛЮШН.

Именно данное свойство резьбы позволяет избежать сильного точечного напряжения в кости, прилегающей к поверхностям ниток резьбы.

Конусная форма идеально подходит под геометрию фрез, используемых для формирования костного ложе под имплантат, что тоже позволяет обеспечить снижение поверхностных напряжений, а также является наиболее эффективной в костной ткани типа D2-D3, что подтверждается результатами статистического и нейросетевого анализов.

Сравнительный анализ статической прочности имплантатов марок ЛИКО М 4×10 и ЛИКО М ДГ 4×10 позволил сделать следующие выводы: – процесс нагружения имплантата рассматривается как двухстадийный (первый этап – предварительная затяжка винта, второй – приложение нагрузки); – в процессе нагружения имплантата уровень его нагруженности меняется нелинейно – высокий уровень нагруженности формируется на первом этапе нагружения, на втором этапе происходит перераспределение напряжений; – основным отличием напряженно-деформированного состояния блока костной ткани и деталей имплантата, которое было определено в результате упругопластического расчета, является меньший уровень максимальных напряжений возникающих, как на этапе затяжки винта, так и на этапе приложения нагрузки.

Что объясняется меньшим сопротивлением материала деформированию в силу неоднородного распределения напряжений по объему деталей имплантата, значения коэффициентов запаса прочности тел имплантатов марок ЛИКО М 4×10 и ЛИКО М ДГ 4×10.

Полученное в результате расчета напряженно-деформированного состояния значение коэффициента запаса прочности тела имплантата марки ЛИКО М ДГ 4×10 (0,782) превышает значение коэффициента запаса прочности тела имплантата марки ЛИКО DG 4×10 (0,287), что свидетельствует о том, что имплантат марки ЛИКО М-ДГ 4×10 обладает большей статической прочностью, чем имплантат марки ЛИКО М 4×10 за счёт применения высоколегированного сплава титана.

Вследствие чего использование высокопрочных сплавов титана позволяет решить проблему сниженной прочности из-за изменения геометрии имплантата.

Также полученные результаты свидетельствуют, что показатели остеоинтеграции у животных, которым устанавливались имплантаты, выполненные из титанового сплава ВТ-6 без покрытия (Опыт 1), были значительно хуже, чем у животных контрольной группы, которым устанавливались имплантаты, выполненные из химически чистого титана ВТ 1-0 и имеющие заводскую обработку поверхности.

В опытной группе 2 куда, вошли животные, которым в области премоляров устанавливались имплантат ЛИКО М-ДГ 4×10, выполненный из титанового сплава ВТ-6 с покрытием TiO_2 , выполненное по технологии ALD уровень остеоинтеграции статистически не отличался от контрольной группы.

В результате чего удалось установить, что изменение формы влияет на прочностные характеристики имплантата, в связи с чем данный имплантат изготавливали из легированного сплава титана ВТ 6, а для повышения биосовместимости нанесли на поверхность данного материала биопротекторный вид покрытия (наноструктурирование титановой поверхности диоксидом титана).

В связи с чем повышение биосовместимости высокопрочных сплавов титана обусловлено видоизменением поверхности внутрикостной части стоматологического внутрикостного имплантата конусной формы при помощи метода атомно-слоевого осаждения.

ВЫВОДЫ

1. На основании результатов статистического и нейросетевого анализов мультицентрового исследования остеоинтеграции дентальных имплантатов следует отметить, что остеогенный потенциал напрямую взаимосвязан с выбранной формой дентального имплантата и характеристиками костной ткани пациентов.
2. При сравнительной оценке напряженно-деформированного состояния (НДС) и статической прочности имплантатов двух марок ЛИКО М 4×10 и ЛИКО М-ДГ 4×10 учитывались параметры, связанные с тем, что имплантаты отличались конструкцией (формой) тела имплантата и маркой материала (механическими свойствами), из которого они изготовлены. Эти различия привели к изменению НДС всей конструкции и, следовательно, к изменению статической прочности имплантата марки ЛИКО М-ДГ 4×10 по отношению к имплантату марки ЛИКО М 4×10, что свидетельствует о компенсации утраченной прочности при изменении геометрии имплантата за счёт высоколегированного сплава титана.
3. При оценке усталостной прочности максимальные значения при статической нагрузке у конусных дентальных имплантатов без покрытия и с ним составили 610Н и 630Н, а при циклической нагрузке 14131 и 14614 циклов соответственно, что сравнительно выше показателей цилиндрического имплантата, и позволяет говорить о высоких прочностных характеристиках.
4. Остеогенный потенциал дентальных имплантатов оценивался по уровню вновь занимаемой костной ткани BV/TV и костно-имплантатному контакту (ВКС) и показал оптимальные показатели в случае модификации поверхности дентального имплантата из высоколегированного сплава титана в пределах от 34,85%(60 сутки) до 49,75% (120 сутки) в случае с занимаемым объемом и 43,3%(60 сутки) и 49,3%(120 сутки) при костно-имплантатном контакте, что превалировало над показателями конусных имплантатов без покрытия и в ряде случаев было сопоставимо с цилиндрическими.

5. Применение дентального имплантата конусной формы из высоколегированного сплава титана может быть рекомендовано при 2 и 3 типах костной ткани и атрофии альвеолярного гребня 2-3 степени.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При разработке новых внутрикостных дентальных имплантатов рационально проводить комплексное исследование их напряженно-деформированного состояния с оценкой их остеогенного потенциала, во многом это позволяет оптимизировать прочностные характеристики будущего изделия и персонафицировать подбор дентального имплантата исходя из состояния костного ложа.
2. Клинически ориентированная тактика выбора оптимальной формы дентального имплантата исходя из характеристик костной ткани позволит минимизировать количество отдалённых осложнений, возникающих вследствие неполноценной остеоинтеграции.
3. Применение нейросетевого анализа позволяет оптимизировать процесс подбора клинически эффективных дентальных имплантатов, учитывая все имеющиеся характеристики пациента на основании ранее проведенных операций дентальной имплантации.
4. При выборе дентальных имплантатов для клинического использования рекомендуется применять конусные имплантаты из высокопрочных сплавов титана (ВТ 6 ВТ 1.0), с наноструктурированием поверхности для повышения биосовместимости медицинского изделия.
5. Использование конусных дентальных имплантатов ЛИКО М ДГ является клинически эффективным вариантом лечения при D2, D3, D4 плотности костной ткани у пациентов.
6. Наноструктурирование поверхности дентального имплантата, изготовленного из высоколегированного сплава титана позволяет минимизировать токсичное действие необработанного титана и как следствие уменьшить количество осложнений.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

МСК – мезенхимальные стволовые клетки

КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография

БАВ – биологически активные вещества

ИИ – искусственный интеллект

НДС – напряженно-деформированное состояние

МКЭ – метод конечных элементов

ЧЛО – челюстно-лицевая область

СПИСОК ЛИТЕРАТУРНЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Биосовместимость и костная интеграция титановых имплантатов различной пористости с кальций-фосфатным покрытием и без покрытия / А. А. Корыткин, Н. Ю. Орлинская, Я. С. Новикова [и др.] // *Соврем. технологии в медицине*. - 2021. - Т. 13, № 2. - С. 52-58.
2. Борисов, А. Г. Влияние направления сил жевательной нагрузки на опорные ткани при протезировании больных с применением имплантатов : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Борисов Александр Геннадьевич. - Москва, 2002. - 27 с.
3. Влияние макро- и микроструктуры поверхности имплантатов на процессы остеоинтеграции и стабилизации / П. Г. Гришин, Е. А. Калининкова, Ф. З. Савранский [и др.] // *Вят. мед. вестн.* - 2020. - № 4 (68). - С. 44-48.
4. Гистоморфологические исследования взаимоотношений костной ткани и дентальным имплантатом / А. В. Волков, А. А. Кулаков, В. А. Бадалян [и др.] // *Биомедицина*. - 2012. - № 4. - С. 96-100.
5. Григорьян, А. С. Морфологическое исследование механизмов остеоинтеграции внутриоссальных титановых имплантатов / А. С. Григорьян, М. Р. Филонов, А. К. Топоркова // *Арх. патологии*. - 2008. - № 3. - С. 36-37.
6. Дашевский, И. Н. Влияние характеристик резьбы на первичную стабильность дентальных имплантатов / И. Н. Дашевский, П. С. Шушпанников // *Рос. журн. биомеханики*. - 2018. - Т. 22, № 3 (81). - С. 361-378.
7. Дентальная имплантология: хирургические этапы дентальной имплантации : учеб. пособие / А. А. Долгалев, С. Ю. Иванов, К. С. Гандылян [и др.] - Ставрополь : Изд-во СтГМУ, 2018. - 147 с.
8. Должиков, А. А. Обоснование выбора экспериментальной модели в биомедицинских исследованиях имплантатов. Обзор литературы / А. А. Должиков, И. Н. Должикова, О. А. Шевченко // *Экспериментальные и теоретические*

исследования в XXI веке: проблемы и перспективы развития : материалы XIII Всерос. науч.-практ. конф., Ростов-на-Дону, 31 мая 2018 года : в 3-х ч. - Ростов-на-Дону : Изд-во Южного ун-та (ИУБиП), 2018. - Ч. 2. - С. 15-30.

9. Ейсмунд, А. П. Особенности структурнофункциональных свойств костной ткани у больных с дентальной имплантацией / А. П. Ейсмунд // Дентал. имплантология и хирургия. - 2015. - № 3 (20). - С. 80-83.

10. Журули, Г. Н. Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование) : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Журули Георгий Нугзарович. - Москва, 2010. - 43 с.

11. Жусев, А. И. Дентальная имплантация. Критерии успеха / А. И. Жусев, А. Ю. Ремов. - Москва : Изд. Центр дентал. имплантации - 2004. - 224 с.

12. Загорский, В. А. Морфология костной ткани при дентальной имплантации : учеб.-метод. пособие / В. А. Загорский. - Москва : Либри Плюс, 2017. - 33 с.

13. Зекий, А. О. Оптимизация контроля остеоинтеграции при лечении и профилактике осложнений у пациентов с несъемными конструкциями с опорой на дентальные имплантаты : специальность 14.01.14 "Стоматология" : дис. ... д-ра мед. наук / Зекий Ангелина Олеговна. - Москва, 2018. - 259 с.

14. Иванов, С. Ю. Основы дентальной имплантологии : учеб. пособие / С. Ю. Иванов, [И. Ю. Петров](#), [А. А. Мураев](#). - Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2017. - 152 с.

15. Иванов, С. Ю. Реконструктивная хирургия альвеолярной кости / С. Ю. Иванов, А. А. Мураев, Н. Ф. Ямуркова. - Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2016. - 360 с.

16. Искусственные нейронные сети в лучевой диагностике, в стоматологии и в челюстно-лицевой хирургии (обзор литературы) / А. А. Мураев, Н. А. Гусейнов, П. А. Цай [и др.] // Клинич. стоматология. - 2020. - № 3 (95). - С. 72-80.

17. Использование компьютерных технологий для анализа ошибок и осложнений дентальной имплантации / И. Ю. Петров, А. И. Петров, Ю. А. Ипполитов, Л. В. Бут // Вестн. новых мед. технологий. Электрон. издание. - 2014. - № 1. - С. 174.

18. Использование метода математического моделирования напряженно-деформированного состояния костной ткани при дентальной имплантации (литературный обзор) / Ф. З. Савранский, П. О. Гришин, Е. Н. Кушнир [и др.] // Современ. ортопедич. стоматология. - 2018. - № 30. - С. 30-33.

19. Исследование наноструктурированных поверхностей имплантатов сплава ВТ-6 in vivo / В. И. Зеленский, Ал. Ал. Долгалев, Д. С.-А. Елдашев, У. Э. Ешкуллов // Мед. алфавит. - 2020. - № 12. - С. 12-14.

20. Канатов, В. А. Ортопедическое лечение больных с дефектами зубных рядов с применением математического моделирования протезных конструкций на имплантатах : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Канатов Валерий Александрович. - Москва, 1991. - 25 с.

21. Клиническое значение уровней минеральной плотности челюстных костей при планировании дентальной имплантации / И. Ю. Писаревский, И. И. Бородулина, Ю. Л. Писаревский, А. Б. Сарафанова // Дальневосточ. мед. журн. - 2012. - № 3. - С. 54-56.

22. Краткий обзор доклада об исследовании поверхностей 62 моделей имплантатов различных производителей / под ред. А. И. Ушакова // Проблемы стоматологии. - 2014. - № 5. - С. 4-10.

23. Кузьмин, И. Э. Оценка изменения объема костной ткани челюстей с помощью компьютерных технологий / И. Э. Кузьмин, Е. А. Ивахненко // Изв. Рос. военно-мед. акад. - 2022. - Т. 41, № S2. - С. 239-244.

24. Кулаков, А. А. Влияние различных способов модификации поверхности дентальных имплантатов на их интеграционный потенциал / А. А. Кулаков, А. С. Григорьян, А. В. Архипов // Стоматология. - 2012. - № 6. - С. 75-77.

25. Кулаков, А. А. Факторы, влияющие на остеоинтеграцию и применение ранней функциональной нагрузки для сокращения сроков лечения при дентальной имплантации / А. А. Кулаков, А. С. Каспаров, Д. А. Порфенчук // Стоматология. - 2019. - Т. 98, № 4. - С. 107-115.

26. Мальгинов, Н. Н. Повышение эффективности остеоинтеграции титановых дентальных имплантатов путем оптимизации их формы, структуры поверхности и применения клеточных технологий в эксперименте : специальность 14.01.14 "Стоматология" : дис. ... д-ра мед. наук / Мальгинов Николай Николаевич. – Москва, 2011. – 125 с.

27. Монаков, Д. В. Построение математической модели напряженно-деформируемого состояния челюсти при проведении дентальной имплантации в условиях дефицита костной ткани / Д. В. Монаков // Изв. Самар. науч. центра РАН. - 2014. - Т. 16, № 5 (4). - С. 1412-1414.

28. Нестеров, А. А. Классификация дентальных имплантатов / А. А. Нестеров, И. Н. Востриков, С. А. Батыров // Дентал. имплантология и хирургия. - 2016. - № 2 (23). - С. 104-113.

29. Обработка КЛКТ-данных искусственным интеллектом при диагностике кариеса и его осложнений / З. С. Хабазе, И. М. Макеева, О. С. Морданов, Д. А. Назарова // Проблемы стоматологии. - 2022. - Т. 18, № 1. - С. 78-86.

30. Остеоинтеграция дентальных имплантатов с различным профилем поверхности / С. В. Сирак, М. Г. Перикова, Л. А. Григорьянц [и др.] // Стоматолог. - 2019. - № 2 (33). - С. 56-59.

31. Оценка остеоинтеграции методом резонансно-частотного анализа у пациентов с различной минеральной плотностью костной ткани (клинические и

биомеханические аспекты): проспективное исследование / А. Р. Агазаде, Р. Р. Агазаде, М. А. Амхадова, Е. В. Иванова // Рос. мед. журн. - 2022. - Т. 28, № 2. - С. 133-140.

32. Оценка цитокинового профиля у пациентов до и после дентальной имплантации / Ю. В. Югай, В. Е. Толмачев, Е. В. Маркелова, А. А. Голицына // Тихоокеан. мед. журн. – 2013. – № 1 (51). – С. 31-33.

33. Параскевич, В. Л. Дентальная имплантология / В. Л. Параскевич. - 3-е изд. - Москва : МИА, 2011. - 400 с.

34. Параскевич, В. Л. Разработка системы дентальных имплантатов для реабилитации больных с полным отсутствием зубов : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / В. Л. Параскевич. - Москва, 2008. - 46 с.

35. Перельмутер, М. Н. Исследование напряженно-деформированного состояния стоматологических имплантатов методом граничных интегральных уравнений / М. Н. Перельмутер // Вестн. Перм. нац. исслед. политех. ун-та. Механика. - 2018. - № 2. - С. 83-95.

36. Повстянко, Ю. А. Сравнительное исследование современных дентальных имплантатов: экспериментально-клинические и технологические аспекты : специальность 14.01.14 "Стоматология" : дис. ... канд. мед. наук / Повстянко Юрий Александрович. - Москва, 2018. - 157 с.

37. Полупан, П. В. Применение одноэтапных дентальных имплантатов в лечении больных с дефектами зубных рядов и атрофией альвеолярных отростков челюстей : специальность 14.01.14 "Стоматология" : автореф.т дис. ... канд. мед. наук / Полупан Павел Витальевич. - Москва, 2017. - 22 с.

38. Практическая дентальная имплантология : рук. / И. У. Мушеев, В. Н. Олесова, О. З. Фромович, О. З. Фромович. – 2-е доп. изд. – Москва : Локус Станди, 2008. - 497 с.

39. Применение метода конечных элементов в стоматологии (обзор литературных источников) / В. М. Семенюк, И. Н. Путалова, А. В. Артюхов [и др.] // МСМ. - 2002. - № 9. - С. 113-123.

40. Применение нейронной сети для морфологической оценки ремоделирования ревааскуляризованного аутотрансплантата на этапе дентальной имплантации дефектов челюстей / Г. Н. Берченко, Т. В. Брайловская, Н. В. Федосова, З. А. Тангиева // Пародонтология. - 2021. - Т. 26, № 3. - С. 188-196.

41. Прошкина, Е. Н. Математическая модель оценки влияния имплантатов на костную ткань методом конечных элементов / Е. Н. Прошкина, И. С. Меркульев, К. С. Меркульева // Современные технологии: актуальные вопросы, достижения и инновации : сб. ст. XII Междунар. науч.-практ. конф., Пенза, 23 дек. 2017 г. : в 2-х ч. / под общ. ред. Г. Ю. Гуляева. – Пенза : "Наука и Просвещение" (ИП Гуляев Г.Ю.), 2017. - Ч. 1. - С. 148-151.

42. Ренуар, Ф. Факторы риска в стоматологической имплантологии / Ф. Ренуар, Б. Рангерт. - Москва : Азбука, 2004. - 182 с.

43. Робустова, Т. Г. Имплантация зубов: хирургические аспекты : рук. для врачей / Т. Г. Робустова. - Москва : Медицина, 2003. - 557 с.

44. Сверхупругие безникелевые сплавы титана как материалы для дентальных имплантатов (экспериментальное обоснование) / В. Н. Олесова, Н. А. Узунян, Р. Г. Хафизов [и др.] // Клинич. практика. - 2018. - Т. 9, № 2. - С. 68-73.

45. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2022620809 РФ. База клинических случаев установки и состояния дентальных имплантатов / А. А. Долгалев, П. М. Атапин, С. А. Гуренко [и др.]. - № 2022620469 ; заявл. 16.03.2022 ; опубл. 15.04.2022 ; заявитель ООО «Холомед».

46. Семенов, Е. И. Численный анализ биомеханической системы "костная ткань челюстей-внутрикостный цилиндрический имплантант-несъемная

ортопедическая конструкция" в программе ANSYS / Е. И. Семенов, Н. Г. Сурьянинов // Вестн. стоматологии. - 2011. - № 2 (75). - С. 83-88.

47. Стабильность имплантатов с ранней функциональной нагрузкой / А. А. Кулаков, А. С. Каспаров, Т. К. Хамраев, Д. А. Порфенчук // Клинич. стоматология. - 2019. - № 2 (90). - С. 50-54.

48. Султанов, А. А. Физико-химические свойства имплантатов и их взаимодействие с окружающими тканями и средами полости рта (обзор литературы) / А. А. Султанов, Ю. Ю. Первов, А. К. Яценко // Вят. мед. вестн. - 2019. - № 2 (62). - С. 80-86.

49. Тунева, Н. А. Проблемы дентальной имплантации / Н. А. Тунева, Н. В. Богачева, Ю. О. Тунева // Вят. мед. вестн. - 2019. - № 2 (62). - С. 86-93.

50. Ушаков, Р. В. Математическое обоснование дентальной имплантации при полной потере зубов / Р. В. Ушаков, В. В. Коркин // Рос. стоматология. - 2016. - Т. 9, № 2. - С. 66.

51. Федосова Н. В. Создание математической модели нейронной сети для морфологической оценки репарации и ремоделирования костного дефекта / Н. В. Федосова Г. Н. Берченко, Д. В. Машошин, // Матем. моделирование. -2021.- Т. 33, № 9. – С. 22-34

52. Физико-химические свойства и остеоинтеграция титановых имплантов с биоактивными кальций-фосфатными покрытиями, полученными детонационным напылением / А. С. Скрябин, П. А. Цыганков, В. Р. Веснин [и др.] // Неорганич. материалы. - 2022. - Т. 58, № 1. - С. 76-82.

53. Фокина, А. А. Анализ способов механической модификации поверхностей дентальных имплантатов / А. А. Фокина // Междунар. студ. науч. вестн. - 2019. - № 5, ч. 2. - С. 46.

54. Шокиров, Ш. Т. Остеопороз В Дентальной Имплантологии. Принципы лечения и профилактики (обзор) / Ш. Т. Шокиров, А. А. Ганиев, М. О. Зайнутдинов // Журн. теоретич. и клинич. медицины. - 2016. - № 4. - С. 160-163.

55. Яблоков, А. Е. Оценка оптической плотности костной ткани при дентальной имплантации / А. Е. Яблоков // Рос. стоматология. - 2019. - Т. 12, № 3. - С. 8-13.

56. A deep learning approach to automatic teeth detection and numbering based on object detection in dental periapical films / H. Chen, K. Zhang, P. Lyu [et al.]. - DOI: [10.1038/s41598-019-40414-y](https://doi.org/10.1038/s41598-019-40414-y) // Sci. Rep. - 2019. - Vol. 9, № 1. - P. 3840.

57. A pilot study of a deep learning approach to submerged primary tooth classification and detection / S. Caliskan, N. Tuloglu, O. Celik [et al.]. - DOI: [10.3290/j.ijcd.b994539](https://doi.org/10.3290/j.ijcd.b994539) // Int. J. Comput. Dent. - 2021. - Vol. 24, № 1. - P. 1-9.

58. A randomized clinical study to compare implant stability and bone loss using early loading protocol in two implant systems with different design / R. Ranabhath, K. Singh, R. Siddharth [et al.]. - DOI: [10.4103/jips.jips_297_20](https://doi.org/10.4103/jips.jips_297_20) // J. Indian Prosthodont. Soc. - 2021. - Vol. 21, № 1. - P. 74-80.

59. Alemayehu, D.-B. Three-Dimensional Finite Element Investigation into Effects of Implant Thread Design and LoadingRate on Stress Distribution in Dental Implants and Anisotropic Bone / D.-B. Alemayehu, Y.-R. Jeng. - DOI: [10.3390/ma14226974](https://doi.org/10.3390/ma14226974) // Materials. - 2021. - Vol. 14, № 22. - P. 6974.

60. Analytical Model for Dental Implant Insertion Torque / Y. Baixuan, I. Ainara, H. Peter, P. Heidi-Lynn. - DOI: [10.1016/j.jmbbm.2022.105223](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105223) // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. - 2022. - Vol. 131. - P. 105223.

61. Argatov, I. A simple mathematical model for the resonance frequency analysis of dental implant stability: Implant clamping quotient / I. Argatov, A. Iantchenko. - DOI: [10.1016/j.mechrescom.2018.12.004](https://doi.org/10.1016/j.mechrescom.2018.12.004) // Mech. Res. Commun. - 2019. - Vol. 95. - P. 67–70.

62. Artificial intelligence in fixed implant prosthodontics: a retrospective study of 106 implant-supported monolithic zirconia crowns inserted in the posterior jaws of 90 patients / H. Lerner, J. Mouhyi, O. Admakin, [F. Mangano](#). - DOI: [10.1186/s12903-020-1062-4](#) // BMC Oral Health. - 2020. - Vol. 20, № 1. - P. 80.

63. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss / A. Insua-Brandariz, A. Monje, H.-L. Wang, R. J. Miron. - DOI: [10.1002/jbm.a.36060](#) // J. Biomed. Materials Res. Part A. - 2017. - Vol. 105, № 7. - P. 2075–2089.

64. Biomechanical Evaluation Of Marginal Bone Loss in The Surrounding Bone Under Different Loading: 3D FE Study.- DOI: [10.1615/IntJMultCompEng.2022043707](#) / A. Ouldyyerou, A. Merdji, L. Aminallah [et al.] // Int. J. Multiscale Comput. Eng. - 2022. - Vol. 20, № 4. - P. 43-56.

65. Bone physiology and metabolism in dental implantology: risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases / W. E. Roberts, K. E. Simmons, L. P. Garetto, R. A. DeCastro. - DOI: [10.1097/00008505-199200110-00002](#) // Implant Dent. - 1992. - Vol. 1, № 1. - P. 11-21.

66. Brignardello-Petersen, R. Osteoporosis may result in a small increase in marginal bone loss around dental implants in osteoporotic women / R. Brignardello-Petersen. - DOI: [10.1016/j.ada.2017.06.034](#) // J. Am. Dent. Assoc. - 2017. - Vol. 148, № 10. - P. e143.

67. Brunski, J. Chapter 4 - Biomedical-Engineering Analyses of Mini Dental Implants / J. Brunski, J. Lemons. - DOI: [10.1016/B978-1-4557-4386-5.00004-X](#) // Mini Dent. Implant. - 2013. - P. 35–56.

68. Caries detection with near-infrared transillumination using deep learning / F. Casalegno, T. Newton, R. Daher [et al.]. - DOI: [10.1177/0022034519871884](#) // J. Dent. Res. - 2019. - Vol. 98, № 11. - P. 1227–1233.

69. Chowdhary, R. On Efficacy of implant thread design for bone stimulation: dis. doctor of medical sciences / R. Chowdhary. - Malmö, 2014. - 84 p.

70. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties / J. W. Kim, S. H. Baek, T. W. Kim, Y. I. Chang. - DOI: [10.2319/0003-3219\(2008\)078\[0692:COBCA\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.2319/0003-3219(2008)078[0692:COBCA]2.0.CO;2) // Angle Orthod. - 2008. - Vol. 78, № 4. - P. 692–698.

71. Dashevskiy, I. N. Dependence of primary stability of dental implant on the direction of the occlusal load / I. N. Dashevskiy, P. S. Shushpannikov // Rus. J. Biomech. - 2019. - Vol. 23, № 3. - P. 391-399.

72. Decision-Making in Implantology - A Cross-Sectional VignetteBased Study to Determine Clinical Treatment Routines for the Edentulous Atrophic Mandible / M. Korsch, W. Walther, B.-P. Robra [et al.]. - DOI: [10.3390/ijerph18041596](https://doi.org/10.3390/ijerph18041596) // Int. J. Environ. Res. Public. Health. - 2021. - Vol. 18, № 4. - P. 1596.

73. Deep learning hybrid method to automatically diagnose periodontal bone loss and stage periodontitis / H. J. Chang, S. J. Lee, T. H. Yong [et al.]. - DOI: [10.1038/s41598-020-64509-z](https://doi.org/10.1038/s41598-020-64509-z) // Sci. Rep. - 2020. - Vol. 10, № 1. - P. 7531.

74. Deep neural networks for dental implant system classification / S. Sukegawa, K. Yoshii, T. Hara [et al.]. - DOI: [10.3390/biom10070984](https://doi.org/10.3390/biom10070984) // Biomolecules. - 2020. - Vol. 10, № 7. - P. 984.

75. Dental implant design and its relationship to load term implant success / J. T. Steigenga, K. F. Al-Shammari, F. F. H. Nociti [et al.]. - DOI: [10.1097/01.id.0000091140.76130.a1](https://doi.org/10.1097/01.id.0000091140.76130.a1) // Implant. Dent. -2003. - Vol. 12, № 4. - P. 306-317.

76. Dental implants in patients with osteoporosis: a systematic review with meta-analysis / F. C. F. L. de Medeiros, G. A. H. Kudo, B. G. Leme [et al.]. - DOI: [10.1016/j.ijom.2017.05.021](https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.05.021) // Int. J. Oral. Maxillofac. Surg. - 2018. - Vol. 47, № 4. - P. 480-491.

77. DeNTNet: Deep Neural Transfer Network for the detection of periodontal bone loss using panoramic dental radiographs / J. Kim, H. S. Lee, I. S. Song, K. H. Jung. - DOI: [10.1038/s41598-019-53758-2](https://doi.org/10.1038/s41598-019-53758-2) // Sci. Rep. - 2019. - Vol. 9, № 1. - P. 17615.

78. Developments, application, and performance of artificial intelligence in dentistry - A systematic review / S B. Khanagar, A. Al-Ehaideb, P. C. Maganur [et al.]. - DOI: [10.1016/j.jds.2020.06.019](https://doi.org/10.1016/j.jds.2020.06.019) // J. Dent. Sci. - 2021. - Vol. 16, № 1. - P. 508-522.

79. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study / H. Lee, M. Jo, I. Sailer, G. Noh. - DOI: [10.1016/j.prosdent.2020.08.042](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.08.042) // [J. Prosthet. Dent.](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.08.042) - 2022. Vol.128, № 4. - P. 716-728.

80. El-Anwar, M. 3D Finite Element Study on: Bar Splinted Implants Supporting Partial Denture in the Reconstructed Mandible / M. El-Anwar, R. Ghali, M. Aboelnagga. - DOI: [10.3889/oamjms.2016.027](https://doi.org/10.3889/oamjms.2016.027) // Open. Access. Maced. J. Med. Sci. - 2016. - Vol. 4, № 1. - P. 164–171.

81. El-Anwar, M. Effect of different abutment materials of implant on stress distribution using three-dimensional finite element analysis / M. El-Anwar. - DOI: [10.1097/01.MJX.0000437958.81125.99](https://doi.org/10.1097/01.MJX.0000437958.81125.99) // Med. Res. J. - 2013. - Vol. 12, № 2. - P. 115–123.

82. Evolution of bone biomechanical properties at the micrometer scale around titanium implant as a function of healing time / R. Vayron, M. Matsukawa, R. Tsubota [et al.]. - DOI: [10.1088/0031-9155/59/6/1389](https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/6/1389) // Phys. Med. Biol. - 2014. - Vol. 59, № 6. - P. 1389-1406.

83. Experimental Study on Displacement and Strain Distributions of Bone Model with Dental Implant / M. Yasuyuki, M. Yasuyuki, T. Mitsugu, K. Kiyoshi. - DOI: [10.4028/www.scientific.net/AMM.83.73](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.83.73) // Appl. Mech. Mater. - 2011. - Vol. 83. - P. 73–77.

84. FEM Investigation of the Stress Distribution over Mandibular Bone Due to Screwed Overdenture Positioned on Dental Implants / M. Cicciu, G. Cervino, D. Milone, G. Risitano. - DOI: [10.3390/ma11091512](https://doi.org/10.3390/ma11091512) // Materials. - 2018. - Vol. 11, № 9. - P. 1512.

85. Fibronectin regulates calvarial osteoblast differentiation / A. M. Moursi, C. H. Damsky, J. Lull [et al.]. - DOI: [10.1242/jcs.109.6.1369](https://doi.org/10.1242/jcs.109.6.1369) // J. Cell Sci. - 1996. - Vol. 109, Pt. 6. - P. 1369–1380.

86. Finite Element Analysis of the Stress Field in Peri-Implant Bone: A Parametric Study of Influencing Parameters and Their Interactions for Multi-Objective Optimization / P. Didier, B. Piotrowski, G. Le Coz [et al.]. - DOI: [10.3390/app10175973](https://doi.org/10.3390/app10175973) // Appl. Sci. - 2020. - Vol. 10, № 17. - P. 5973.

87. Ghorpade, R. R. Computational & Experimental Studies in Threaded Dental Implant Research: A Review / R. R. Ghorpade, S. Yelekar // Eur. J. Dent. - 2013. - Vol. 3. - P. 457-465.

88. Gosavi, S. Experimental stress analysis and fea of dental implants / S. Gosavi, P. N. Dhattrak, K. Narkar // Int. J. Res. Eng. Technol. - 2016. - Vol. 5, № 3. - P. 328–331.

89. Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro-computed tomography / M. L. Bouxsein, S. K. Boyd, B. A. Christiansen [et al.]. - DOI: [10.1002/jbmr.141](https://doi.org/10.1002/jbmr.141) // J. Bone. Miner. Res. - 2010. - Vol. 25, № 7. - P. 1468-1486.

90. Hafezeqoran, A. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis / A. Hafezeqoran, R. Koodaryan. - DOI: [10.1155/2017/9246721](https://doi.org/10.1155/2017/9246721) // Biomed. Res. Int. - 2017. - Vol. 2017. - P. 9246721

91. Hristov, I. G. Implant design factors that affect primary stability and osseointegration / I. G. Hristov // Восточно-европ. науч. журн. - 2022. - № 1-3 (77). - P. 60-65.

92. Hussein, M. O. Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis / M. O. Hussein. - DOI: [10.4047/jap.2013.5.3.333](https://doi.org/10.4047/jap.2013.5.3.333) // J. Adv. Prosthodont. - 2013. - Vol. 5, № 3. - P. 333-340.

93. Huwais, S. A novel osseous densification approach in implant osteotomy preparation to increase biomechanical primary stability, bone mineral density, and bone-to-implant contact / S. Huwais, E. G. Meyer. - DOI: [10.11607/jomi.4817](https://doi.org/10.11607/jomi.4817) // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. - 2017. - Vol. 32, № 1. - P. 27–36.

94. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration / R. Smeets, B. Stadlinger, F. Schwarz [et al.]. - DOI: [10.1155/2016/6285620](https://doi.org/10.1155/2016/6285620) // Biomed Res. Int. - 2016. - Vol. 2016. - P. 6285620.

95. In vivo evaluation of dual acid-etched and grit-blasted acid-etched implants with identical microgeometry in high-density bone / Y. Jinno, R. Jimbo, N. Tovar [et al.]. - DOI: [10.1097/ID.0000000000000672](https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000672) // Implant. Dent. - 2017. - Vol. 26, № 6. - P. 815-819.

96. *In vivo* monitoring of the bone healing process around different titanium alloy implant surfaces placed into fresh extraction sockets / J. S. Colombo, S. Satoshi, J. Okazaki [et al.]. - DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.01.010> // J. Dent. - 2012. - Vol. 40, № 4. - P. 338–346.

97. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis / F. Azcarate-Velázquez, R. Castillo-Oyagüe, L.-G. Oliveros-López. - DOI: [10.1016/j.jdent.2019.06.008](https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.06.008) // J. Dent. - 2019. - Vol. 88. - P. 103161.

98. Influence of Dental Implant Diameter and Bone Quality on the Biomechanics of Single-Crown Restoration. A Finite Element Analysis / E. Anitua, N. Larrazabal Saez de Ibarra, I. Morales Martín, L. Saracho Rotaecche. - DOI: [10.3390/dj9090103](https://doi.org/10.3390/dj9090103) // Dent. J. - 2021. - Vol. 9, № 9. - P. 103.

99. Influence of Implant Design (Cylindrical and Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants: A Photoelastic Analysis / S. A. Gehrke, V. L. Frugis, J. A. Shibli [et al.]. - DOI: [10.2174/1874210601610010522](https://doi.org/10.2174/1874210601610010522) // Open Dent. J. - 2016. - Vol. 10. - P. 522–530.

100. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study / A. Tabassum, G. J. Meijer, J. G. Wolke, J. A. Jansen. - DOI: [10.1111/j.1600-0501.2009.01823.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01823.x) // Clin. Oral Implants Res. - 2010. - Vol. 21, № 2. - P.213-220.

101. Influence of Three Dental Implant Surfaces on Cell Viability and Bone Behavior. An In Vitro and a Histometric Study in a Rabbit Model / R. Maria, I. Fernandez-Asian, A. Garcia-de-Frenza [et al.]. - DOI: [10.3390/app10144790](https://doi.org/10.3390/app10144790) // Appl. Sci. - 2020. - Vol. 10, № 14. - P. 4790.

102. Integrity of implant surface modification after insertion / D. Mints, C. Elias, P. Funkenbusch, L. Meirelles. - DOI: [10.11607/jomi.3259](https://doi.org/10.11607/jomi.3259) // Int. J. Oral Maxillofac. Implant. - 2014. - Vol. 29, № 1. - P. 97-104.

103. Johns, R. B. Experimental Studies on Dental Implants / R. B. Johns // Proc. R. Soc. Med. - 1976. - Vol. 69, № 1. - P. 1-7.

104. Kayabasi, O. Design methodology for dental implant using approximate solution techniques / O. Kayabasi. - DOI: [10.1016/j.jormas.2020.01.003](https://doi.org/10.1016/j.jormas.2020.01.003) // J. Stomatol. Oral Maxillofac. Surg. - 2020. - Vol. 121, № 6. - P. 684-695.

105. Ketabi, M. A Systematic Review of Outcomes Following Immediate Molar Implant Placement Based on Recently Published Studies / M. Ketabi, D. Deporter, E. G. Atenafu. - DOI: [10.1111/cid.12390](https://doi.org/10.1111/cid.12390) // Clin. Implant. Dent. Relat. Res. - 2016. - Vol. 18, № 6. - P. 1084-1094.

106. Khair, E. M. M. The effect of local bone density on stability of dental implants: a finite element analysis / E. M. M. Khair, M. S. Sirry. - DOI: [10.1109/ICCCEEE46830.2019.9071271](https://doi.org/10.1109/ICCCEEE46830.2019.9071271) // 2019 International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering (ICCCEEE). - Khartoum, Sudan, 2019. - P. 1-5.

107. Koehn, Ph. Combining Genetic Algorithms and Neural Networks: The Encoding Problem / Ph. Koehn //, MS Thesis, The University of Tennessee, Knoxville, December 1994

108. Korsel, A. 3D Finite Element Stress Analysis Of Different Abutment Materials in Screw, Implant and Cortical Bone / A. Korsel. - DOI:[10.21608/edj.2020.79117](https://doi.org/10.21608/edj.2020.79117) // Egypt. Dent. J. - 2020. - Vol. 66. - P. 415-421.

109. Kurt Bayrakdar, S. A deep learning approach for dental implant planning in cone-beam computed tomography images / S. Kurt Bayrakdar, K. Orhan, IS. Bayrakdar, E. Bilgir, M. Ezhov, M. Gusarev, E. Shumilov- DOI: [10.1186/s12880-021-00618-z](https://doi.org/10.1186/s12880-021-00618-z) //BMC Med Imaging.- 2021.-Vol.21,№ 1-P.86.

110. Latest Trends in Surface Modification for Dental Implantology: Innovative Developments and Analytical Applications / F. Accioni, J. Vázquez, M. Merinero [et al.]. - DOI: [10.3390/pharmaceutics14020455](https://doi.org/10.3390/pharmaceutics14020455) // Pharmaceutics. - 2022. - Vol. 14, № 2. - P. 455.

111. Machine learning solutions for osteoporosis - a review / J. Smets, E. Shevroja, T. Hügler [et al.]. - DOI: [10.1002/jbmr.4292](https://doi.org/10.1002/jbmr.4292) // J. Bone. Miner. Res. - 2021. - Vol. 36, № 5. - P. 833-851.

112. Mechanical behaviour of dental implants / P. Bicudo, J. Reis, A. Deus [et al.] // Procedia Struct. Integr. - 2016. - Vol. 1. - P. 26-33.

113. Mediation of biomaterial-cell interactions by adsorbed proteins: a review / C. J. Wilson, R. E. Clegg, D. I. Leavesley, M. J. Pearcy. - DOI: [10.1089/ten.2005.11.1](https://doi.org/10.1089/ten.2005.11.1) // Tissue Eng. - 2005. - Vol. 11, № 1-2. - P. 1-18.

114. Metallic biomaterials for medical and dental prosthetic applications / D. Rokaya, S. Bohara, V. Srimaneepong [et al.]. - DOI:[10.1007/978-981-16-7152-4_18](https://doi.org/10.1007/978-981-16-7152-4_18) // Functional Biomaterials: Drug Delivery and Biomedical Applications / ed. S. Jana, S. Jana. - Singapore : Springer, 2022. - P. 503-522.

115. Micro-computed tomography (micro-CT) in medicine and engineering / ed. K. Orhan. - DOI:[10.1007/978-3-030-16641-0](https://doi.org/10.1007/978-3-030-16641-0). - Springer International Publishing, 2020. - 312 p.
116. Micro-scale surface patterning of titanium dental implants by anodization in the presence modifying salts / G. Marenzi, G. Spagnuolo, J. C. Sammartino [et al.]. - DOI: [10.3390/ma12111753](https://doi.org/10.3390/ma12111753) // Materials (Basel). - 2019. - Vol. 12, № 11. - P. 1753-1764.
117. Misch, C. E. Contemporary Implant Dentistry / C. E. Misch. - 3rd ed. - St. Louis : Mosby Elsevier, 2008. - 1120 p.
118. Osseointegration of Titanium Implants With Different Rough Surfaces: A Histologic and Histomorphometric Study in an Adult Minipig Model / M. D. Fabbro, S. Taschieri, A. Canciani [et al.]. - DOI: [10.1097/ID.0000000000000560](https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000560) // Implant. Dent. - 2017. - Vol. 26, № 3. - P. 357-366.
119. Peri-implant bone loss measurement using a region-based convolutional neural network on dental periapical radiographs / J. Y. Cha, H. I. Yoon, I. S. Yeo [et al.]. - DOI: [10.3390/jcm10051009](https://doi.org/10.3390/jcm10051009) // J. Clin. Med. - 2021. - Vol. 10, № 5. - P. 1009.
120. Primary Stability of Dental Implants in Low-Density (10 and 20 pcf) Polyurethane Foam Blocks: Conical vs Cylindrical Implants / L. Comuzzi, M. Tumedei, A. E. Pontes [et al.]. - DOI: [10.3390/ijerph17082617](https://doi.org/10.3390/ijerph17082617) // Int. J. Environ. Res. Public Health. - 2020. - Vol. 17, № 8. - P. 2617.
121. Rahman, Md. Mijanur. An Implementation for Combining Neural Networks and Genetic Algorithms / Md. Mijanur Rahman, T. Akter Setu // IJCST. - 2015. - Vol. 6, № 3. - P. 218- 222.
122. Reddy, M. S. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review / M. S. Reddy, R. Sundram, H. A. Eid Abdemagyd. - DOI: [10.4103/JPBS.JPBS_296_18](https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_296_18) // J. Pharm. Bioallied Sci. - 2019. - Vol. 11, suppl. 2. - P. S85–S91.

123. Sadowsky, S. J. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs / S. J. Sadowsky, A. A. Caputo. - DOI: [10.1016/j.prosdent.2004.07.028](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.07.028) // J. Prosthet. Dent. - 2004. - Vol. 92, № 4. - P. 328-336.

124. Sargolzaie, N. Evaluation of crestal bone resorption around cylindrical and conical implants following 6 months of loading: A randomized clinical trial / N. Sargolzaie, H. R. Arab, M. M. Moghaddam. - DOI: [10.4103/ejd.ejd_38_17](https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_38_17) // Eur. J. Dent. - 2017. - Vol. 11, № 3. - P. 317-322.

125. Shard, A. G. Biocompatibility and the efficacy of medical implants / A. G. Shard, P. E. Tomlins. - DOI: [10.2217/17460751.1.6.789](https://doi.org/10.2217/17460751.1.6.789) // Regen. Med. - 2006. - Vol. 1, № 6. - P. 789-800.

126. [Shebi, S.](#) An Analysis of Mean Bone Availability on the Choice of Implant Width and Length / S. [Shebi, S.](#) Venugopalan, N. [Thiyaneswaran.](#) - DOI: [10.1615/JLongTermEffMedImplants.2020036352](https://doi.org/10.1615/JLongTermEffMedImplants.2020036352) // J. Long.Term. Eff. Med. Implants. - 2021. - Vol. 31, № 1. - P. 15-20.

127. Simulation analysis of impact damage to the bone tissue surrounding a dental implant / X. Ma, X. Diao, Z. Li [et al.]. - DOI: [10.1038/s41598-020-63666-5](https://doi.org/10.1038/s41598-020-63666-5) // Sci. Rep. - 2020. - Vol. 10, № 1. - P. 6927.

128. Sivrikaya, E. C. The Effect Of Tapered And Cylindrical Implants On Stress Distribution In Different Bone Qualities: A Finite Element Analysis / E. C. Sivrikaya, M. M. Omezli. - DOI: [10.11607/jomi.7513](https://doi.org/10.11607/jomi.7513) // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. - 2019. - Vol. 34, № 6. - P. e99-e105.

129. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique / R. C. Van Staden, H. Guan, N. W. Johnson [et al.]. - DOI: [10.1111/j.1600-0501.2007.01427.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01427.x) // Clin. Oral. Implants Res. - 2008. - Vol. 19, №3. - P. 303-313.

130. Stress distribution in cylindrical and conical implants under rotational micromovement with different boundary conditions and bone properties: 3-D FEA / M.

B. F. Dos Santos, G. O. Meloto, A. Bacchi, L. Correr-Sobrinho. - DOI: [10.1080/10255842.2017.1309394](https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1309394) // Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin. - 2017. - Vol. 20, № 8. - P. 893-900.

131. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching / [A. Alvarez-Arenal](#), [L. Segura-Mori](#), [I. Gonzalez-Gonzalez](#), [A. Gago](#). - DOI: [10.11607/jomi.2813](https://doi.org/10.11607/jomi.2813) // Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. - 2013. - Vol. 28, № 3. - P. e112-121.

132. Sunil, S. Biomechanical consideration of bone density and its influence on stress distribution characteristics of dental implants / S. Sunil, P. Dhattrak. - DOI: [10.1016/j.matpr.2020.10.368](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.10.368) / Materials Today: Proceedings. - 2020. - Vol. 46, № 2. - P. 478-483.

133. Surface microstructure of dental implants before and after insertion: In vitro study de means of scanning probe microscopy / M. Salerno, A. Itri, M. Frezzato., A. Rebaudi. - DOI: [10.1097/ID.0000000000000244](https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000244) // Implant. Dent. - 2015. - Vol. 24, № 3. - P. 248-255.

134. The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: A 3D finite element analysis / A. Robau-Porrua, Y. Pérez-Rodríguez, L. M. Soris-Rodríguez [et al.]. - DOI: [10.3233/BME-191073](https://doi.org/10.3233/BME-191073) // Biomed. Mater. Eng. - 2020. - Vol. 30, № 5-6. - P. 541-558.

135. The effect of thread pattern upon implant osseointegration / H. Abuhussein, G. Pagni, A. Rebaudi, H. L. Wang. - <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01800.x> // Clinical oral implants research - 2010. - Vol. 21, № 2. - P. 129-136.

136. Turkyilmaz, I. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study / I. Turkyilmaz, E. A. McGlumphy. - DOI: [10.1186/1472-6831-8-32](https://doi.org/10.1186/1472-6831-8-32) // BMC Oral Health. - 2008. - Vol. 8. - P. 32.

137. Xi, D. Titanium and implantology: a review in dentistry / D. Xi, L. Wong // J. Biol. Regul. Homeost. Agents. - 2021. - Vol. 35, suppl. 1. - P. 63-72.

138. Zirakashvili, N. Study of the stress–strain state of spongy bone around an implant under occlusal load / N. Zirakashvili. - DOI:[10.1177/1081286520904978](https://doi.org/10.1177/1081286520904978) // Math. Mech. Solids. - 2020. - Vol. 25, № 5. - P. 1172-1181.

Приложение Б (справочное)

Патент РФ №2801029

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ПАТЕНТ

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2801029

Дентальный внутрикостный конусный имплантат из легированных сплавов титана с наноструктурированной поверхностью и способ его изготовления

Патентообладатели: *Общество с ограниченной ответственностью "Малое Инновационное предприятие Имплант Аддитивные Технологии" (RU), Долгалев Александр Александрович (RU), Иванов Сергей Юрьевич (RU), Мураев Александр Александрович (RU), Бухалов Борис Владимирович (RU)*

Авторы: *Долгалев Александр Александрович (RU), Иванов Сергей Юрьевич (RU), Мураев Александр Александрович (RU), Бухалов Борис Владимирович (RU), Сергеев Юрий Андреевич (RU)*

Заявка № **2022133206**

Приоритет изобретения **18 декабря 2022 г.**

Дата государственной регистрации в Государственном реестре изобретений Российской Федерации **01 августа 2023 г.**

Срок действия исключительного права на изобретение истекает **18 декабря 2042 г.**

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности

ДОКУМЕНТ ПОДПИСАН ЭЛЕКТРОННОЙ ПОДПИСЬЮ
Свидетельство 423648204 333 226404700033735-Аэл7
Подписан: *Зубов Юрий Сергеевич*
Действителен с: 18.12.2023 по 18.12.2042

Ю.С. Зубов

