

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования «Российский университет дружбы народов имени
Патриса Лумумбы»

На правах рукописи

Аветисян Завен Ашотович

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ТИТАНОВЫХ МЕМБРАН
ДЛЯ НАПРАВЛЕННОЙ КОСТНОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ,
ИЗГОТОВЛЕННЫХ МЕТОДОМ ОБЪЕМНОЙ ПЕЧАТИ**

3.1.7. Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
Степанов Александр Геннадьевич,
доктор медицинских наук, профессор

Москва – 2025

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	15
1.1. Направленная костная регенерация в хирургической стоматологии.	17
1.2. Способы временного протезирования в период остеоинтеграции дентальных имплантатов пациентов с частичным отсутствием зубов.	25
1.3. Цифровые технологии в хирургической стоматологии.	31
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	44
2.1 Материалы и методы теоретических исследований.....	46
2.1.1. Разработка конструкции индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.....	46
2.1.2. Материалы и методы математического моделирования.....	49
2.2 Материалы и методы клинического исследования	55
2.2.1. Характеристика клинической группы и основные клинические методы исследования.....	56
2.2.2. Дополнительные методы клинического исследования	59
2.3. Метод оценки качества жизни пациентов.	63
2.4. Статистические методы исследования	65
2.4.1 Оценка индекса заживления ран (ЕНИ)	66
2.4.2 Анализ гигиенического состояния временных коронок.....	69
2.4.3 Морфометрический анализ кости	71
2.4.4 Анализ результатов рентгенологического исследования	72
2.4.5 Оценка групповых коэффициентов стабильности имплантатов (КСИ)	73
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	75
3.1 Результаты математического эксперимента.....	75
3.1.1. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при вертикальной нагрузке. Вариант 1.....	75

3.1.2. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при вертикальной нагрузке под углом 45° в плоскости ZY. Вариант 2.	80
3.1.3. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при вертикальной нагрузке под углом 45° в плоскости ZX. Вариант 3.	84
3.1.4. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при нагрузке под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат. Вариант 4.	86
3.2 Результаты разработки способа дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов, с применением современных цифровых технологий.	91
ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ.....	105
4.1. Результаты оценки индекса заживления ран (ЕНИ)	106
4.2. Результаты оценки гигиенического состояния временных коронок.....	115
4.3. Результаты морфометрического анализа кости	123
4.4. Результаты рентгенологического исследования.....	129
4.5. Результаты оценки коэффициента стабильности имплантата (КСИ)	143
4.6. Результаты оценки качества жизни пациентов исследуемой группы	149
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	161
ВЫВОДЫ	176
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	178
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	181
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	183

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Современная стоматология очень активно развивается и сложные клинические случаи, предполагающие многоэтапные оперативные вмешательства, включающие в себя, направленную костную и тканевую регенерацию, дентальную имплантацию, непосредственное временное и постоянное протезирование, осуществляются в одно посещение (Кулаков А.А., 2019, Мураев А.А., Иванов С.Ю., 2022, Степанов А.Г. 2024).

Недостаток костной ткани, возникающий в результате хирургических вмешательств, травм, удаления зубов или возрастных дегенеративных изменений, является актуальной проблемой в дентальной имплантологии (Амхадова М.А., 2005, Ф. Кури 2013, Ломакин М.В, 2022, Яременко А.И. 2023, Панин А.М., Цициашвили А.М. 2024). Для восстановления костной ткани в области альвеолярного отростка широко применяются методы направленной регенерации (НКР) (Elgali I, 2017, Khojasteh, A.; 2017). Ключевую роль в этих процессах играет барьерная мембрана, которая изолирует костный дефект от окружающего эпителия, предотвращая врастание мягких тканей и создавая оптимальные условия для остеогенеза за счет миграции и пролиферации остеобластов (Мецуку И., 2017, Мураев А.А. 2017).

Идеальные барьерные мембраны должны обладать биосовместимостью, способностью к клеточной адгезии, полной интеграцией в ткани, клинической управляемостью, необходимыми пространственными характеристиками и адекватными физическими свойствами. Мембраны классифицируются на резорбируемые и нерезорбируемые в зависимости от их способности к биодеградации (Ackland DC, 2017, Долгалев А.А. 2020, Цициашвили А.М., 2023).

На сегодняшний день разработано множество методик НКР, каждая из которых эффективна в определенных клинических ситуациях. Все они предполагают стабилизацию костного трансплантата различными методами,

которые различаются по эффективности, времени выполнения и травматичности. Некоторые этапы и материалы могут негативно влиять на прогноз и результат.

Современные аддитивные технологии позволяют создавать титановые каркасы для увеличения объема костной ткани и одномоментной временной имплантации. Эти каркасы демонстрируют высокую биосовместимость и механическую прочность, что делает их перспективным инструментом в стоматологической практике (Апресян С. В., Степанов А.Г., 2021).

Цифровые технологии значительно расширяют возможности в стоматологии, обеспечивая высокую точность изготовления конструкций. Виртуальное планирование операций и использование шаблонов для позиционирования имплантатов стали стандартом. Однако вопросы временного протезирования при дентальной имплантации остаются актуальными (Арапова И. А., 2017, Гажва С.И. 2018, Апресян С. В., Степанов А.Г. 2020, 2023, 2024).

Несмотря на прогресс в области имплантологии, до сих пор не существует конструкций, позволяющих обеспечить временное несъемное протезирование пациентов с частичным отсутствием зубов в период остеоинтеграции имплантатов. Эти конструкции должны одновременно способствовать направленной костной регенерации, исключать жевательную нагрузку на костный регенерат и имплантаты до их полного интеграции. В связи с этим, целью настоящего исследования является разработка и оптимизация методов и конструкций, которые бы удовлетворяли этим требованиям.

Цель исследования:

Повышение эффективности лечения пациентов с применением дентальных имплантатов у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов и дефицитом костной ткани, путем разработки и применения индивидуальных титановых сеток для направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования.

Задачи исследования

1. Разработать конструкцию индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов, для применения у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов, на период остеоинтеграции дентальных имплантатов.

2. Провести математическое моделирование и экспериментальное исследование методом конечных элементов для оценки конструктивных характеристик разработанной индивидуальной титановой сетки, предназначенной для направленной костной регенерации и фиксации несъемных зубных протезов в целях временной ортопедической реабилитации пациентов с концевыми дефектами зубных рядов.

3. Разработать способ дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов, с применением современных цифровых технологий.

4. Провести клиническую апробацию и оценить эффективность способа дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов неограниченными концевыми дефектами зубных рядов, с применением современных цифровых технологий.

5. Провести оценку качества жизни пациентов с концевыми дефектами зубных рядов в процессе комплексной ортопедической реабилитации, которая включает дентальную имплантацию с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием по предложенному способу.

Научная новизна исследования

1. Впервые предложен и обоснован клинический протокол дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным протезированием у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов

в сложных клинических условиях, обеспечивающий раннюю функционально-эстетическую реабилитацию. Эффективность и новизна метода подтверждены патентом РФ № 2793523 от 04.04.2023.

2. Впервые с применением метода конечных элементов в рамках математического моделирования проведён комплексный анализ и научное обоснование конструктивных параметров индивидуальной титановой мембраны, предназначенной для направленной костной регенерации. Полученные результаты позволили определить оптимальные геометрические характеристики и зоны повышенных напряжений, что имеет существенное значение для повышения надёжности и предсказуемости клинического применения данной технологии.

3. Впервые получены количественные данные прироста костной ткани по данным морфометрического анализа, средний прирост абсолютных значений костной ткани в зоне нижней челюсти основной группы анализа составил 5,0 мм, верхней 5,6 мм (9,04 %, $p = 0,050$). Контрольная группа демонстрировала абсолютную величину изменений 4,8 мм на нижней челюсти и 5,5 мм на верхней (9,61 % $p = 0,028$).

4. Впервые получены количественные данные прироста костной ткани по высоте и ширине после применения разработанных конструкций титановых сеток как с элементами для фиксации временных коронок, так и без них, которые составили в основной группе: 5,5 мм по высоте и 5,4 мм по ширине на верхней челюсти, 6,4 мм и 4,9 мм — на нижней челюсти; в контрольной группе — 5,3 мм и 4,8 мм на верхней, 6,5 мм и 5,5 мм на нижней челюсти, что подтверждает сопоставимую эффективность костной регенерации в обеих группах.

5. Впервые выявлены значимые различия ($p < 0,05$) индекса заживления ран для различных областей локализации вмешательства (ЕНІ). Процентные превышения средних значений ЕНІ на верхней челюсти относительно нижней челюсти в рамках анализа основной группы варьировались в диапазоне от 47 ($p = 0,002$) до 97 % ($p = 0,011$). Аналогичные процентные

различия контрольной группы соответствовали диапазону 67 ($p = 0,106$) – 80 % ($p = 0,031$) в зависимости от рассматриваемой временной точки измерения.

6. Впервые осуществлена комплексная оценка качества жизни пациентов, включающая анализ компонентов физического и психофизиологического состояния, социальных взаимодействий, восприятия окружающей среды, а также интегрального показателя общего качества жизни, в динамике до и после применения индивидуализированных титановых сетчатых конструкций. Полученные данные продемонстрировали достоверное и устойчивое улучшение всех изучаемых параметров у пациентов основной группы, превышающее 50 % по сравнению с дооперационным уровнем, что подтверждает клиническую эффективность разработанного подхода к комплексной реабилитации.

Теоретическая и практическая значимость

Разработана и научно обоснована технология цифрового моделирования и аддитивного производства индивидуализированной титановой сетки для направленной костной регенерации с интегрированными элементами фиксации временных несъемных ортопедических конструкций.

Сформулирован клинический протокол дентальной имплантации, объединяющий этапы одномоментной костной аугментации, установки имплантатов и раннего временного протезирования у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов, реализуемый с применением современных цифровых инструментов планирования.

В рамках математического моделирования методом конечных элементов получены новые сведения о напряженно-деформированном поведении системы «нижняя челюсть – титановая сетка – временный мостовидный протез» под действием функциональной нагрузки.

Проведенная клиническая апробация подтверждает эффективность разработанного протокола, включая стабильность достигнутого объема регенерата и возможность немедленного восстановления жевательной функции.

Проведённый клинический анализ степени резорбции краевой костной ткани в зоне дентальных имплантатов спустя 12 месяцев после протезирования, выполненного в день одномоментной костной аугментации с использованием разработанной индивидуальной титановой конструкции, подтвердил, что уровень костной утраты соответствовал физиологическим пределам и не достигал клинически значимых пороговых значений.

Доказано, что локализации хирургического воздействия в области верхней челюсти соответствует более интенсивная регенерация костной ткани во всех зонах измерения. Было выявлено, что средние значения вновь сформированной костной ткани в области верхней челюсти для основной группы превышали соответствующие показатели на нижней челюсти $13,53 \pm 3,42 \%$ ($p < 0,05$), контрольной – $18,15 \pm 10,20 \%$.

Выявлены значимые различия выборочных средних коэффициентов стабильности имплантатов, рассчитанных для двух групп сравнения в зонах вмешательства верхней и нижней челюсти. Завершение постоянного протезирования инициировало стабилизацию средних значений КСИ и соответствовало значимому межчелюстному процентному изменению в 10 %. Имплантаты демонстрировали положительную динамику стабильности. Через один год после протезирования средние значения КСИ в обеих группах сохранялись практически на том же уровне, без признаков снижения остеоинтеграции, что свидетельствует о высокой степени стабильности и отсутствия признаков дестабилизации в долгосрочной перспективе.

Дополнительно установлены достоверные изменения в показателях качества жизни пациентов, охватывающие физическое и психоэмоциональное здоровье, социальную адаптацию и оценку окружающей среды, что подчеркивает значимость предложенной методики в контексте комплексной реабилитации пациентов с выраженной атрофией альвеолярных отростков.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Созданная технология компьютерного моделирования и изготовления индивидуальных титановых сеток способствует увеличению ширины и высоты костной ткани, обеспечивая временную ортопедическую стоматологическую реабилитацию пациентов с концевыми дефектами зубных рядов, на период остеоинтеграции дентальных имплантатов.

2. Созданный клинический протокол дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным протезированием зубов существенно улучшает качество жизни пациентов с концевыми дефектами зубных рядов.

3. Применение разработанных конструкций индивидуальных сеток, позволяет значительно сократить период комплексной стоматологической ортопедической реабилитации пациентов неограниченными концевыми дефектами зубных рядов и неблагоприятными клиническими условиями для дентальной имплантации.

Методология и достоверность исследования

С целью обоснования конструкции индивидуальной титановой мембраны с фиксаторами временных несъёмных протезов для пациентов с концевыми дефектами зубных рядов на этапе остеоинтеграции имплантатов был проведён анализ 618 публикаций из баз данных PubMed, Scopus, eLibrary и патентного фонда Роспатента (2018–2023 гг.).

Для определения оптимальной геометрии сетки, числа и расположения фиксирующих элементов, а также допустимой функциональной нагрузки на временные протезы выполнено численное моделирование методом конечных элементов с участием шести компонентов: кортикальной и губчатой кости, титанового сплава, стоматологического цемента, винтов и фотополимерного материала.

Методология исследования основывалась на проспективном сравнительном клиническом анализе, проведённом у 48 пациентов с частичной адентией I–II классов по Кеннеди, разделённых на две равные группы. В основной группе

использовали разработанный протокол одномоментной костной регенерации, имплантации и временного протезирования, с окончательным этапом спустя 6,5 месяцев. В контрольной группе применялась двухэтапная методика с установкой имплантатов через 6 месяцев и постоянным протезированием ещё через 3 месяца. Всего в основной группе установлено 53 имплантата (22 — верхняя челюсть, 31 — нижняя), в контрольной — 55 (27 и 28 соответственно).

Эффективность методик оценивалась на разных этапах по следующим критериям: индекс заживления ран (ЕНИ), индекс гигиены временных коронок (РНР), морфометрия костной ткани, рентгенологическая оценка прироста по высоте и ширине, коэффициент стабильности имплантатов (ISQ), а также качество жизни (OHIP-14). Использование цифровых протоколов и стандартизация клинических этапов обеспечили достоверность и воспроизводимость результатов.

Для анализа данных применялись Microsoft Excel 2019, Python 3.0 с соответствующими библиотеками (pandas, numpy, matplotlib и др.), а также IBM SPSS Statistics 25, что позволило обеспечить точную и комплексную статистическую обработку результатов.

Внедрение результатов исследования

Полученные результаты внедрены в образовательный процесс Медицинского института РУДН в рамках дисциплины «Стоматология хирургическая», преподаваемой клиническим ординаторам. Кроме того, они используются в практической деятельности клинико-диагностических и стоматологических учреждений, включая Центр цифровой стоматологии «МАРТИ» и пародонтологический центр «МаксТрит».

Личное участие автора

В рамках диссертационного исследования автором проведён анализ научных публикаций из баз данных PubMed, Scopus, eLibrary и Роспатента за 2018–2023 годы, позволивший определить конструктивные особенности, применяемые

материалы и технологии аддитивного производства индивидуализированных титановых мембран. На основе патентного поиска оформлена заявка на изобретение. Разработана технология цифрового моделирования и изготовления индивидуальных титановых сеток для направленной костной регенерации с возможностью фиксации временных протезов на этапе остеоинтеграции имплантатов. Подготовлена модель для проведения численного анализа методом конечных элементов. Обследованы и пролечены 48 пациентов с частичной адентией I–II классов по Кеннеди, давших информированное согласие на участие в исследовании. Оценка эффективности лечения включала анализ гигиенического состояния временных протезов, аппаратную диагностику стабильности имплантатов, рентгенологический контроль и анкетирование пациентов по критериям качества жизни. Все этапы работы, включая статистическую обработку и интерпретацию клинических данных, выполнены автором самостоятельно. Результаты легли в основу научных публикаций по теме диссертации.

Список публикаций по теме диссертации

По материалам исследования опубликовано 6 печатных работ, из них 3 - в журналах, рекомендованных Перечнями РУДН/ВАК, 2 работы – в иных изданиях, а также получен 1 патент на изобретение.

Публикации в изданиях, рекомендованных Перечнями РУДН/ВАК

1. **Аветисян З.А.**, Степанов А.Г., Апресян С.В., Копылов М.В. Разработка конструкции индивидуальной титановой мембраны с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов. Российский вестник дентальной имплантологии. 2023; 1(59): 18-24.

2. Копылов М. В., Степанов А. Г., Апресян С. В., **Аветисян З.А.** Клиническая эффективность способа замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов. Проблемы стоматологии. – 2025; 1: 119-126. DOI: 10.18481/20777566.2025.21.1.119-126.

3. Саркисов Д. С., Степанов А. Г., Апресян С. В., **Аветисян З. А.** Клиническая эффективность применения навигационных хирургических шаблонов оптимизированной конструкции. Проблемы стоматологии. 2025; 1: 135-141. DOI: 10.18481/2077 7566 2025 21 1-135-141.

Публикации в иных изданиях:

4. Разработка конструкции индивидуальной титановой мембраны с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов / **З. А. Аветисян**, А. Г. Степанов, С. В. Апресян, М. В. Копылов // Актуальные вопросы стоматологии: сборник тезисов межвузовской конференции, Москва, 09 ноября 2023 года. – Москва: Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, 2023. – С. 5-8. – EDN HSYPXD.

5. Джалалова М.В., Королькова О.П., Степанов А.Г., Апресян С.В., Копылов М.В., **Аветисян З.А.** Исследование напряженно-деформированного состояния индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации. Сборник «Ломоносовские чтения – 2024». Секция механики: Ежегодная научная конференция, 20 марта – 4 апреля 2024 г., механико-математический факультет, НИИ механики МГУ имени М.В. Ломоносова: тезисы докладов. Изд-во Моск. ун-та (М). 2024. С. 56.

Патент:

6. Способ замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов: Пат. 2793523 РФ. МПК А61С 9/00 / А.Г. Степанов, С.В. Апресян, М.В. Джалалова, М.В. Копылов, **З.А. Аветисян**; заяв. 16.02.2023; опуб. 04.04.2023, Бюл. №10 – 14 с.

Апробация работы.

Основные результаты и положения диссертационного исследования были представлены на ряде научных мероприятий. Так, материалы работы были доложены на межвузовской конференции «Актуальные вопросы стоматологии», прошедшей 9 ноября 2023 года в Российском университете дружбы народов.

Также исследование было представлено на Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные проблемы стоматологии», посвящённой памяти профессора И. М. Оксмана, состоявшейся в Казани 13 марта 2024 года.

Кроме того, работа была включена в программу Ломоносовских чтений, проходивших в Московском государственном университете имени М. В. Ломоносова 28 марта 2024 года.

Дополнительно результаты диссертации были озвучены на V Международной научно-практической конференции молодых учёных-стоматологов «Ученики — учителям», состоявшейся 23 апреля 2024 года в Московском областном НИИ им. М. Ф. Владимирского.

Ключевые положения исследования были также заслушаны в рамках симпозиума «Цифровые технологии в современной стоматологии», проходившего 22 апреля 2025 года в Москве в рамках 52-й Всероссийской научно-практической конференции СТАР «Актуальные проблемы стоматологии».

Работа получила положительное заключение на совместном заседании кафедры ортопедической стоматологии и Института цифровой стоматологии Медицинского института РУДН и была рекомендована к защите.

Объем и структура диссертации.

Структура диссертационного исследования включает следующие разделы: «Введение», аналитический обзор литературы, описание используемых материалов и методик, две главы, посвящённые анализу собственных клинических и экспериментальных данных, а также разделы «Заключение», «Выводы», «Практические рекомендации» и «Библиография». В литературном обзоре проанализировано 270 источников, из которых 102 — отечественные публикации и 168 — труды зарубежных авторов. Общий объём работы составляет 214 страниц машинописного текста. Иллюстративный материал включает 27 таблиц, 75 рисунков.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

В последние годы стоматология значительно продвинулась вперед благодаря развитию новых методов протезирования, основанных на имплантологии, а также внедрению передовых информационных технологий. Недостаток костной ткани, возникающий вследствие хирургических вмешательств на челюсти, травм, удаления зубов или возрастных изменений, представляет собой распространенную проблему в области дентальной имплантологии. Достаточный объем костной ткани является ключевым фактором для успешного прогноза при имплантологическом лечении.

Методы направленной регенерации кости (GBR) и управляемой регенерации (GTR) широко применяются для восстановления костной ткани в области альвеолярного отростка. Важную роль в этих процессах играет барьерная мембрана, которая отделяет костный дефект от окружающей соединительной ткани, предотвращая врастание мягких тканей и обеспечивая оптимальные условия для роста остеобластов. Основные характеристики идеальных мембран включают биосовместимость, способность к клеточной адгезии, интеграцию в ткани, клиническую управляемость, пространственные свойства и адекватные физические характеристики. Мембраны делятся на резорбируемые и нерезорбируемые в зависимости от их способности к биодеградации.

Для повышения точности и предсказуемости результатов реабилитации имплантатов используется метод конечных элементов (МКЭ). Этот подход позволяет оценить распределение усилий фиксатора и возможные риски до проведения операции. Комбинация рентгенографических изображений и трехмерных моделей обеспечивает более точное планирование и прогнозирование результатов лечения, что способствует выбору оптимальных стратегий реабилитации.

Современные достижения в области компьютерных технологий и медицинских систем позволяют хирургам эффективно внедрять и поддерживать протоколы лечения, обеспечивая безопасную и предсказуемую реабилитацию пациентов. Внедрение этих технологий способствует улучшению качества жизни пациентов и снижению рисков, связанных с дентальными имплантациями.

Реконструктивная хирургия является ключевым этапом перед установкой имплантата, особенно при наличии дефектов костной ткани. Успешность имплантации напрямую зависит от точности реконструктивных процедур и правильного позиционирования имплантатов в остаточном костном гребне. Наиболее распространенными методами реконструктивной хирургии являются костные трансплантаты и направленная регенерация кости (НКТ).

Реконструктивная хирургия также включает использование барьерных мембран для стимуляции пролиферации клеток остеобластов и улучшения процессов остеогенеза. Часто реконструктивные процедуры сочетаются с костной пластикой, что позволяет улучшить условия для имплантации.

1.1. Направленная костная регенерация в хирургической стоматологии.

Одной из ключевых задач современной хирургической стоматологии является восстановление костной ткани. В рамках регенеративной стоматологии и имплантологии для этой цели широко используются различные барьерные мембраны. Как отмечают Илюнина О.О., Корецкая Е.А., Герасимова Т.В. и Бахтурин Н.А. (2003), в ходе многих стоматологических операций возникают обширные костные дефекты, требующие восстановления. Однако формирование полноценной костной ткани под кровяным сгустком не всегда возможно, так как сгусток может подвергаться распаду.

Для восполнения объема костной ткани применяются различные методы реконструктивных вмешательств. Одним из них является направленная тканевая регенерация (НТР), или Guided Bone Regeneration (GBR). Этот метод заключается в установке барьера — мембраны, которая размещается между мягкими тканями и костью, что позволяет создать оптимальные условия для регенерации костной ткани. В исследованиях Эльгали Я. (2011) и Коджастеха А. (2010) подчеркивается, что управляемая регенерация кости (GBR) и управляемая регенерация тканей (GTR) являются широко изученными и клинически подтвержденными методами восстановления утраченной костной ткани.

Барьерная мембрана, по данным Масклета А.С. (2015), имплантируется в область с утраченным объемом ткани для предотвращения миграции эпителиальных клеток из эпителия десны и соединительной ткани. Оптимально мембрана обеспечивает защиту на срок до 6 недель при регенерации тканей пародонта и до 24 недель при увеличении костной массы. Таким образом, мембрана создает необходимое пространство для регенерации тканей и избирательно направляет клетки периодонтальной связки, способствуя регенерации костной ткани (Hoornaert A., 2014; Caballé-Serrano J., 2012; Huang H.-L., 2013).

Для достижения успешных результатов регенерации мембраны должны обладать рядом свойств. К ним относятся биосовместимость и нетоксичность, высокая тканевая толерантность для интеграции с волокнами периодонта, структурная целостность и стабильность размеров, удобство клинического использования, простота нанесения и модификации, избирательная проницаемость для предотвращения инвазии эпителиальных клеток и стимуляции пролиферации остеогенных клеток, поддержание пространства для регенеративных клеток, улучшения ангиогенеза и васкуляризации регенеративной области (Masquelet A.C., 2015).

Критерии идеальной регенеративной процедуры включают первичное закрытие раны без натяжения для обеспечения заживления первичным натяжением, стимуляцию ангиогенеза для улучшения кровоснабжения, стабильность кровяного сгустка для пролиферации остеогенных клеток и сохранение пространства для недифференцированных мезенхимальных клеток (Hägg P., 2011).

Экспериментальное и клиническое применение концепции НКР в пародонтологии привело к использованию различных материалов для восстановления тканей. Согласно гипотезе, предложенной С.Ю. Ивановым [201], определённые клетки периодонта обладают потенциалом для формирования нового цемента, альвеолярной кости и периодонтальной связки при условии их миграции в зону дефекта. Для восстановления нормальной функции тканей необходимо обеспечить интеграцию коллагеновых волокон как в новообразованный цемент, так и в альвеолярную кость. Этот процесс требует точной координации между тремя типами тканей.

Было установлено, что успешная регенерация тканей возможна при исключении эпителиальных клеток и фибробластов из раневого пространства и разрешении миграции клеток периодонтальной связки в корональном направлении. Для достижения этого эффекта были разработаны мембраны GTR, которые предотвращают преждевременное закрытие раны эпителием. Первым материалом, использованным в пародонтальной хирургии для регенерации

цемента, периодонтальной связки и альвеолярной кости, стал лабораторный фильтр из целлюлозоацетата [200]. Это позволило впервые гистологически подтвердить возможность регенерации пародонта в ответ на костную пластику. Впоследствии были разработаны мембраны из различных материалов для улучшения регенеративных процессов.

Методика направленной костной регенерации (НКТР) может включать использование как резорбируемых, так и нерезорбируемых мембран. Резорбируемые мембраны представляют собой биodeградируемые материалы, выполняющие барьерную функцию и рассасывающиеся после выполнения своей задачи [200]. В отличие от них, нерезорбируемые мембраны требуют удаления через определённое время после операции.

За последние 10 лет резорбируемые мембраны стали широко использоваться для лечения дефектов пародонта и периимплантата, основанных на принципе исключения эпителия. Исследования J. Gottlow, S. Nyman и T. Karring [53] показали, что природа резорбции таких мембран исключает необходимость повторной операции, что делает их предпочтительными для пациентов.

Коллагеновые мембраны, изготовленные из натуральных источников (свиных или бычьих тканей), являются биосовместимыми и рассасывающимися материалами. Коллаген I типа, широко распространённый в соединительной ткани пародонта, используется для создания коммерческих коллагеновых мембран. Эти мембраны обладают гемостатическими, хемотаксическими и стабилизирующими свойствами, а также предотвращают избыточное разрастание эпителия и обладают низкой иммуногенностью, что делает их эффективными для регенерации пародонтальных тканей [169,260].

S.C. Sartoretto указывает на то, что ранняя резорбция костных материалов может снижать их регенеративный потенциал. В связи с этим разработаны методы сшивания, направленные на увеличение времени резорбции материалов и улучшение регенерации костной ткани. К таким методам относятся

использование глутарового альдегида, формальдегида, ультрафиолетового излучения, гексаметилендиизоцианата и дифенилфосфолизида.

Несшитые коллагеновые мембраны резорбируются в течение 5–28 дней, тогда как сшитые мембраны сохраняют свою целостность до 14 дней. Это позволяет предотвратить преждевременное разрастание эпителия в ранний период заживления раны. Степень сшивания коллагеновой мембраны влияет на скорость её резорбции: чем выше степень сшивки, тем медленнее разрушение материала. Однако длительное присутствие мембраны не способствует регенерации тканей в процессе заживления.

Двойное слепое рандомизированное контролируемое исследование показало, что чрезмерное сшивание коллагена ускоряет его резорбцию и негативно сказывается на регенерации тканей. В высоко сшитых мембранах наблюдается значительное расхождение тканей по сравнению с нативными коллагеновыми мембранами ($p = 0,0455$). Это подтверждает, что мембранный барьер необходим только на ранних этапах заживления раны, обеспечивая оптимальные условия для регенерации.

Для успешного заживления и регенерации костной ткани требуется достаточное биологическое пространство и время для миграции клеток костной ткани и периодонтальной связки. Комбинация коллагеновых мембран с костными трансплантатами показала высокую эффективность. Костный трансплантат обладает остеоиндуктивными свойствами и создаёт пространство для регенерации костной ткани. Для улучшения поддержания пространства и привлечения клеток с регенеративным потенциалом коллаген комбинируют с фибронектином и гепарансульфатом.

Регенерация пародонта требует привлечения фибробластов периодонтальной связки для восстановления новой периодонтальной связки, цемента и костной ткани. Стабилизация сгустка крови и хемотаксис фибробластов способствуют регенерации. Биосовместимость материала улучшает процесс заживления и регенерации. В сравнительном исследовании коллагена и вспененного политетрафторэтилена (ePTFE) было установлено, что

ePTFE ингибирует синтез фибробластов десны, в то время как коллаген стимулирует их пролиферацию. Иммуноферментный анализ не выявил специфической иммунореакции на коллаген.

Эффективность коллагеновых мембран в лечении внутрикостных дефектов периодонта была признана с конца 1980-х годов. Исследования показывают, что использование коллагеновых мембран при проведении направленной регенерации тканей (GTR) позволяет уменьшить глубину кармана до 4 мм. Cortellini P., Carnevale G., Sanz M., Tonetti M.S. провели сравнение клинического прироста уровня прикрепления после GTR. Результаты показали, что использование рассасывающихся мембран в сочетании с лоскутом доступа приводит к большему приросту уровня прикрепления. Это может быть связано с техникой сшивания, шириной дефекта, начальной глубиной зондирования и методами измерения.

Simion M., Rocchietta I., Fontana F., Dellavia C. исследовали эффективность коллагенового матрикса (мукотрансплантата), пропитанного рекомбинантным фактором роста В (rhPDGF-BB), полученным из тромбоцитов. Этот матрикс эффективно увеличивает толщину десны перед установкой переднего имплантационного протеза. В случае беззубой области часто наблюдается дефицит высоты костной ткани. Для решения этой проблемы использовалась GBR с использованием ePTFE, усиленного титаном, и костного трансплантата. Через 6 месяцев были достигнуты достаточные высота и объём костной ткани, что позволило установить имплантат. Коллагеновая мембрана, пропитанная rhPDGF-BB, была размещена поверх имплантата, что обеспечило достаточное время для заживления и измерения толщины ткани. Результаты показали значительное увеличение расстояния между слизистыми оболочками: на апикальном уровне — 0,87 мм, на центральном — 2,14 мм и на окклюзионном — 0,35 мм.

Заживление ран включает уничтожение бактериальных инфекций посредством фагоцитарной активности лейкоцитов и формирование новой ткани благодаря миграции и пролиферации фибробластов. Этот процесс

сопровождается ангиогенезом, который интенсифицирует заживление за счет улучшения кровоснабжения и доставки факторов роста. Понимание механизмов регенерации ран привело к разработке новых подходов, таких как использование концентратов тромбоцитов, которые ускоряют заживление и повышают регенеративный потенциал тканей. Тромбоцитарный фибрин, богатый тромбоцитами, имитирует естественные процессы регенерации и особенно эффективен при недостаточном кровоснабжении.

Мембрана хориона (СМ) и амниотическая мембрана (АМ), полученные из человеческой плаценты, также представляют интерес для регенеративной медицины. При применении в лечении мягких тканей полости рта они выделяют противовоспалительные цитокины, факторы роста, хемокины и обладают антимикробными свойствами. Эти мембраны характеризуются низкой иммуногенностью и способствуют эпителизации. В систематическом обзоре 21 исследования, выполненного на 375 пациентах, Гуламеабасс и соавторы (2020) показали, что СМ и амниотическая мембрана/мембрана хориона (АСМ) являются эффективной альтернативой современным методам лечения различных дефектов мягких тканей полости рта. Эти дефекты включают рецессию десны, внутрикостные дефекты, дефекты фуркации, сохранение альвеолярной кости, увеличение ширины кератинизированной десны вокруг имплантатов, восстановление верхнечелюстных пазух и реконструкцию крупных костных структур. Однако необходимы дальнейшие исследования для оценки их роли в регенерации костной ткани.

Перекрестная инфекция при использовании аллотрансплантатов является значимой проблемой. Для предотвращения этого применяются различные методы обработки СМ и АСМ. Среди них — сублимационная сушка (Kim et al., 2019), децеллюляризация и сублимационная сушка (Chen et al., 2020), дезэпителизация и/или дегидратация (Deng et al., 2018), а также гамма-облучение (Li et al., 2017). Гамаль (2018) продемонстрировал, что АСМ улучшает состояние фуркационных дефектов, качество костной ткани и способствует остеоинтеграции. Остеогенная активность АСМ связана с его способностью

привлекать клетки-предшественники. Кроме того, СМ и АСМ обладают анальгетическим эффектом за счет точного соответствия костным дефектам и иннервации нервных окончаний. В ряде исследований было показано, что использование СМ ассоциировалось с меньшим уровнем боли по сравнению с другими материалами (Wang et al., 2019). СМ и АСМ являются биodeградируемыми, что исключает необходимость повторных хирургических вмешательств. Однако данные о времени их биodeградации требуют дальнейшего изучения.

Хитозан — биосовместимый, биodeградируемый и обладающий антимикробными свойствами биоматериал, который стимулирует остеогенез, увлажняет ткани и ускоряет их регенерацию. Исследования показали, что композитные мембраны на основе хитозана и биоактивного стекла стимулируют метаболическую активность клеток периодонтальной связки и способствуют минерализации костной ткани [115]. Однако хитозан имеет ряд недостатков, таких как низкая биodeградация, неудовлетворительные механические характеристики и недостаточная гемостатическая активность [167, 254, 267].

Для улучшения свойств хитозановых мембран применяются методы электроформования и лиофилизации. Электроформованные мембраны создают выровненные волокна с разнообразной морфологией, которые способствуют прикреплению клеток и поддержанию матричного синтеза, а также предотвращают образование соединительного эпителия, обеспечивая пространство для регенерации тканей пародонта [116]. Комбинированные каркасы из хитозана, поликапролактона и желатина, полученные методом электроформования с последующей лиофилизацией, демонстрируют низкую иммуногенность, скорость биodeградации, соответствующую регенерации тканей, и предотвращают клеточную инвазию извне [167]. Однако для широкого клинического применения таких мембран необходимы дополнительные исследования.

Коллагеновые мембраны, несмотря на их биосовместимость и способность к биodeградации, подвержены разрушению коллагеназой при бактериальной

колонизации. Некоторые патогенные микроорганизмы пародонта, такие как *Porphyromonas gingivalis* и *Bacteroides melaninogenicus*, вырабатывают коллагеназу, которая может преждевременно разрушать мембраны [64]. Для повышения антибактериальной эффективности коллагеновых мембран они могут быть пропитаны метронидазолом.

Для первичного закрытия дефектов используются различные техники, включая лоскутные операции с расширенной коронкой, вертикальные матрасные швы и технику тканевого перфоратора. Взаимодействие мембраны с этими техниками может негативно сказаться на процессе регенерации тканей [89].

Еще одним ограничением рассасывающихся мембран является их недостаточная способность поддерживать пространство при неблагоприятной морфологии дефекта. В таких случаях предпочтение отдается коллагеновым мембранам, которые широко используются для лечения внутрикостных дефектов методом направленной регенерации тканей (GTR). Для успешной реализации GTR ширина дефекта не должна превышать 37° к оси зуба, а морфология дефекта должна быть трехстенной [30].

Для лечения горизонтальных и вертикальных дефектов кости применяются процедуры направленной костной регенерации (GBR). Для стабилизации мембраны и обеспечения достаточного пространства рекомендуется использовать фиксирующие винты. В Великобритании в качестве альтернативы рассасывающимся мембранам используются армированные титаном, штыревые и нерезорбируемые мембраны.

Таким образом, хитозан представляет собой перспективный материал для разработки доступных и экономически эффективных биоматериалов для регенеративной терапии пародонта. Однако для его широкого применения необходимы дальнейшие исследования, направленные на устранение существующих ограничений и улучшение характеристик материала.

Биоактивная мембрана CelGro TM, изготовленная из коллагена свиного происхождения (Orthocell Ltd., Мердок, Австралия), разработана для

использования в направленной костной регенерации (GBR) в стоматологии и ортопедии [62]. Мембрана CelGro TM способствует васкуляризации [25], рекрутированию клеток [156] и активации проостеогенных факторов в области имплантации [148]. В сравнении с коммерческой коллагеновой мембраной Bio-Gide®, CelGro TM демонстрирует более равномерное прилегание к костной ткани и меньшую пористость на границе дефекта. Использование CelGro TM позволяет восстанавливать костные дефекты без осложнений и побочных эффектов. Конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) через 4 месяца после имплантации показывает значительное увеличение объема костной ткани как в горизонтальном, так и в вертикальном направлениях, что обеспечивает надежную поддержку имплантатов [5].

Коллагеновые мембраны могут модулировать остеоиммунный ответ, в частности, через взаимодействие с макрофагами. Чен модифицировал коллагеновую мембрану, покрыв её нанометровым слоем биоактивного стекла (хардисонит) с помощью импульсного лазерного осаждения, и исследовал её влияние на остеогенез в контексте GBR [26]. Было установлено, что модифицированная мембрана способствует усилению остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток (МСК) костного мозга, что указывает на перспективность использования коллагеновых мембран с покрытием из наночастиц хардисонита в регенеративной медицине [10].

Нерезорбируемые мембраны, в отличие от резорбируемых, не подвергаются биодеградации и требуют дополнительного хирургического вмешательства для их удаления. Однако они обладают рядом преимуществ, включая более прочную структуру, которая обеспечивает надежную фиксацию и защиту трансплантируемого остеопластического материала от механических воздействий. Это позволяет достичь более предсказуемого и стабильного результата остеогенеза в плане объема образующейся костной ткани.

1.2. Способы временного протезирования в период остеоинтеграции дентальных имплантатов пациентов с частичным отсутствием зубов.

Развитие медицинской науки и техники, а также прогресс в области технологий, способствовали новому подходу к проблеме протезирования зубов. Имплантация зубов с использованием дентальных имплантатов стала широко распространенной процедурой, которую применяют все большее число стоматологов [1, 2, 3]. Эта технология доказала свою эффективность и доступность [4, 5, 6].

Однако вопросы временного протезирования при имплантации зубов остаются актуальными, и не всегда применяемые методы лечения приводят к желаемым результатам. С.И. Гажва отмечает, что временный протез позволяет оценить форму, цвет, функциональность и удобство гигиенических процедур перед началом окончательной реставрации [7].

Протезирование на имплантатах является наиболее эффективным методом восстановления зубного ряда. Оно может быть реализовано с использованием различных методик в зависимости от клинической ситуации и состояния зубов пациента. Современные технологии и инструменты, усовершенствованные за последние годы, позволяют достигать не только здоровой, но и эстетически привлекательной структуры зубов [8].

Протезирование на имплантатах, может быть оптимальным решением для пациентов с частичным отсутствием зубов. Такие протезы, обладающие естественным внешним видом и изготовленные из высококачественных материалов, легко устанавливаются и не повреждают структуру полости рта пациента [9].

Имплантология — это раздел стоматологии, занимающийся восполнением отсутствующих зубов с использованием дентальных имплантатов. Эти имплантаты могут служить для замены одного зуба, быть опорой для несъемных мостовидных протезов или использоваться для крепления съемных конструкций [10]. Дентальная имплантация требует мультидисциплинарного подхода, учитывающего индивидуальные особенности каждого клинического случая.

Современные компьютерные технологии, такие как компьютерная томография и конусно-лучевая диагностика, позволяют стоматологам

планировать имплантологические вмешательства с высокой точностью. Виртуальное моделирование операции позволяет определить оптимальные точки для установки имплантатов, а также возможность использования костного материала пациента для обеспечения надежной фиксации [11, 12].

В случаях, когда костной ткани недостаточно, может быть выполнена пересадка костного материала. Трансплантаты могут быть изготовлены из аутологичных (собственных тканей пациента), гетерологичных или аллопластических материалов, выбор которых зависит от клинической ситуации и предпочтений пациента [13].

Биоинженерные разработки последних лет позволили улучшить компоненты протезов и повысить предсказуемость результатов реабилитации [14]. Таким образом, современные технологии и материалы открывают новые возможности для эффективного и эстетичного восстановления зубного ряда с использованием дентальных имплантатов.

Временные реставрации – идеальный вариант для достижения приемлемого для всех результата, т.к. изменение цвета и формы на временных реставрациях не является сложной и дорогостоящей процедурой.

Временные несъемные конструкции на имплантатах могут состоять из двух отдельных частей (индивидуальный абатмент и коронка) или одной, где временная коронка соединена с индивидуальным абатментом. По мнению Е. Йоффе [206] и Х.А. Каламкарров [208] при одномоментной имплантации с немедленной нагрузкой, одни авторы предлагают, формирователь не устанавливать, а использовать временные индивидуальные абатменты и коронки. Другие, рекомендуют применение прикручиваемых провизорных конструкции, изготовленных из пластмассы или композитного материала на интегрированные внутрикостные дентальные имплантаты [182].

Безусловно, установка постоянных коронок одномоментно с имплантацией или их отсутствие на время остеоинтеграции допустимы, но существует ряд факторов, которые говорят о явном преимуществе прохождения этапа временного протезирования.

Также важно понимать, что сразу после установки имплантата следует уменьшить нагрузку на область протезирования, временная коронка отлично справляется с задачей постепенного ввода этой области в полноценное функционирование [265].

Временные конструкции, изготовленные из пластмассы или композитных материалов, легко поддаются корректировке, что позволяет своевременно и без труда уменьшить или увеличить объем в нужных местах для правильного формирования десны. Также временное протезирование позволяет избежать ряда проблем, связанных с прогнозируемостью результатов лечения [198,201,214].

Кроме того, в случае непредвиденных обстоятельств, таких как отторжение имплантата или же возникновение локального воспаления в месте имплантации, временную ортопедическую конструкцию легче снять и решить эту проблему.

Стоит сказать, что в работах Т.Л.Кобылкина, М.Г.Перикова, А.М.Еникеев, И.А.Гатило, отмечается о проблеме выбора вида имплантации, которая остается актуальной до настоящего времени [213]. Тактика направления выполнения преимущественно эндооссального типа имплантации имеет научно-практическое обоснование.

Отметим, что технологии компьютерного производства титана могут обеспечить прямое изготовление индивидуальных физических объектов сложной формы на основе моделей автоматизированного проектирования [240]. Эта технология меняет индустрию цифрового производства и стала предметом значительного интереса в стоматологии с цифровыми имплантатами. Персонализированное лечение стоматологических имплантатов для отдельных пациентов может быть достигнуто с помощью аддитивного производства. Здесь мы рассматриваем применение технологий аддитивного производства в имплантологии полости рта, а также имплантологические и реставрационные изделия, такие как хирургические направляющие для имплантации,

изготовленные на заказ титановые сетки для увеличения костной ткани, персонализированные или неперсонифицированные зубные имплантаты.? [222].

Кроме того, внимание уделяется также технологиям аддитивного производства, обычно используемым в имплантологии.

Стереолитография, цифровая обработка света и моделирование методом наплавления часто используются для изготовления хирургических навигационных шаблонов, в то время как прямое лазерное спекание металла, селективное лазерное плавление и электронно-лучевая плавка могут применяться для изготовления зубных имплантатов, персонализированных титановых сеток и каркасов зубных протезов [226].

Более того, иногда требуется комбинировать технологию аддитивного производства с фрезерованием и другими методами резки и отделки, чтобы гарантировать, что продукт подходит для его окончательного применения [227].

Объемная печать относится к классу производственных процессов, в которых детали изготавливаются путем наложения слоев материала друг на друга. Существует семь категорий 3D-печати: фотополимеризация в чане (VPP), наплавка в порошковом слое (PBF), струйная обработка материала, струйная обработка связующего, экструзия материала (MEX), листовое ламинирование и направленное энергетическое осаждение [228]. Хотя существуют различные процессы АМ, не все из них используются в имплантологии [263]. Технологии, часто применяемые в практике имплантологии, включают VPP [стереолитография (SLA), цифровая обработка света (DLP) и т.д.], PBF [селективное лазерное плавление (SLM), селективное лазерное спекание (SLS) и т.д.] и MEX (моделирование наплавленного покрытия и т.д.). Детали изготавливаются непосредственно из цифровых 3D-моделей, созданных с помощью программного обеспечения CAD [173]. Модели САПР преобразуются во множество тонких слоев, и производственное предприятие использует эти геометрические данные для построения каждого слоя по очереди, пока деталь не будет готова [248]. Учитывая этот подход, АМ часто называют многоуровневым

производством, прямым цифровым производством или физическим производством в свободной форме [267].

Каждая технология 3D-печати основана на принципе “аддитивного” метода, основными отличиями между которыми являются методы формования и используемые материалы. Соответствующие технологии 3D-печати следует выбирать в соответствии с целью применения.

Поднадкостничные имплантаты были впервые описаны в 1943 году в работе Dahl G. [39]. Однако вскоре они были связаны с увеличением осложнений, таких как обнажение имплантата, подвижность имплантата и потеря имплантата. В стоматологии произошла цифровая революция, связанная с новыми цифровыми методами получения, улучшенным программным обеспечением для обработки и современными технологиями изготовления, что позволяет начать новую эру в несъемном протезировании.[145].

Cerea и Dolcini сообщили, что из семидесяти пациентов, которым были применены изготовленные на заказ титановые поднадкостничные имплантаты с прямым лазерным спеканием металла (DMLS), показали выживаемость 95,8% и низкую частоту осложнений в течение 2-летнего периода наблюдения. Они пришли к выводу, что изготовленные на заказ поднадкостничные имплантаты DMLS могли бы стать действенной альтернативной процедурой протезирования сильно атрофированных челюстей, где установка внутрикостных имплантатов невозможна [24].

Представленное решение является инновационным, поскольку оно изготовлено на заказ с учетом анатомии пациента и разработано с учетом внутрикостной поддержки. Имплантат был изготовлен из жесткого материала Ti6Al4V по технологии SLM и зафиксирован остеосинтезирующими винтами размером 2 × 6 мм, обработанными SLA. Авторы считают, что изготовленные на заказ субпериостальные имплантаты могут быть как отличным вариантом спасения, так и действительным первым вариантом лечения атрофированных челюстей, как более простой и менее трудоемкий метод при этом надежный и эффективный. Их главное преимущество заключается в том, что они

предлагают альтернативу более инвазивным хирургическим методам, таким как трансплантация костного гребня подвздошной кости и другие процедуры увеличения костной массы, а также в обеспечении немедленной нагрузки на протез. Их основные проблемы могут быть связаны с (1) переломом материала из-за усталости, (2) периимплантитом [106], (3) обнажением имплантата, (4) подвижностью имплантата, (5) недостаточной остеоинтеграцией, и (6) длиной используемых соединительных опор, которые могут предрасполагать к переломам как имплантата, так и протезной реставрации. Авторы не заметили ни одного из этих возможных осложнений в этом случае, однако для дальнейшего внедрения этого метода потребуются более длительные исследования с более крупными выборками пациентов.

Таким образом, **временные** имплантаты могут успешно обеспечить пациентов несъемным частичным зубным протезом для немедленной реабилитации, чтобы преодолеть этап остеоинтеграции или аугментации, даже в случаях с изначально скомпрометированным состоянием кости.

1.3. Цифровые технологии в хирургической стоматологии.

Как известно, стремительное развитие стоматологической промышленности во всем мире далеко опережает сегодня другие разделы медицины. В современной научно-исследовательской литературе обнаруживаются доказательства, что цифровые и компьютерные методы в настоящее время проникают во все сферы практики хирургической стоматологии, начиная со стадии сбора данных и оценки, заканчивая хирургическим планированием и хирургическим лечением, а также в период наблюдения, оценки и ведения осложнений [229,234,238].

Так, результаты опытно-экспериментальной работы современных авторов, таких как Д.В. Гаврилова, С.К. Северинова, доказывают, что применение цифровых технологий начинается со сбора данных, и выбор типа цифровых данных диктуется клиническими потребностями [186]. Цифровая рентгенография, в настоящее время, широко распространена во всех областях

стоматологии, и преимущества цифровой визуализации одинаковы для всех стоматологических специальностей.

Как отмечают, А.Г. Степанов, С.В. Апресян преимущество оптического сканирования заключается в том, что оно выполняется быстро, без ионизации. Конусно-лучевая компьютерная томография чаще всего проводится перед хирургическим вмешательством. Технологии продолжают быстрыми темпами трансформировать отрасль здравоохранения благодаря постоянному прогрессу [242]. Технология не устранил необходимость в соответствующем физикальном осмотре и клинических суждениях, но, безусловно, способствует улучшению диагностики и планирования лечения.

Настоящий прорыв в стоматологии инициировали цифровые технологии, которые широко используются на всех этапах ортопедического лечения, это:

- виртуальное планирование операции по направленной костной регенерации для индивидуальной адаптации к тканям протезного ложа стандартных титановых мембран.
- технологии компьютерного моделирования и производства индивидуальных титановых сеток – компьютерное фрезерование, 3D-печать.

Как отмечают, М.А. Джаватто [33] и Т. Сумида [141], титановая сетка в качестве нерезорбируемой мембраны широко использовалась в стоматологической клинической хирургии. Являясь эффективным имплантатом для устранения дефекта альвеолярной кости, титановая сетка может полностью поддерживать остеогенное пространство альвеолярной кости. Однако, по мнению А. Кукки [33] и Сейлер М. [135] традиционные титановые сетки имеют форму листа и, как правило, жесткие. Кроме того, как отмечают А. Кукки [34,35,36,37] и Ю. Шхи [137] необходимо обрезать сетку во время хирургической операции; эти операции удлиняют время операции и слишком сильно зависят от клинического опыта хирурга.

Показатели воздействия традиционной титановой сетки очень высоки, до 52,7%, что может быть вызвано неправильным дизайном формы титановой сетки

или невозможностью наложения швов без натяжения (А. Хелали [46] и М. Хирота [65]).

Как отмечает А. Киокка [28], в связи с быстрым развитием цифровых 3D-технологий и технологии аддитивного производства Сюсса Л предложила титановую сетку, изготовленную по индивидуальному заказу пациента (напечатанную на 3D-принтере) для GBR. Конструкция титановой сетки, изготовленной специально для пациента в зависимости от места дефекта, обладает хорошими физическими свойствами, способностью к образованию пространства и биосовместимостью [68]. По сравнению с традиционной титановой сеткой, титановая сетка, изготовленная специально для пациента, напечатанная на 3D-принтере, не имеет острых краев и углов, что позволяет уменьшить повреждение слизистой оболочки и степень воздействия титановой сетки (0-33%). Кроме того, также очевидны преимущества сокращения времени операции и уравнивания различий в хирургии GBR среди хирургов с разным уровнем клинической квалификации, что делает восстановление костного дефекта более точным и персонализированным [36, 163, 164]. На данный момент доказано, что титановая сетка, специфичная для конкретного пациента, напечатанная на 3D-принтере, может обеспечить превосходный эффект увеличения кости и удовлетворить клинические потребности [88, 94].

Использование барьерных мембран для стабилизации пространства материалов костного трансплантата способствует миграции и пролиферации остеобластов. Это предотвращает колонизацию мягких тканей в костных дефектах, что является ключом к хирургии GBR [14,37,98]. Однако коллагеновым барьерным мембранам не хватает достаточных механических свойств для эффективного поддержания остеогенного пространства. Традиционной титановой сетке не хватает гибкости, ее трудно формировать и обрезать. Таким образом, титановая сетка, изготовленная по индивидуальному заказу пациента, постепенно привлекла внимание врачей-стоматологов.

Во время операции GBR, выполняемой с использованием титановой сетки, изготовленной специально для пациента, на точность 3D увеличения

альвеолярной кости влияют многие факторы. Например, хотя титановая сетка тщательно спроектирована, многократное плавное наложение цифровой 3D-модели в процессе цифровой реконструкции также приведет к несоответствию контура кости. Остальные анатомические ориентиры модели с дефектами альвеолярной кости могут быть уменьшены после многократного сглаживания и наложения [80]. Поэтому установка и удержание во время клинических операций все еще зависят от оценки хирургом анатомического положения. Кроме того, размещение титановых сеток, специфичных для конкретного пациента, напечатанных на 3D-принтере, в месте дефекта, с костным трансплантатом и без него, сильно отличается [41, 168,87]. Часть анатомических ориентиров, покрытых костной смесью, может в определенной степени препятствовать правильному расположению титановой сетки, что приводит к перемещению или смещению титановой сетки [28,139,88,94]. В то же время, также возможно, что титановое точечное отверстие смещено из-за недостаточного анатомического расположения воздействия во время операции [145,162,168]. Кроме того, согласно изображениям, предоставленным в этом исследовании, различия между запланированным объемом и фактическими результатами также обусловлены либо смещением частиц трансплантата, чрезмерным увеличением, либо ремоделированием трансплантата в период заживления.

Слишком большая потеря анатомических ориентиров и слишком большая планируемая площадь поверхности увеличения кости при проектировании титановой сетки в случаях основного дефекта кости / увеличения; в результате дизайн титановой сетки не соответствует анатомическим характеристикам альвеолярной кости для полного восстановления дефектов альвеолярной кости, что делает площадь увеличения кости чрезмерной или недостаточной [184]. Напротив, в случаях незначительного костного дефекта / аугментации имеются более заметные анатомические ориентиры и меньшая площадь поверхности планируемого увеличения кости, что позволяет конструкции титановой сетки быть как можно ближе к анатомической альвеолярной кости без зазоров [185]. Однако результаты этого исследования не подтверждают эту гипотезу.

Возможные причины, следующие: во-первых, точность изготовления титановой сетки, основанной на аддитивном производстве, очень высока. Хотя значительный дефект кости / увеличение увеличивает сложность проектирования в процессе проектирования, после завершения 3D-модели процесс лазерного аддитивного производства может обеспечить точную обработку титановой сетки [241,245,247]. Во-вторых, титановая сетка, напечатанная на 3D-принтере, обладает превосходной структурной жесткостью. В отличие от традиционной титановой сетки, жесткость титановой сетки, напечатанной на 3D-принтере, достаточно велика, чтобы гарантировать возникновение лишь небольшой деформации. В-третьих, титановая сетка, изготовленная специально для пациента, может обеспечить достаточную точность позиционирования благодаря тщательному цифровому дизайну, предшествующему хирургической операции.

В будущем необходимы дополнительные клинические исследования, чтобы дополнительно проиллюстрировать влияние различных размеров костных дефектов на точность увеличения кости, выполненной с помощью титановой сетки, изготовленной специально для пациента [192].

Здесь, стоит также сказать, о важности виртуального планирования операции по направленной костной регенерации для индивидуальной адаптации к тканям протезного ложа стандартных титановых мембран, которые были изучены многими зарубежными авторами. Так, P. Felice, G. Lizio, M. Simion [50] и соавторы, отмечают, что лечение альвеолярных дефектов является сложной задачей из-за их неправильной формы и отсутствия твердых и мягких тканей. Виртуальная плановая управляемая регенерация кости (GBR) с использованием специальных сеток направлена на оптимизацию лечения за счет снижения риска расхождения.

Следует согласиться с мнением G. Lizio [85], G. Pellegrino [87] и C. Maiorana [90] о том, что направленная регенерация кости (GBR) с использованием титановых сеток позволила врачам лечить трехмерные и протяженные дефекты из-за жесткости их структуры, которая содержит

частичный трансплантат и контрастирует с распадом вышележащих мягких тканей. Некоторые авторы [27, 35,48,52,98,132] отмечают, что цифровые технологии улучшили этот подход, позволив спроектировать и напечатать каркас, который соответствует восстанавливаемому дефекту, соотнося костную пластику с тем, что необходимо для поддержки креплений, и сокращая время операции и дискомфорт. Следовательно, расхождение, существенный недостаток этого метода, по-видимому, снижен по мнению A. Cucchi и A. Bianchi с предсказуемостью регенерации костного объема $>80\%$ от того, что фактически планировалось [33]. Тем не менее, G. Lizio [86] и M Chiapasco [27] были высказаны некоторые сомнения относительно фактической стандартизации этого подхода, и надежность цифровых систем в реализации того, что фактически запланировано, все еще неясна. Действительно, в литературе мало информации о пациентах и методологии исследований, при этом выживаемость имплантатов составляет 97-100% при среднем сроке наблюдения до 30 месяцев после установки имплантата [33]. Когда осложнение поддается лечению, появляется примерно через месяц после вмешательства и без признаков инфекции, подход CAD / CAM GBR надежен в выполнении того, что было запланировано до операции, обеспечивая однородность результатов [35,50].

Точность виртуального проекта, сравнение начальной клинической ситуации с идеальным прогнозом конечного результата, является решающим вопросом. По мнению S. Aslan [12], прогнозирование толщины и формы периимплантной слизистой оболочки и ее взаимодействия с абатментом и коронками, которые будут достигнуты в конце лечения, может позволить спрогнозировать хирургическую или протезную коррекцию мягких тканей до или после реконструкции кости с более точным расположением имплантата. Статическая компьютерная навигационная имплантация (s-CAI) включает в себя сопоставление данных о поверхностях тканей, полученных при внутриворотном или экстраоральном сканировании, с рентгенографической информацией о твердых тканях, полученной на компьютерной томографии, для определения места установки приспособлений.

А. Tahmaseb считает, что этот подход дал лучшие результаты в отношении точности введения, чем метод свободной руки [150,42]. По мнению I. Miyamoto [100, 43] начальное расширение костного дефекта и характеристики мягких тканей были решающими при кондиционировании GBR с использованием мембран и без специальных титановых сеток, даже при использовании специального протокола.

Мягкие ткани могут быть неправильной формы с разной толщиной, рубцами из-за предыдущих повреждений и лечения или особенно тонкими и хрупкими. Правильная оценка мягких тканей может обусловить дизайн лоскута, уменьшая частоту воздействия. Кроме того, как отмечают А. Hartmann, М. Seiler [135] - иммобилизация лоскута для покрытия трансплантата после сепарации, освобождающих надкостницу, влечет за собой уменьшение преддверия рта с необходимостью процедур пересадки мягких тканей для получения биологической ширины [151,152,153]. Другой клинический случай был описан S. Aslan, С. Tolay P., Gehrke [12,13] путем оценки толщины вестибулярной слизистой оболочки для устранения горизонтального дефицита беззубого участка с хирургической модификацией мягких тканей в сочетании с приемами протезирования.

Стоит сказать, что в исследовании Р. Felice, G. Lizio, М. Simion и соавторов, два пациента мужского пола были направлены на несъемное протезирование их беззубых областей. Общее состояние здоровья обоих пациентов не было противопоказанием к хирургическим вмешательствам в полости рта [50].

После проведения конусно-лучевой компьютерной томографии (My Ray, Cefla, Имола, Италия) пациентам было проведено сканирование полости рта с помощью внутриротового сканера (IOS) (iTero Element 2, Align Technology, Калифорния, США). Данные DICOM относительно состояния кости были объединены с файлами (STL) относительно характеристик мягких тканей. В соответствии с окклюзионными требованиями была выполнена виртуальная шлифовка для правильного положения зубных коронок на противоположной

зубной дуге; впоследствии коронки были наложены на изображение кости и слизистой оболочки, чтобы выявить несоответствия между протезированием и анатомическими проблемами. Было настроено моделирование правильного конечного профиля мягких тканей, были настроены размеры и форма сосочков, и имплантаты были виртуально установлены. Прогноз реконструкции кости для обеспечения достаточной поддержки креплений был сделан позже. Мембрана была спроектирована в соответствии с объемом твердых тканей, планируемым положением и расположением фиксирующих винтов. В первом случае планировалось установить два стандартных имплантата в позиции второго премоляра и второго моляра, поддерживая несъемный мостовидный протез с пятью коронками, удерживаемый винтами [203]. Установка имплантата в положение клыка рассматривалась после удаления соответствующего подвижного зуба. Это протезное решение предусматривало вертикальную и горизонтальную регенерацию кости размером около 8 и 11 мм соответственно в зоне коренных зубов и толщиной около 10 мм в соответствии с расположением второго премоляра [204].

Во втором случае был выявлен вертикальный и горизонтальный дефицит костной ткани с остаточным костным гребнем. Цифровая обработка для правильного положения коронки, идеального профиля мягких тканей и последующего расположения имплантатов определяла объем кости, а также относительные размеры и форму имплантационного ложа [206].

Как полагают С.В. Апресян, А.Г. Степанов [172] окончательное представление правильного профиля мягких тканей с помощью протезных коронок может быть особенно полезным при лечении сложных альвеолярных дефектов с анатомическими изменениями и неправильными окклюзионными взаимодействиями. Следовательно, обсуждение между ортопедами и пациентами позволяет выбрать более подходящее решение для каждого конкретного случая. Винтовые протезы на сегодняшний день, по мнению Y. Fortin и R.M. Sullivan [51] являются наиболее доступными решениями с учетом эстетических, функциональных и гигиенических требований. Несъемный

мостовидный протез без ложной десны, требует точной оценки конечного профиля мягких тканей, особенно в эстетической зоне.

Метод GBR является наиболее универсальным подходом, поскольку трансплантат, поддерживаемый каркасом, адаптируется к любой форме дефекта. Использование титановых сеток позволяет лечить более серьезные дефекты с меньшим количеством инфекционных осложнений, чем при использовании нерезорбируемых мембран, хотя и составляет 0–68,9% от заявленного диапазона воздействия [28, 114, 135, 147, 87]. В литературе сообщается о 89,9% успеха имплантации в течение трех лет наблюдения [215]. Цифровое изготовление титановой сетки должно было свести к минимуму конечные осложнения и результаты успешной имплантации. Однако значительные различия в сообщаемых результатах вызывают несколько вопросов. Chiapasco [27] и Cuschi [33,34,37,38] и соавторы зарегистрировано только 11 из 53 и 1 из 10 случаев расхождений, в то время как Сюсса и соавторы сообщалось о 66% послеоперационной заболеваемости у девяти пациентов [28]. Два автора сообщили о 25% экспозициях, 16% минимальных, 7% “шириной в один зуб” и 1,5% полных, не обнаружив никакой корреляции между ними и обработкой мягких тканей, толщиной или размером сетки [59]. Т. Сумида [141,142,143] и др. не обнаружили существенной разницы в расхождении слизистой оболочки и инфицировании между пользовательской сеткой и обычной.

Среднее вертикальное увеличение костной массы, о котором сообщают исследования, использующие линейные измерения, составляет от 3,9 мм до 6,5 мм, максимум 8,9 мм [127]. Лечение однородной группы из девятнадцати расширенных трехмерных атрофий, получено пять полных отказов из-за ранней инфекции и потери трансплантата; тем не менее, по истечении первых критических шести недель надежность метода с точки зрения костной регенерации достигла 88% [28,34,35,50].

Метелев И.А., Шевченко Д.П., Онтобоев А.А. [225] полагают, что хирургическое мастерство оператора, по-видимому, сохраняет свою важность, хотя при цифровом подходе один опытный хирург получил более низкий

уровень воздействия (10-25%), чем в двух испытаниях с участием большего числа операторов (52,3-66%). Хартман и Сейлер [60] использовали различные конструкции лоскутов, объясняя низкий уровень раннего облучения подлежащей обработке слизистой оболочки. Эти авторы предупреждали о рубцовых изменениях от воспалительных процессов или предыдущих операций.

Что касается надежности воспроизведения того, что фактически запланировано, Ли и соавторы [81,82,83] зафиксировано +19,3% объема регенерированной кости под сеткой по сравнению с тем, что было запланировано цифровым способом, вероятно, из-за смещения устройства вверх. Кроме того, те же авторы ссылались на среднее значение отклонения границы сетки в $0,59 \pm 0,47$ мм между виртуальной ситуацией и ситуацией после GBR, вплоть до максимального расхождения в 3,4 мм. Лизио и соавторы [85,86,87,88] сообщается о 82% совпадении положения цифровой сетки с хирургической по данным послеоперационной компьютерной томографии, что подтверждает статистически значимую подгонку сетки к дефекту кости независимо от оператора, но с соответствующим диапазоном несоответствий (от 53,3% до 100%).

Из всех вышеперечисленных соображений вытекает необходимость улучшения цифрового рабочего процесса путем управления как можно большим количеством элементов для оптимизации объема и распределения костной реконструкции. Стоит отметить, что цифровая схема настройки сокращает время операции и количество фиксирующих винтов. Однако это дороже традиционной процедуры и не позволяет проводить интраоперационную коррекцию. По мнению Гажва С.И., Тетерин А.И., Кушиева А.О. [187], два зарегистрированных случая требовали особого внимания из-за высокой корреляции риска неудачи.

Конструкция сетки не предусматривала макропор, за исключением нескольких трещин в той части устройства. Эта особая структура, контрастирующая с недавней тенденцией, направлена на уменьшение проникновения фиброзной ткани в регенеративное пространство с минимальным образованием ткани, подобной надкостнице. Этот фиброз, помогающий

предотвратить инфицирование трансплантата в случае расхождения, уменьшает образование кости и усложняет удаление сетки на этапе установки имплантата [245, 218].

Действительно, ни в одном испытании не использовалась “титановая мембрана” без отверстий. За исключением нескольких гипотез [164], не доказано, что дизайн, толщина, размеры и количество пор, а также обработка поверхности сеток определяют процедуру. Недавно в исследовании *in vivo* сообщалось, что микропористая структура титановой сетки усиливает ангиогенез из надкостницы при увеличении вертикального гребня лучше, чем макро, что связано с повышенной проницаемостью сосудов и остеокондуктивными возможностями [225]. В трудах Д. Ван Стинберг, С.Йоханссон, М.Квиринен, Молли Л., Т.Альбректссон и соавторы. [158] сообщается, что около десяти пациентов подверглись GBR с использованием окклюзионного титанового барьера, позволяющего установить 33 крепления для несъемного протеза. Уровень костной ткани после имплантации был стабильным в течение 5 лет наблюдения. Данные на животных и клинические данные показали большой потенциал окклюзионного титанового барьера, что еще раз подчеркивает важность оценки состояния мягких тканей и хирургического лечения.

В дополнение к качеству данных, связанных с КЛКТ, и системе печати, этот подход зависит от точности файлов STL и точности программного обеспечения при их соединении [1]. В различных исследованиях сообщалось о точности вне- или внутриротовых сканеров [42]. Клиническая ситуация пациента и технические навыки оператора обуславливают внутриротовое сканирование, в то время как слепок искажает достоверность данных экстраорального сканера. В конечном счете, производственный процесс и структура мембраны играют важную роль в воспроизведении того, что запланировано. В нескольких исследованиях по s-CAI сообщалось о большей точности установки имплантата по сравнению с процедурой "свободной руки" при снижении важности оперативного опыта. Этот результат, по мнению Ф. Фризера [52], представляется

более интересным, где толщина мягких тканей и поверхностные характеристики более важны. Полностью компьютеризированная процедура представляется более точной, чем частично компьютеризированная.

Таким образом, разработка новых материалов и аддитивных технологий является новым научным направлением в стоматологии. Врачи-стоматологи должны быть осведомлены о спектре возможностей, предоставляемых цифровыми технологиями. Своевременная подготовка специалистов, в полной мере владеющих цифровыми технологиями, программным обеспечением, является важным условием обеспечения качества стоматологической помощи.

Вышесказанное позволяет сделать объективное заключение о том, что на сегодняшний день, не существует конструкций позволяющих обеспечить временное несъемное протезирование пациентов с частичным отсутствием зубов на период остеоинтеграции классических дентальных имплантатов, которые параллельно обеспечивали бы направленную костную регенерацию и позволяли бы исключить давление при жевании на костный регенерат и имплантаты до их полной регенерации.

Такие разработки стали возможны с интеграцией в специальность компьютерных технологий моделирования и производства стоматологических конструкций. Однако, данные разработки нуждаются в доклинических и клинических исследованиях и научном обосновании их эффективности.

В будущих исследованиях для обеспечения механической прочности требуется дальнейшая оптимизация индивидуальных параметров титановой сетки, таких как толщина, диаметр пор и форма. Кроме того, эффекты сочетания персонализированной титановой сетки с рассасывающейся коллагеновой мембраной, мембраной с концентрированным фактором роста или другими методами увеличения костной массы требуют дальнейшего изучения. Кроме того, 3D-печать для изготовления зубных имплантатов была внедрена совсем недавно; таким образом, необходимы дополнительные исследования, чтобы понять долгосрочную безопасность и клиническую эффективность имплантатов, напечатанных на 3D-принтере. Будущая работа будет включать изучение

механических свойств и структурных характеристик, а также оптимизацию процесса печати 3D-печатных зубных имплантатов для достижения повышенной точности и производительности. Наконец, хотя может показаться, что все медицинские устройства для имплантации полости рта могут быть изготовлены с использованием 3D-принтеров, одна технология может быть не в состоянии удовлетворить все потребности пациента. Для некоторых применений технологию 3D-печати необходимо сочетать с фрезерованием или другими методами резки / чистовой обработки, чтобы создать продукт, который может достичь конечной цели применения.

Что же касается способов временного протезирования в период остеоинтеграции дентальных имплантатов пациентов с частичным отсутствием зубов, важно отметить, что преимуществами данного способа на основании субъективной оценки пациентов и клинической оценки являются восстановление эстетической и жевательной функции зубного ряда, а также предотвращение травматизации имплантата и окружающих тканей. Использование временных конструкций, помимо конструирования альвеолярного гребня, позволяет сформировать уровень десневого края вокруг абатмента, сохранить имеющееся соотношение челюстей. Временный протез на имплантате позволяет проанализировать форму, цвет, функциональность, удобство проведения гигиенических мероприятий на этапе, предшествующем началу изготовления окончательной реставрации.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для достижения цели диссертационного исследования были проведены теоретические, экспериментальные лабораторные и клинические исследования.

На первом этапе был выполнен обзор научной литературы для выявления оптимальных технологий и материалов, применяемых в аддитивном производстве индивидуальных титановых сеток для направленной регенерации костной ткани в стоматологии.

Второй этап включал разработку конструкции индивидуальной титановой мембраны с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов для пациентов с дистальными дефектами зубных рядов в период остеоинтеграции дентальных имплантатов, производимой по технологии селективного лазерного спекания (SLS).

Третий этап был направлен на определение оптимальных параметров титановой сетки, числа и расположения внутрикостных фиксирующих элементов, а также допустимой жевательной нагрузки на временный несъемный протез. Для этого был проведен математический эксперимент методом конечных элементов.

Результаты теоретических и экспериментальных исследований позволили разработать метод дентальной имплантации с одномоментной костной регенерацией и временным протезированием для пациентов с дистальными дефектами зубных рядов с использованием современных цифровых технологий.

Заключительный этап включал клиническую апробацию, подтверждающую эффективность предложенного метода.

Общий дизайн исследования представлен на рисунке 1.

Экспериментально-клиническое обоснование использования индивидуальных титановых мембран для направленной костной регенерации, изготовленных методом объемной печати

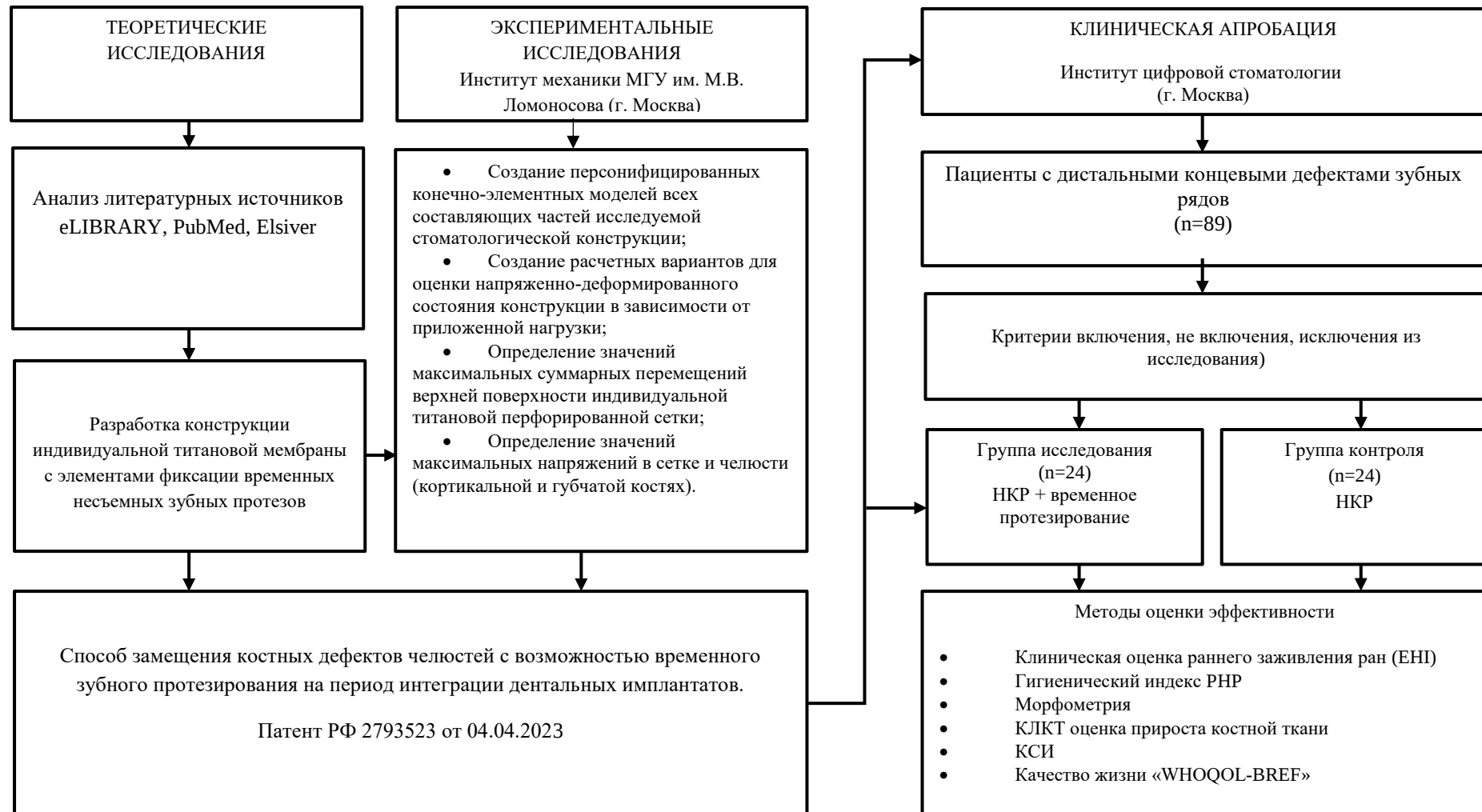


Рисунок 1 – Схема-дизайн диссертационного исследования.

2.1 Материалы и методы теоретических исследований

Теоретический анализ диссертационного исследования включал систематический обзор научной литературы для определения наиболее эффективных технологий и материалов, применяемых в аддитивной технологии производства персонализированных титановых сеток, предназначенных для направленной костной регенерации в стоматологии. Особое внимание уделялось анализу механических, биосовместимых свойств материалов, а также их способности интегрироваться с костной тканью. Для детального изучения поведения титановых сеток в различных условиях были проведены численные расчеты методом конечных элементов (МКЭ). Эти расчеты позволили оценить напряженно-деформированное состояние конструкций, их прочность, устойчивость к циклическим нагрузкам и взаимодействие с окружающими тканями.

2.1.1. Разработка конструкции индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.

При разработке конструкции и исследовании материалов для аддитивного производства индивидуальных титановых мембран был проведен анализ научной литературы. В качестве источников использовались базы данных международных и отечественных электронных библиотек, таких как eLIBRARY, Scopus, PubMed, Роспатент и Google Patents, за период с 2018 по 2023 годы. Глубина поиска составила пять лет. Для анализа были выбраны ключевые слова: "титан для аддитивного производства медицинских изделий", "индивидуальные субпериостальные имплантаты", "титановые мембраны", "компьютерное моделирование" и "3D-печать". По результатам запроса было изучено 618

публикаций, большинство из которых (78%) были опубликованы в 2021–2023 годах, что свидетельствует об актуальности выбранной темы.

В качестве материала для производства титановых мембран был выбран стоматологический титановый сплав в порошковой форме. Этот материал широко используется в стоматологии для создания протезов методом селективного лазерного плавления (SLS). Он соответствует техническим условиям ТУ 32.50.11–007–31072128–2018 и имеет регистрационное удостоверение РЗН 2019/8300 от 18.04.2019, что подтверждает его безопасность и эффективность.

Для производства титановых мембран была выбрана технология селективного лазерного спекания (SLS). В качестве оборудования использовался основной модуль лазерного сплавления металлических порошков Concept Laser M2 Cusing. Модель оснащена лазером мощностью 200 Вт или 400 Вт. Оборудование соответствует европейским директивам по электромагнитной совместимости (2004/108/EC), низковольтному оборудованию (2006/95/EC) и безопасности машин и оборудования (2006/42/EC) с изменениями от 2009 года.

Дополнительно были рассмотрены механические и биологические свойства титановых сплавов, а также их влияние на процессы аддитивного производства. Особое внимание уделялось анализу структурных особенностей материалов, полученных методом SLS, и их сравнению с традиционными методами обработки титана.

Для обеспечения высокой точности и качества титановых мембран была разработана методика компьютерного моделирования процессов аддитивного производства. Это позволило оптимизировать параметры печати и минимизировать дефекты в структуре материала.

Результаты анализа литературы и экспериментальных исследований показали, что использование титановых порошков и технологии SLS позволяет создавать индивидуальные титановые мембраны с высокой степенью точности и воспроизводимости. Такие мембраны обладают улучшенными механическими свойствами и биосовместимостью, что делает их перспективными для

применения в медицинской практике, особенно в области стоматологии и хирургии.

В ходе проектирования индивидуальной титановой сетки для фиксации временных несъемных зубных протезов были проанализированы субпериостальные имплантаты и титановые мембраны, создаваемые с использованием аддитивных технологий для направленной регенерации костной ткани. Эти конструкции, аналогично имплантатам, повторяют анатомические контуры челюсти и фиксируются к ней с помощью винтов, но дополнительно имеют выпуклость в области, где планируется размещение костнозамещающего материала. По результатам анализа было принято решение объединить характеристики обеих технологий, что позволило устранить давление на трансплантат и одновременно восстановить жевательную и эстетическую функции.

Разработка была нацелена на решение задачи временного восстановления жевательной эффективности у пациентов в период направленной регенерации челюстной кости — как на этапе подготовки к дентальной имплантации, так и в процессе её выполнения. По итогам исследований была разработана конструкция, изображённая на рисунке 2.

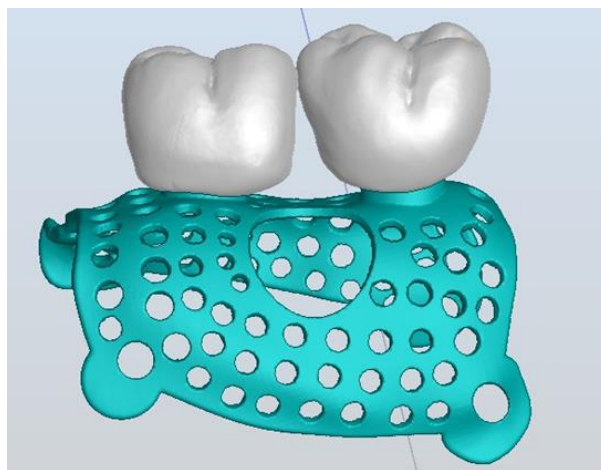


Рисунок 2 – Цифровая модель индивидуальной титановой сетки, оснащённой элементами для крепления временных несъемных зубных протезов.

Разработанная конструкция представляет собой персонализированную титановую пластину высокой точности, предназначенную для направленной регенерации костной ткани, с интегрированными элементами для закрепления временных несъемных зубных протезов.

2.1.2. Материалы и методы математического моделирования.

Для решения задач математического моделирования были выделены следующие этапы:

- Создание персонифицированных конечно-элементных моделей всех составляющих частей исследуемой стоматологической конструкции;
- Создание расчетных вариантов для оценки напряженно-деформированного состояния конструкции в зависимости от приложенной нагрузки;
- Определение значений максимальных суммарных перемещений верхней поверхности индивидуальной титановой перфорированной сетки;
- Определение значений максимальных напряжений в сетке и челюсти (кортикальной и губчатой костях).

В работе рассмотрена стоматологическая конструкция, включающая нижнюю челюсть пациента, фиксированную посредством винтов индивидуальную перфорированную титановую сетку с двумя опорами-абатментами, и фиксированным на этих опорах мостовидным несъемным зубным протезом с двумя коронками.

На рисунке 3 представлена фасетная модель индивидуальной титановой сетки толщиной 0,5 мм, повторяющая анатомические контуры челюсти, монолитно соединенная с абатментами для фиксации временного мостовидного зубного протеза. По нижнему краю конструкции имеются отверстия, через которые титановая сетка фиксируется к костной ткани челюсти хирургическими винтами. Аналогичные отверстия расположены с язычной стороны. Большие

круглые отверстия в конструкции служат для внесения остеопластического материала. Эта фасетная модель состоит из 200 тысяч фасетов (граней).



Рисунок 3 – Цифровая фасетная модель перфорированной титановой сетки: А – Целиком; Б – фрагмент.

Для формирования виртуальной модели титановой сетки и челюстных структур пациента на дооперационном этапе выполняется компьютерная томография всех необходимых анатомических областей. Результаты конусно-лучевой компьютерной томографии экспортируются в формате DICOM в облачную платформу Diagnocat, где с использованием встроенных инструментов создаются трёхмерные модели челюстей и зубов в формате STL. Далее с помощью специализированного программного обеспечения SpaceClaim фасетные модели конвертируются в твердотельные объекты. На рисунке 4 представлена твердотельная модель всей конструкции вместе с челюстью.

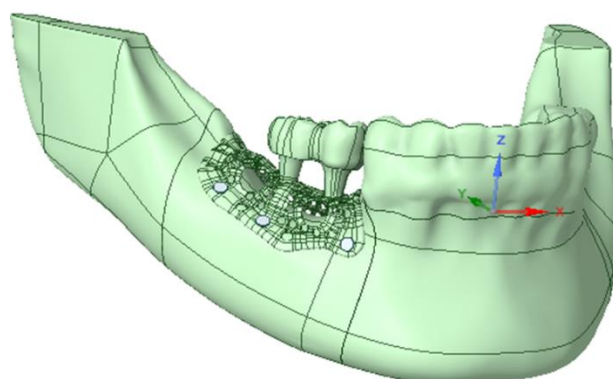


Рисунок 4 – Твердотельная модель всей конструкции и нижней челюсти

На рисунке 5 представлены твердотельные модели отдельных

компонентов зубочелюстного сегмента и индивидуальной титановой сетки с крепежными винтами.

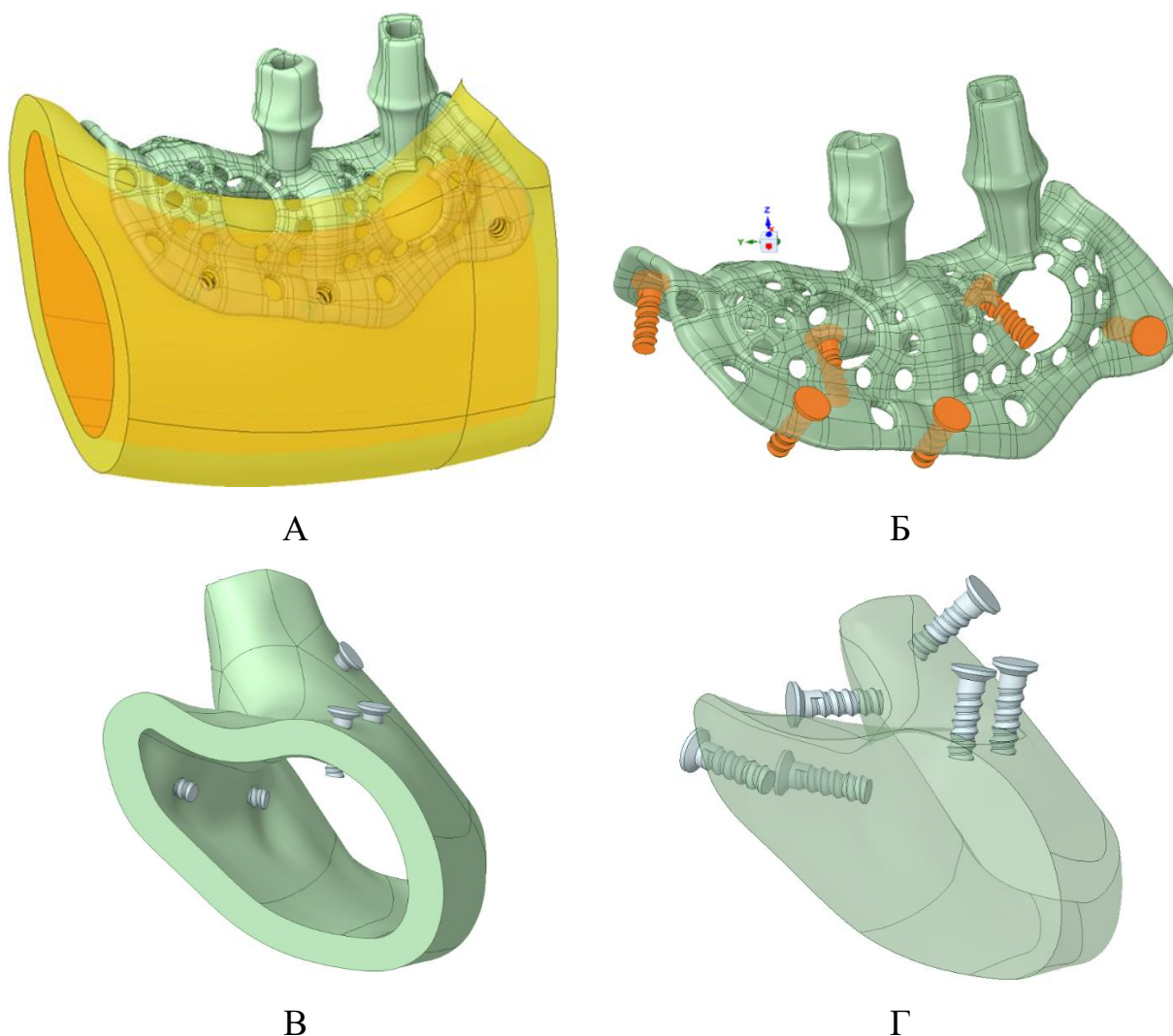


Рисунок 5 – Твёрдотельные модели сегмента челюсти и отдельных частей конструкции: А – полупрозрачная твёрдотельная модель сетки с вырезанной частью челюсти (кортикальная кость жёлтым цветом, губчатая – оранжевым); Б – сетка с винтами; В – винты отдельно в средней части кортикальной кости; Г – полупрозрачная модель средней части губчатой кости с винтами.

Нижняя челюсть разделена на 3 части для того, чтобы часть челюсти под сеткой с винтами и протезом (2 коронки) можно было разбить на более мелкие элементы (рисунок 6).

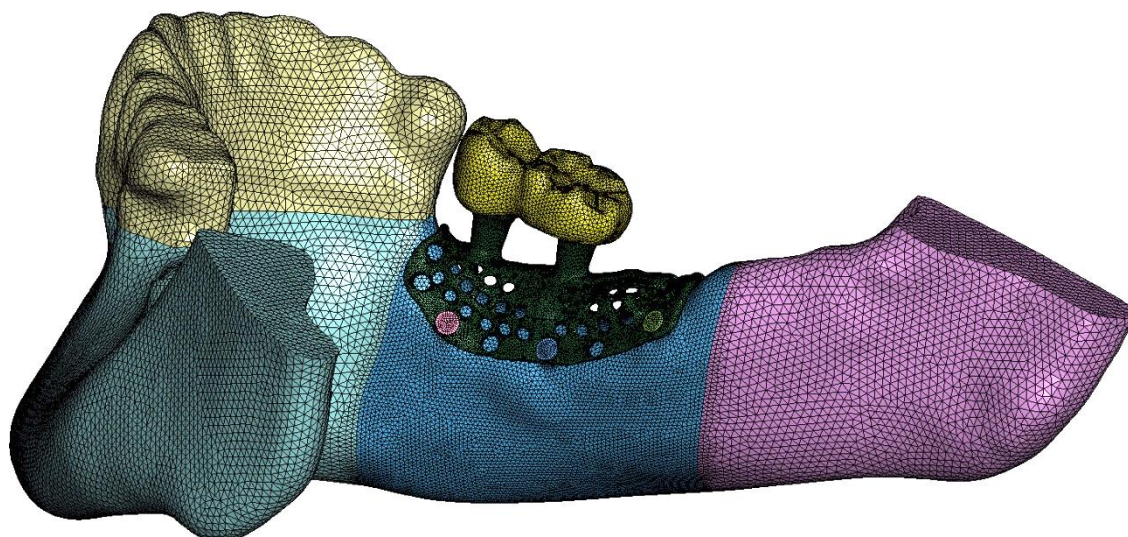


Рисунок 6 – Конечно-элементная модель челюсти с титановой сеткой

На границах стыковки всех частей конструкции элементы-тетраэдры создавались таким образом, чтобы они полностью совпадали (рисунок 7).

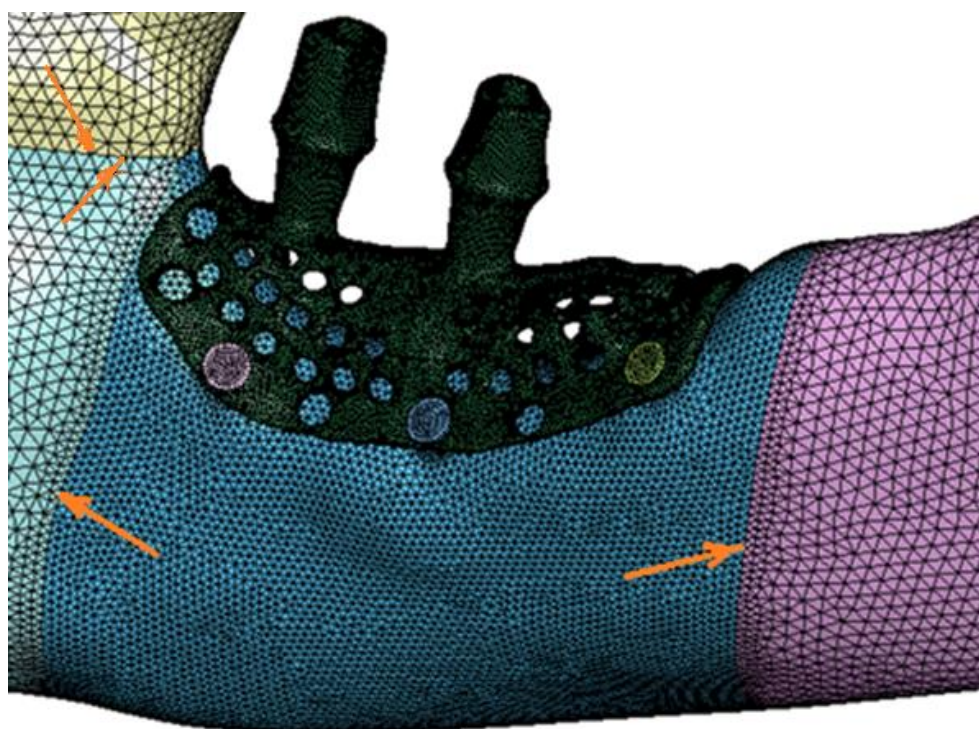


Рисунок 7 – Конечно-элементная модель челюсти с титановой сеткой (красными стрелками показаны границы стыковки частей конструкции)

На рисунке 8 показана конечно-элементная модель зубного протеза, имеющая углубления со штырями по центру для более крепкого соединения. Пространство между штырями и титановыми опорами-абатментами, монолитно соединенными с титановой сеткой, заполняется цементом.

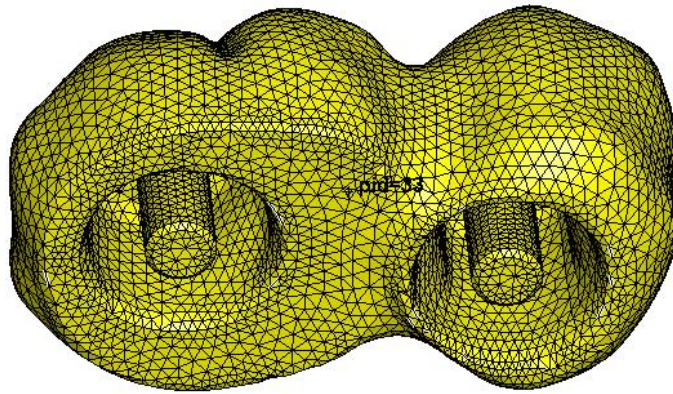


Рисунок 8 – Конечно-элементная модель коронок. Вид изнутри

На рисунке 9 изображена конечно-элементная модель нижней челюсти без сетки, разделенной на 3 части. Сетка крепится к челюсти шестью винтами – тремя снаружи и тремя с язычной стороны (размером 4 мм в длину и 1,2 мм в диаметре). Кортикальная кость создавалась толщиной 2 мм, на рисунке её хорошо видно: по периметру челюсти она закрашена серым цветом.



А



Б

Рисунок 9 – Конечно-элементная модель нижней челюсти с фиксированными винтами: А – вид снаружи; Б – вид изнутри.

Вокруг винта специально вырезан цилиндр из кортикальной (бордовый цвет) и губчатой (серый цвет) костей для того, чтобы можно было сделать более мелкую сетку вокруг винта и после решения задачи смотреть распределение напряжений вокруг резьбы винтов (рисунок 10).

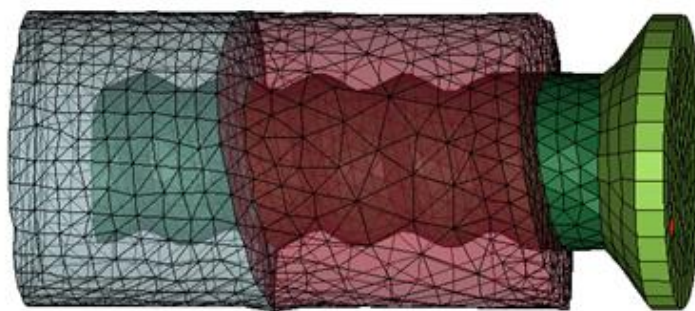


Рисунок 10 – Конечно-элементная модель винта и окружающая его костная ткань.

На рисунке 11 более крупным планом показана конечно-элементная модель интересующей части исследуемого объекта: сетка с фиксированным протезом, винты и полупрозрачные кортикальная и губчатая кости.

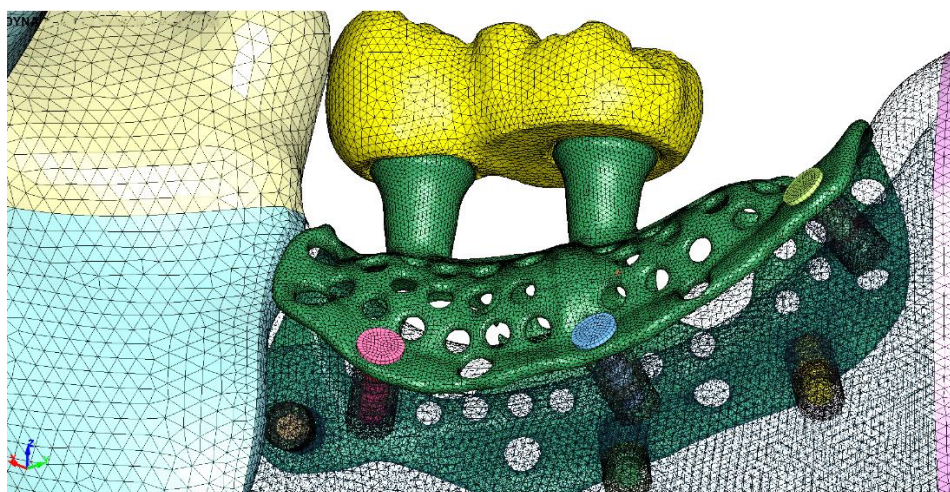


Рисунок 11 – Конечно-элементная модель средней части конструкции

Физико-механические характеристики материалов, их модуль Юнга и коэффициент Пуассона которые использовали в расчетах представлены в Таблице 1. Следует отметить, что значения механических характеристик титан были получены экспериментальным путем при испытаниях порошкового титана РЗН 2019/8300 от 18.04.2019 предназначенного для изготовления медицинских изделий методом селективного лазерного спекания.

Таблица 1 - Механические свойства объектов, составляющих изучаемый сегмент.

Объекты	Модуль Юнга (ГПа)	Коэффициент Пуассона
Цемент	12	0,25
Фотополимерная пластмасса	2,85	0,4
Кортикальная кость	15	0,26
Губчатая кость	1,22	0,31
Титановая сетка	120	0,34

2.2 Материалы и методы клинического исследования

Проверка эффективности разработанной технологии проводилась на клинических базах Института цифровой стоматологии Медицинского института Российского университета дружбы народов имени Патриса Лумумбы (директор — доктор медицинских наук, профессор Апресян С. В.), в Центре цифровой стоматологии МАРТИ и в пародонтологическом центре «MAXTREAT». Все

этапы исследования выполнялись в соответствии с протоколом, утверждённым Комитетом по этике Медицинского института РУДН (протокол № 2 от 11 февраля 2025 года).

2.2.1. Характеристика клинической группы и основные клинические методы исследования

В ходе исследования было проведено обследование 89 пациентов с дистальными дефектами зубных рядов верхней и нижней челюсти. На основании установленных критериев включения и невключения в исследование, для дальнейшего анализа были отобраны 48 пациентов.

Критерии включения:

- Пациенты обоих полов в возрасте от 25 до 50 лет с частичной адентией, соответствующей I и II классам по классификации Кеннеди (МКБ-10: K08.1 — утрата зубов в результате травм, удаления или локализованного пародонтита).
- Наличие атрофии беззубого альвеолярного отростка (МКБ-10: K08.2).
- Отсутствие системных соматических заболеваний, способных оказывать влияние на костный метаболизм.
- Отсутствие психоневрологических расстройств и патологий центральной нервной системы.

Критерии невключения:

- Пациенты в возрасте младше 25 и старше 50 лет.
- Пациенты с частичной утратой зубов, классифицируемой как III или IV класс по Кеннеди (МКБ-10: K08.1).
- Диагностированные острые или хронические заболевания слизистой оболочки полости рта.
- Наличие соматических заболеваний, влияющих на костную ткань.
- Некомпенсированные сердечно-сосудистые патологии.

- Постоянный приём антикоагулянтов, а также глюкокортикостероидов и нестероидных противовоспалительных препаратов.
- Наличие вредных привычек, таких как курение и злоупотребление алкоголем.
- Психические и неврологические заболевания.

Критерии исключения:

- Добровольный отказ пациента от участия на любом этапе клинического исследования.
- Развитие в ходе наблюдения состояний, соответствующих критериям невключения.
-

Все участники были случайным образом распределены на две равные группы по 24 человека. В основной группе пациентам выполнялась направленная костная аугментация с одновременной установкой дентальных имплантатов, реализуемая по авторской методике с применением индивидуализированной титановой сетки, содержащей элементы для фиксации временных несъёмных протезов. У пациентов контрольной группы осуществлялась стандартная двухэтапная имплантация, предваряемая направленной костной регенерацией с использованием индивидуальной титановой сетки, полученной методом 3D-печати.

Характеристика пациентов исследуемых групп по полу и возрасту представлена в таблице 2.

Таблица – 2 Характеристика пациентов по полу и возрасту

Возраст (лет)	Основная группа		Контрольная группа	
	М	Ж	М	Ж
25-35	4	5	4	4
36-45	3	3	3	2
46-50	4	5	5	6

Всего:	24	24
--------	----	----

Всем пациентам основной группы хирургическое вмешательство проводилось согласно разработанному протоколу, детально изложенному в разделе 3.2. У пациентов установка дентальных имплантатов осуществлялась в день проведения операции по размещению индивидуальной титановой сетки, предназначенной для направленной костной регенерации с возможностью немедленного временного протезирования. Всего в рамках данной группы было установлено 53 дентальных имплантата: 22 — в область верхней челюсти и 31 — в нижнюю. В 19 случаях пациентам устанавливались по два имплантата, и ещё у 5 — по три. Уже в день операции титановые конструкции нагружались временными несъёмными ортопедическими протезами. Удаление индивидуальных сеток проводилось спустя 6 месяцев, одновременно с установкой временных несъёмных протезов на опорах из установленных имплантатов. Постоянное протезирование осуществлялось через 14 дней после этого этапа.

У пациентов контрольной группы проводилась направленная костная регенерация с применением индивидуальных титановых сеток. Объём необходимой костной ткани определялся на этапе предоперационного планирования с использованием виртуального моделирования, в процессе которого дентальные имплантаты размещались в оптимальной ортопедической позиции. Удаление сеток производилось через 6 месяцев, совмещённо с установкой имплантатов, выполненной по полному цифровому навигационному протоколу. Всего было установлено 55 имплантатов в позиции отсутствующих первых и вторых моляров, 28 на нижней челюсти и 27 на верхней. Далее имплантаты ушивались, и спустя 3 месяца производилось их раскрытие с установкой формирователей десны. Финальный этап — постоянное протезирование — проводился через 14 суток после раскрытия имплантатов.

На этапе формирования клинической выборки всем пациентам проводилось комплексное стоматологическое обследование, включающее сбор анамнеза,

клинический осмотр, общий анализ крови, исследование уровня глюкозы, а также гормональный профиль — с оценкой половых гормонов и показателей функции щитовидной железы — с целью исключения системных факторов, способных повлиять на минеральный обмен в костной ткани. Особое внимание уделялось выявлению вредных привычек; пациенты, употреблявшие табачные изделия, могли быть включены в исследование только при условии полного отказа от курения.

Дополнительно проводилась оценка степени атрофии слизистой оболочки полости рта характера рельефа, толщины и выраженности подслизистого слоя, высоты прикрепления уздечек и слизистых тяжей, а также глубины преддверия полости рта. В случаях, когда в зоне предполагаемой имплантации диагностировался тонкий гингивальный фенотип, за два месяца до установки индивидуальной титановой сетки выполнялось углубление преддверия рта с одновременной пластикой прикреплённой десны с использованием свободного эпителизированного трансплантата, полученного с твёрдого нёба пациента.

2.2.2. Дополнительные методы клинического исследования

Визуально-диагностические методы включали фотопротоколирование на различных этапах лечения, что позволяло документировать клиническую картину, а также отслеживать динамику заживления и состояние мягких тканей. В дополнение проводилось внутриротовое цифровое сканирование с целью получения точных виртуальных моделей зубочелюстной системы. Полученные цифровые слепки использовались для создания 3D-моделей, последующего планирования хирургического этапа и изготовления индивидуальных конструкций, включая титановые сетки и временные ортопедические конструкции. Такой комплексный подход обеспечивал высокую точность диагностики, моделирования и прогнозирования клинического результата.

У пациентов, входящих в основную клиническую группу, после фиксации временных несъёмных ортопедических конструкций проводили динамическую оценку уровня гигиены полости рта на 14-й день, а также через 3, и 6 месяцев наблюдения. Контроль осуществлялся с применением индекса РНР позволяющего объективно оценить эффективность гигиенических мероприятий.

Оценка прироста костной ткани осуществлялась в обеих исследуемых группах с использованием морфометрического метода. После удаления индивидуальных титановых сеток производилось измерение ширины альвеолярного отростка с применением градуированного пародонтального зонда. Для анализа выбирались участки с максимальными показателями регенерации.

Оценка процессов заживления раневой поверхности у пациентов обеих клинических групп проводилась в ключевые сроки послеоперационного периода — на 3, 7 и 14 сутки — с использованием индекса раннего заживления (Early Wound Healing Index, EHI), предложенного Wachtel H., Weng D. и Zuhr O. в 2003 году. В медицинскую документацию вносились цифровые значения от 1 до 5, соответствующие различным степеням заживления тканей:

- 1 — края разреза плотно адаптированы, фибрин отсутствует;
- 2 — края сопоставлены, но присутствует узкая фибринозная полоска вдоль линии разреза;
- 3 — края раны сопоставлены, фибринозный налёт распространяется не только по линии разреза, но и на прилегающие участки лоскута;
- 4 — частичное расхождение краёв раны с признаками некроза, экссудацией и вторичным натяжением, вызванным отёком тканей;
- 5 — выраженное расхождение и некротизация краёв, наличие гнойного отделяемого.

Кроме того, на этапах отсроченного наблюдения (через 3, 6 и 8 месяцев после оперативного вмешательства) проводилась оценка состояния слизистой оболочки и трансплантата с регистрацией признаков экспозиции титановой

сетки, участков некроза мягких тканей или признаков резорбции костного заменителя.

Оценка первичной и последующей стабильности дентальных имплантатов проводилась на нескольких этапах лечения: непосредственно в день установки, в периоды временного и постоянного протезирования, а также спустя один год после установки. Для определения степени фиксации имплантатов использовали метод резонансной частотной аналитики, позволяющий измерить коэффициент стабильности имплантата (ISQ — Implant Stability Quotient). Измерения выполнялись с применением бесконтактной технологии с использованием устройства Penguin RFA (Integration Diagnostics, Швеция), фиксируя частоту колебаний стандартного многоразового штифта MulTiPeg, установленного в имплантат (рис. 12).



Рисунок 12 – Измерение коэффициента стабильности имплантата (КСИ) с помощью прибора Penguin RFA (Integration Diagnostics, Швеция).

Для оценки объема вновь сформированной костной ткани после оперативного вмешательства, а также с целью контроля состояния костных структур в области установленных дентальных имплантатов, всем пациентам проводилось конусно-лучевое компьютерное томографическое исследование (КЛКТ). Диагностика выполнялась на томографе Vatech PaX-i 3D (Vatech,

Республика Корея), с эффективной дозой облучения, составляющей 30 мЗв (рис. 13).



Рисунок 13 – Внешний вид конусно-лучевого компьютерного томографа Vatech PaX-i 3D (Vatech, Корея).

Рентгенологическая диагностика выполнялась на всех ключевых этапах лечения: в период дооперационного обследования при формировании клинических групп, непосредственно после вмешательства, в день удаления индивидуальной титановой сетки (через 6 месяцев), а также после установки постоянных ортопедических конструкций на дентальные имплантаты и спустя год после завершения протезирования. Для анализа использовалась функция виртуальной линейки, посредством которой проводили измерения и рассчитывали медианные значения различий в высоте и ширине альвеолярной кости до вмешательства и после формирования регенерата под сеткой в трех точках, равно отдаленных друг от друга на всем протяжении сетки. Для более объективной оценки объема вновь сформированной костной ткани в качестве контрольных точек были выбраны два временных интервала: после установки титановой сетки и перед её удалением. (рисунок 14).

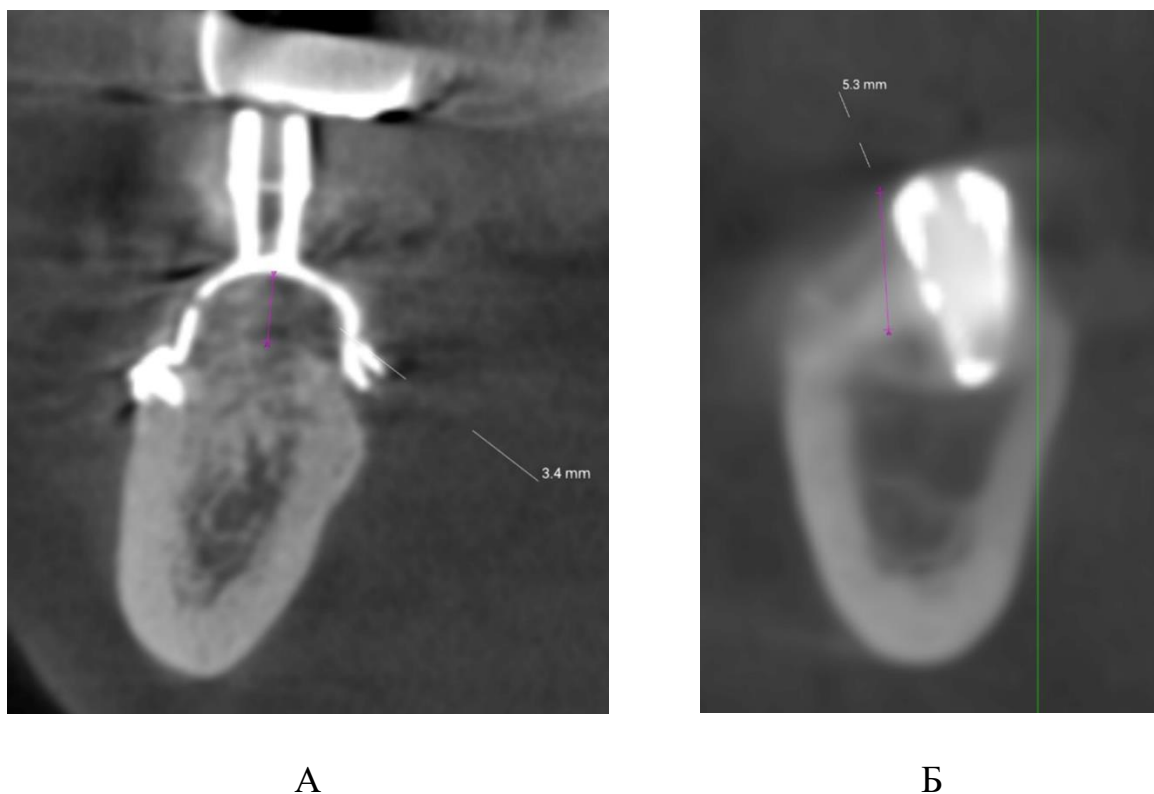


Рисунок 14 – Рентгенологическая диагностика пациентов исследуемых групп: А – измерение прироста костной тканей под титановой сеткой; Б – измерение прироста костной ткани вокруг дентального имплантата.

Кроме того, для оценки убыли костной ткани в области установленных дентальных имплантатов проводилось сравнительное измерение: из высоты костного уровня у шейки имплантата, зафиксированной через 12 месяцев после функциональной нагрузки, вычитали высоту кости, зафиксированную в день установки постоянной ортопедической конструкции.

2.3. Метод оценки качества жизни пациентов.

Для определения уровня качества жизни пациентов применялся валидизированный и адаптированный на русский язык краткий опросник Всемирной организации здравоохранения — WHOQOL-BREF Анкетирование проводилось до оперативного вмешательства по установке индивидуальных титановых сеток пациентам клинических групп, и на сроках послеоперационного периода 14, 30, 90 и 180 суток.

Опросник WHOQOL-BREF включает 26 вопросов, разделённых на два блока. Первый блок состоит из двух вопросов, которые оцениваются отдельно. Второй блок из 24 вопросов направлен на оценку качества жизни в рамках четырёх доменов:

- физическое здоровье,
- психофизиологическое здоровье,
- социальные взаимоотношения,
- окружающая среда.

В актуальной версии опросника уровень качества жизни по каждому домену выражается в процентах — как отношение текущего значения к максимально возможному. Расчёт осуществляется по формуле:

$$\text{Пересчитанное значение} = \frac{\text{исходное значение} - \text{минимально возможное значение}}{\text{максимально возможный размах}} \cdot 100\% , (8)$$

где минимально возможные значения и максимально возможный размах представлены в табл. 3.

Таблица 3 – Экстремальные значения показателей по категориям и общего показателя КЖ опросника ВОЗ «WHOQOL-BREF»

Домен	Исходные суммы в доменах		
	Минимально возможное значение	Максимально возможное значение	Максимально возможный размах
Физическое здоровье, α	7	35	28
Психофизиологическое здоровье, β	6	30	24
Социальные взаимоотношения, γ	3	15	12
Окружающая среда, δ	8	40	32

Общий показатель, ε	24	120	96
---------------------------------	----	-----	----

Исходные суммы для расчёта доменных показателей формировались следующим образом:

- Физическое здоровье (α) = $(6 - Q3) + (6 - Q4) + Q10 + Q15 + Q16 + Q17 + Q18$
- Психофизиологическое здоровье (β) = $Q5 + Q6 + Q7 + Q11 + Q19 + (6 - Q26)$
- Социальные взаимоотношения (γ) = $Q20 + Q21 + Q22$
- Окружающая среда (δ) = $Q8 + Q9 + Q12 + Q13 + Q14 + Q23 + Q24 + Q25$

На основании полученных процентных значений качество жизни интерпретировалось следующим образом:

- менее 30% — низкое качество жизни;
- от 31% до 60% — снижение качества жизни;
- свыше 61% — нормальный уровень качества жизни.

2.4. Статистические методы исследования

Этап статистической обработки данных проводился с использованием комплекса программных пакетов. Накопление экспериментальных результатов реализовано при помощи Microsoft Office Excel 2019. Графическая визуализация проводилась с использованием программного пакета python 3.0 (используемые библиотеки: pandas, numpy, matplotlib.pyplot, seaborn, scipy, os, tkinter и matplotlib.gridspec). Конечный статистический анализ реализован при помощи программного пакета IBM SPSS Statistics 25. Применение различных статистических моделей вне зависимости от выбранного теста подразумевало следующие условия:

- уровень значимости (α) 0,05;

- значимыми считались различия при значении тестовой статистики (F, t и т.д), приводящей к $p < 0,05$.

2.4.1 Оценка индекса заживления ран (ЕНИ)

Анализ различий средних групповых величин индекса заживления ран в зависимости от челюсти на которой производилась как направленная костная аугментация с одновременной установкой дентальных имплантатов (основная группа), так и стандартная двухэтапная имплантация (контрольная группа) для различных временных точек контроля (3-и, 7-е и 14-е сутки) выполнялся при помощи парного t-критерия для независимых выборок, определяемого по формуле:

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{SD_P^2}{n_1} + \frac{SD_P^2}{n_2}}} \quad (9)$$

где $\bar{X}_1, \bar{X}_2$ – выборочные средние двух групп анализа;

n_1, n_2 – объемы выборок;

SD_P^2 – объединенное стандартное отклонение, рассчитанное на основе групповых отклонений.

К нулевой гипотезе данного теста относится суждение о том, что две выборки получены из совокупностей с одинаковым средним значением. К основным допущениям парного t-теста для независимых выборок относятся непрерывность данных, нормальность их распределения, а также равенство дисперсий.

В рамках анализа индекса заживления ран пациенты основной и контрольной группы проходили стадии контроля на 3-и, 7-е и 14 сутки, поэтому при выявлении статистических временных различий применялся дисперсионный анализ повторных измерений (Repeated Measures ANOVA). Принципиальная

схема дизайна такого вида анализа представлена на рисунке 15.

Пациент	Временная точка контроля клинического параметра (t)			
	t_1	t_2	t_3	t_4
1	X_{11}	X_{21}	...	...
2	X_{12}	...	...	...
3	X_{13}	...	...	...
4	X_{14}	...	...	...
...	...	...	...	...

Рисунок 15 – Дизайн дисперсионного анализа повторных измерений

Суть данной статистической модели заключается в проверке наличия различий средних значений исследуемого параметра для связанных выборок. К нулевой гипотезе относится предположение о равенстве всех средних значений. Альтернативной гипотезой выступает предположение о том, что средние значения связанных выборок не равны (по крайней мере два средних значения достоверно различаются).

Расчет F статистики дисперсионного анализа повторных измерений (Repeated Measures ANOVA) производился согласно следующему равенству:

$$F_{\text{Repeated Measures ANOVA}} = \frac{\sum_{i=1}^k n_i (\bar{x}_i - \bar{x})^2 / (k - 1)}{SS_W - k \sum (\bar{y}_i - \bar{x})^2 / (n - 1)(k - 1)} \quad (10)$$

где k – количество временных точек;

n_i – число испытуемых в каждой временной точке;

$\bar{x}_i$ – выборочное среднее, рассчитанное для каждой временной точки;

$\bar{x}$ – среднее значение, рассчитанное по выборочным средним $\bar{x}_i$

SS_W – внутригрупповая вариация;

$\bar{y}_i$ – межгрупповое среднее (для каждого пациента отдельно).

К основным допущениям, используемым при проведении дисперсионного

анализа повторных измерений, относятся:

1. Зависимая переменная должна состоять из связанных выборок и для одних и тех же пациентов;
2. Сферичность данных;
3. Независимая переменная должна быть непрерывной;
4. В связанных выборках не должно находиться большого количества выбросов;
5. Распределение независимой переменной должно быть приближено к нормальному.

Тест по оценке сферичности реализовывался с помощью теста Мокли (Mauchly's sphericity test) и был направлен на проверку нулевой гипотезы о равенстве дисперсии разностей. В случае обнаружения нарушения предположения о сферичности с помощью теста Мокли применялась поправка Грингауза-Гайссера.

Анализ межгрупповых различий индекса заживления ран также проводился с использованием парного t-критерия для независимых выборок, описанного выше.

Графическое представление распределений значений индекса заживления ран для основной и контрольной групп с использованием violin-plots представлено на рисунке 16.

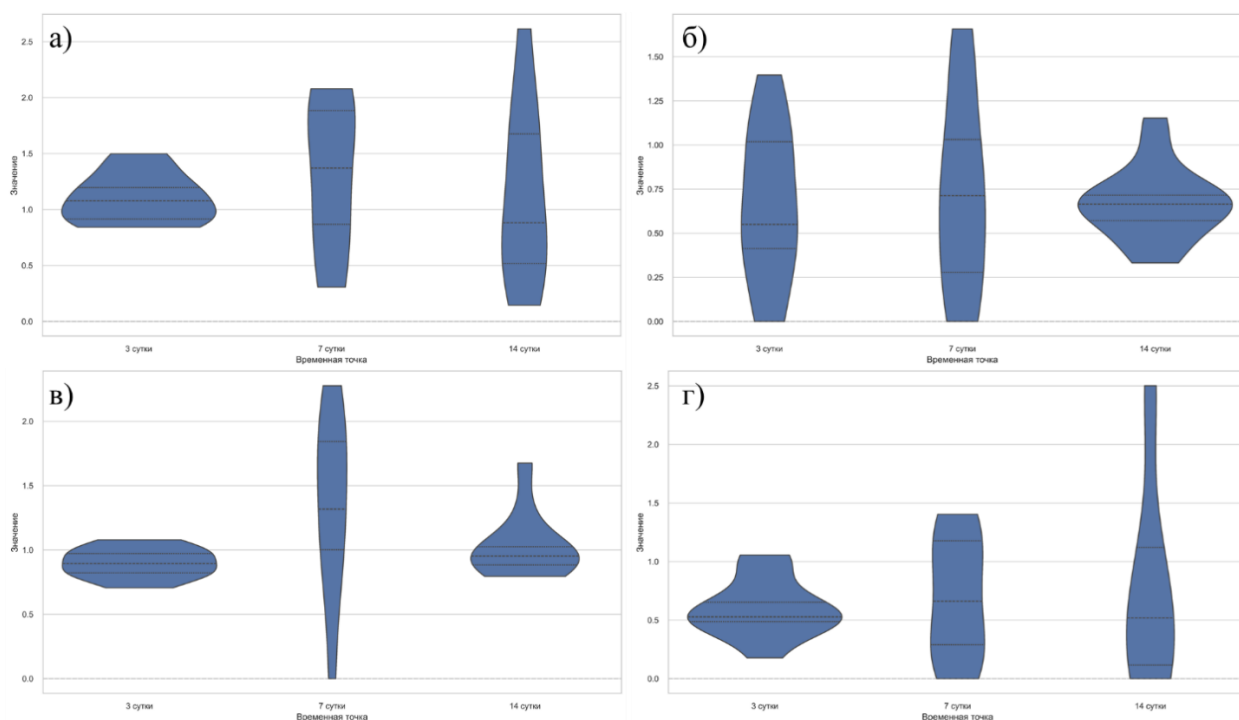


Рисунок 16 – Графическое представление распределений значений индекса заживления ран: (а) – контрольная группа (верхняя челюсть); (б) – контрольная группа (нижняя челюсть); (в) – основная группа (верхняя челюсть); (г) – основная группа (нижняя челюсть)

2.4.2 Анализ гигиенического состояния временных коронок

Так как дизайн обработки и анализа гигиенического состояния временных коронок обладал аналогичной пункту 2.5.1 структурой, кластер работ и используемых статистических моделей для данной стадии полностью соответствовал структуре раздела 2.5.1 без каких-либо изменений. Распределение значений гигиенического индекса РНР для различных групп и временных точек контроля представлено на рисунке 17.

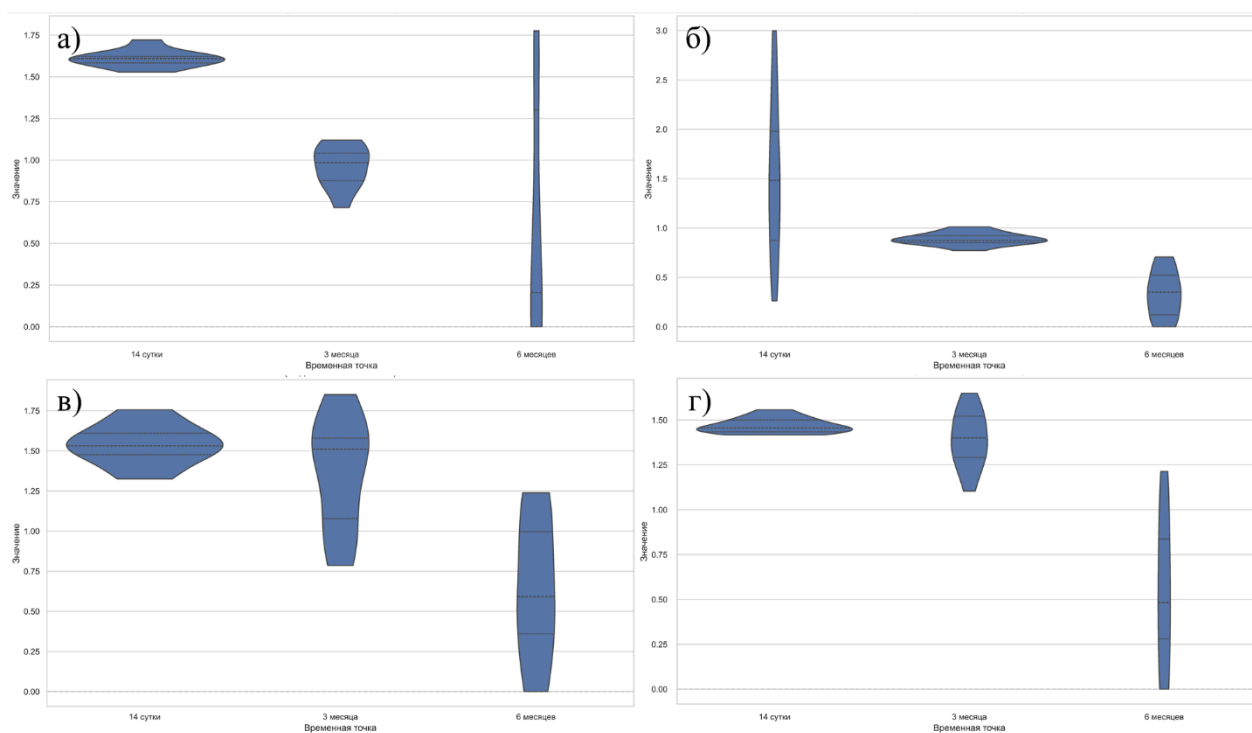


Рисунок 17 – Графическое представление распределений значений гигиенического индекса РНР: (а) – контрольная группа (верхняя челюсть); (б) – контрольная группа (нижняя челюсть); (в) – основная группа (верхняя челюсть); (г) – основная группа (нижняя челюсть)

В случае необходимости анализа силы линейной зависимости между двумя непрерывными переменными использовалась корреляция Пирсона, реализованная согласно следующему равенству:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}) \cdot (Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (11)$$

где r – коэффициент корреляции;

X_i, Y_i – значения n пар;

$\bar{X}, \bar{Y}$ – средние значения.

2.4.3 Морфометрический анализ кости

Первым этапом статистического анализа морфометрических измерений вновь сформированной костной ткани в трех различных точках выступало сравнение выборочных средних значений полученных в рамках отдельно взятых групп для областей верхней и нижней челюсти. Парные сравнения проводились с использованием парного t-критерия для независимых выборок (п. 2.5.1).

Выявление межгрупповых различий выборочных средних для трех точек анализа выполнялось с использованием однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA). Множественные сравнения реализованы с учетом поправки Бонферрони.

Парный t-критерий для независимых выборок также использовался для выявления статистически значимых различий между основной и контрольной группами.

Графическая иллюстрация распределений значений морфометрических измерений вновь сформированной костной ткани в различных точках представлена на рисунке 18.

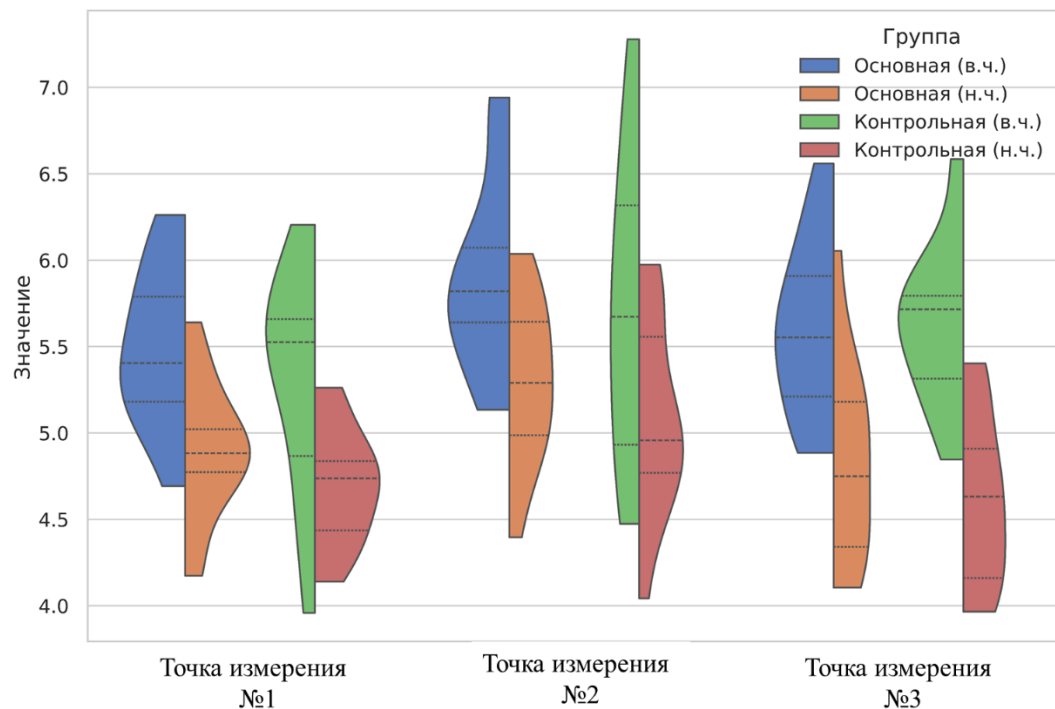


Рисунок 18 – Графическое представление распределений значений морфометрических измерений вновь сформированной костной ткани в различных точках

2.4.4 Анализ результатов рентгенологического исследования

Статистическая оценка количественного прироста костной ткани в вертикальном и горизонтальном направлениях в области альвеолярного отростка у пациентов основной и контрольной групп проводилась согласно статистическим моделям пункта 2.5.3

Распределения значений прироста костной ткани по ширине и высоте для различных групп анализа обладали видом, представленным на рисунке 19.

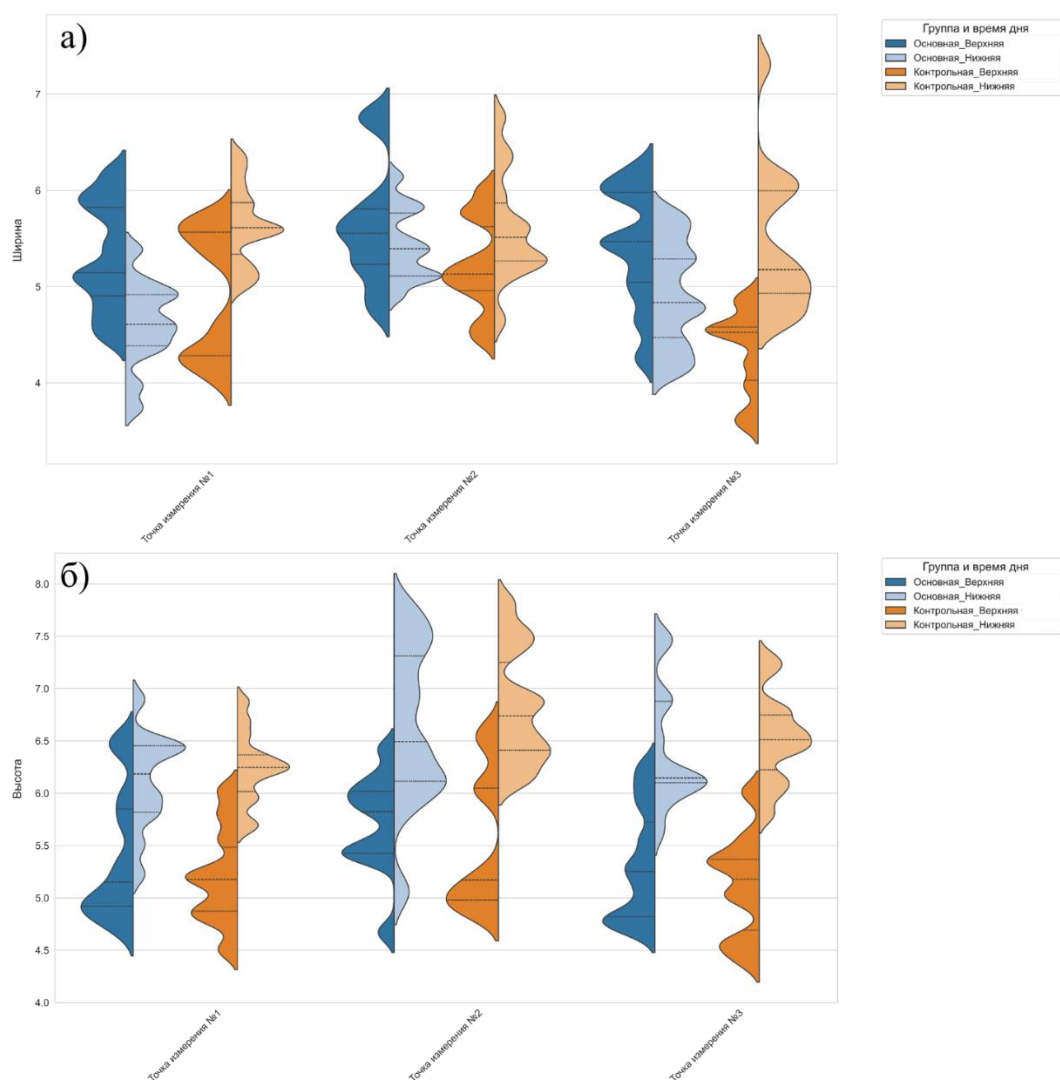


Рисунок 19 – Графическое представление значений прироста костной ткани по ширине и высоте для различных групп анализа: (а) – ширина; (б) – высота

С целью обнаружения сходимости результатов определения прироста костной ткани по ширине (горизонтальном направлении), полученных в рамках рентгенологического и морфометрического исследований, использовался парный t-критерий для независимых выборок.

2.4.5 Оценка групповых коэффициентов стабильности имплантатов (КСИ)

Статистический анализ эффективности дентальной имплантации проводился посредством парных сравнений выборочных средних значений коэффициентов стабильности имплантатов (КСИ), рассчитываемых с помощью магнитно-резонансного анализа в день установки, в период временного, постоянного протезирования и через год после операции. Сравнению подлежали выборочные средние КСИ, соответствующие различным областям локализации, а также различным группам исследования. Реализация указанных сравнений проводилась с помощью парного t-критерия для независимых выборок.

Распределение значений КСИ, полученных в рамках настоящего исследования, для различных временных промежутков и групп анализа представлено на рисунке 20.

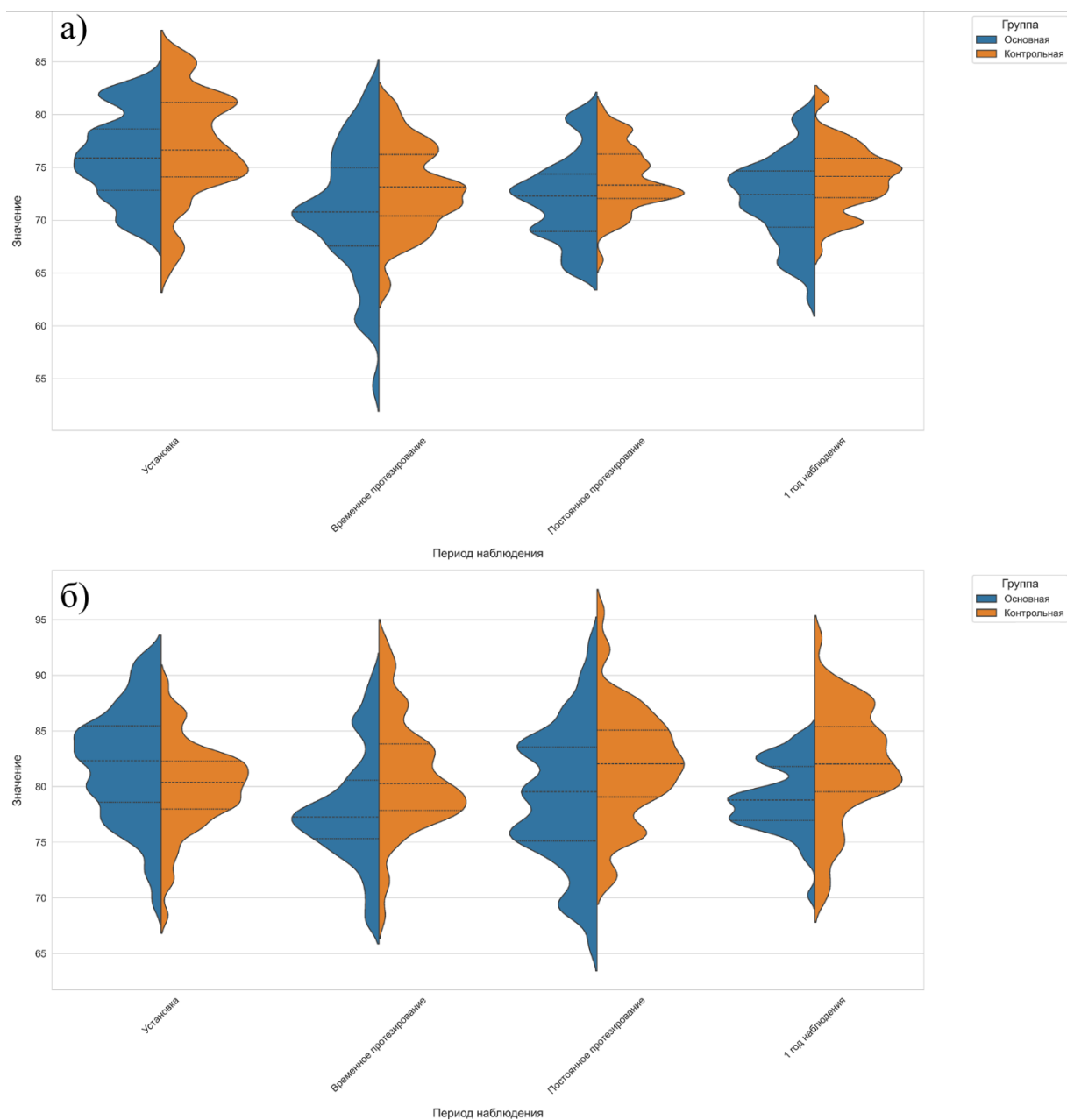


Рисунок 20 – Графическое значений коэффициентов стабильности имплантатов (КСИ) для различных групп анализа и временных контрольных точки: (а) – верхняя челюсть; (б) – нижняя челюсть

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Настоящая глава содержит результаты теоретических и практических исследований, ставших основой для создания клинического протокола дентальной имплантации, совмещённой с одномоментной направленной костной регенерацией и временным протезированием у пациентов с дефектами зубных рядов. При разработке протокола применялись современные цифровые технологии, включающие этапы планирования, моделирования и изготовления, что подробно рассмотрено в соответствующем разделе диссертации.

3.1 Результаты математического эксперимента.

Для решения задачи геометрически сложной стоматологической конструкции, состоящей из нижней челюсти, фиксированной на нее индивидуальной титановой перфорированной мембраны с двумя опорами-апартаментами и фиксированным на этих опорах мостовидным несъемным зубным протезом, использовался метод конечных элементов.

3.1.1. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при вертикальной нагрузке. Вариант 1.

При решении контактной задачи в качестве граничных условий по перемещениям сделано закрепление по боковым частям челюсти по всем степеням свободы – перемещения запрещены по направлениям X , Y , Z , т. е. $U_x = U_y = U_z = 0$. Нагрузка $F = 100$ Н действует на окклюзионные поверхности двух коронок протеза. На границе контактов создавались контактные пары: 2 контактные пары между цементом и мостовидным протезом (в местах крепления опор сетки с протезом) имеют склейку-контакт, 6 контактных пар винтов с сеткой, 1 контакт сетки с кортикальной костью, 6 контактных пар винтов с кортикальной костью и 6 контактных пар винтов с губчатой (склейка-контакт).

Для решения контактной задачи применялся метод штрафных функций и итерационный метод пошагового приращения нагрузки Ньютона – Рафсона. Во всей конструкции количество элементов-тетраэдров порядка двух миллионов.

На рисунке 21 показано распределение перемещений (мм) при вертикальной нагрузке на 2 коронки $F = 100$ Н. Для предотвращения давления на помещенный внутрь сетки остеопластический материал, замещающий утраченную костную ткань, перемещения верхней поверхности сетки должны быть незначительными. Чтобы вычислить значение перемещения верхней части сетки, надо определить его относительную величину, а именно: из величины перемещения на верхней части сетки следует вычесть величину значения перемещения на её нижней части.

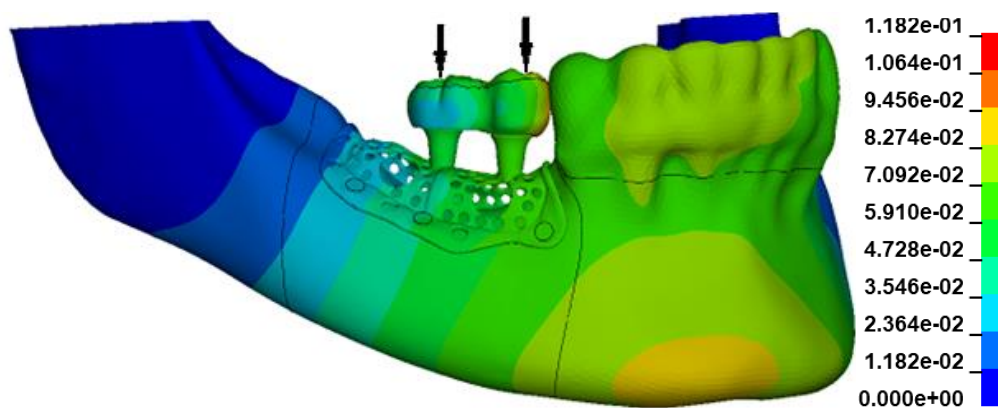


Рисунок 21 – Распределение перемещений. Закрепление шестью винтами.

Вертикальная нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки

Для более точного определения перемещения верхней поверхности сетки построен график. Для этого выбирались 2 точки: одна на верхней поверхности сетки, другая – на её нижней части. График показывает зависимость относительного интегрального перемещения по осям X , Y , Z от времени приложения нагрузки 2-х выбранных точек, где красная линия соответствует точке на верхней поверхности сетки (конечное значение 0,0619 мм), а зеленая линия – точке на её нижней поверхности (конечное значение 0,0521 мм). Нагрузка прикладывалась линейно от времени. Следовательно, действительное перемещение верха сетки равно их разности ($0,0619 - 0,0521 = 0,0098$ мм ~ 10 мкм) (рисунок 22).

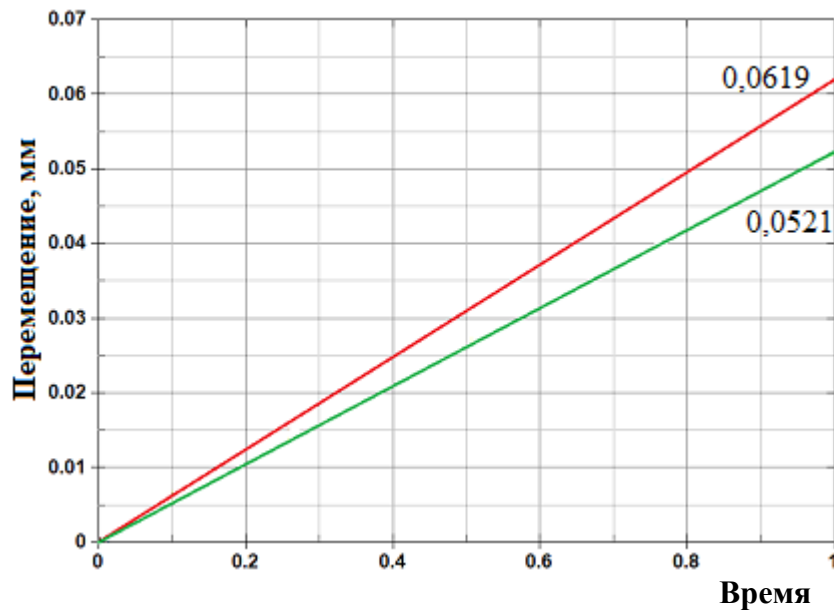


Рисунок 22 – Зависимость перемещения 2-х точек на сетке от времени приложения

Максимальное значение напряжения $\sigma_{\max} = 411$ МПа находится в месте, обведённом жёлтым кружком – слишком тонкий перешеек между маленьким и большим отверстиями (рисунок 23).

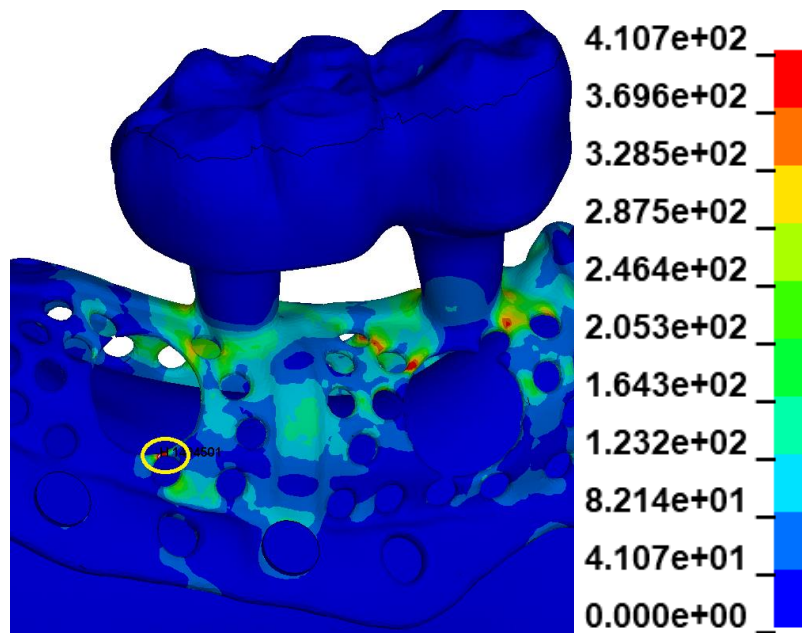


Рисунок 23 – Распределение напряжений в сетке. Закрепление шестью винтами. Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки

Возникающие напряжения в кортикальной и губчатой костях важно знать, т.к. в них может произойти разрушение возле резьбы винтов. Распределения

напряжений показаны отдельно в кортикальной кости (средняя часть челюсти) на рисунке 24 и отдельно в губчатой кости на рисунке 25 (винты убраны для визуализации напряжения в цилиндрических канальцах в костной ткани, в которые закручены винты). Максимальное значение напряжения в кортикальной кости составило $\sigma_{\max} = 81,91$ МПа, а в губчатой – $\sigma_{\max} = 1,66$ МПа. Поскольку предел прочности для обеих костей значительно выше (в среднем 400 МПа и 10 МПа соответственно), то деструкции в них быть не должно.

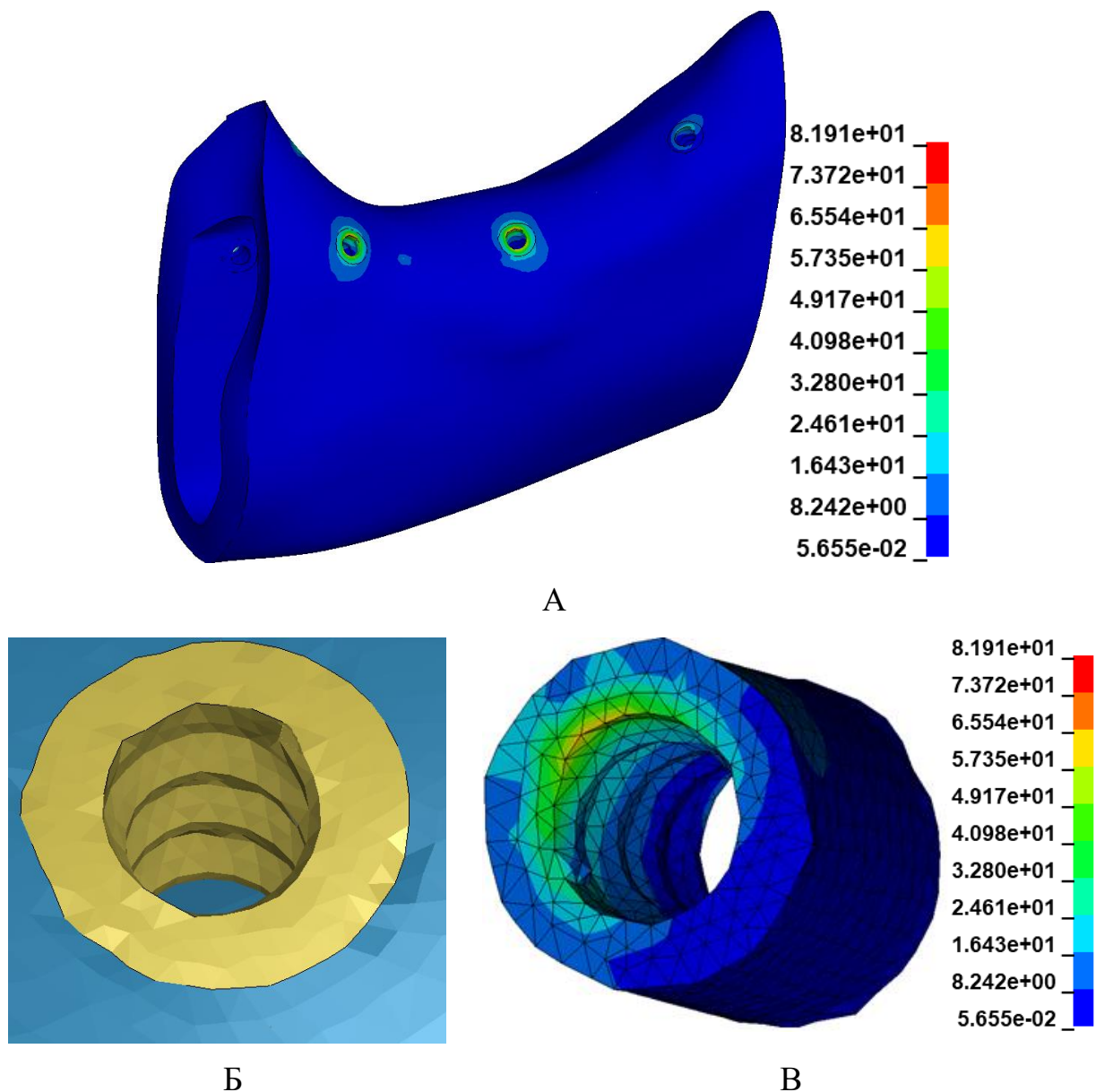


Рисунок 24 – Распределение напряжений в кортикальной кости Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки, $\sigma_{\max} = 81,91$ МПа: А – средняя часть челюсти под

сеткой; Б – вид канала в челюсти с резьбой; В – напряжение в кортикальной кости в одном канальце.

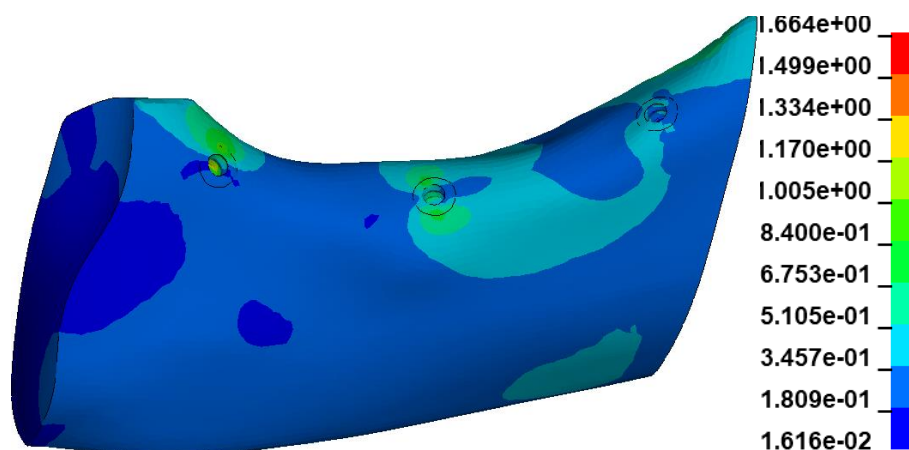


Рисунок 25 – Распределение напряжений в губчатой кости. Нагрузка $F = 100$

Н на 2 коронки. $\sigma_{\max} = 1,66$ МПа

Значение $\sigma_{\max} = 160$ МПа для титановых винтов весьма незначительное, т.к. предел прочности для титана находится около 1000 МПа (рисунок 26).

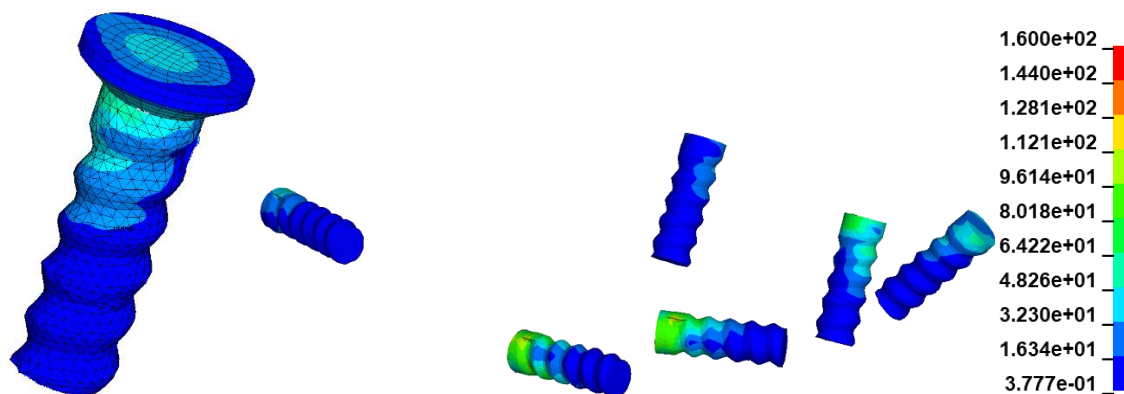


Рисунок 26 – Распределение напряжений в винтах. $\sigma_{\max} = 160$ МПа

На рисунке 27 показаны все 6 винтов, вокруг которых вырезаны цилиндры из кортикальной и губчатой костей для визуализации распределения напряжений вокруг резьбы винтов.

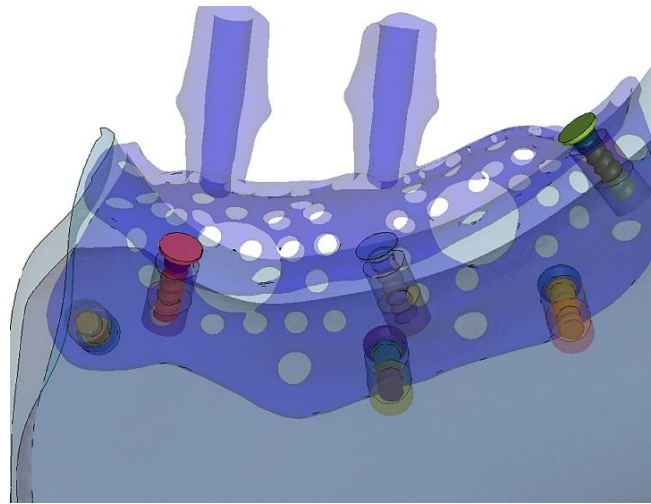


Рисунок 27 – Часть полупрозрачной модели челюсти, сетки и винтов

3.1.2. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при вертикальной нагрузке под углом 45° в плоскости ZY. Вариант 2.

Граничные условия по перемещениям такие же, как и в предыдущем разделе при вертикальной нагрузке. В этом разделе рассматривается та же конструкция, но сила $F = 100$ Н действует на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY глобальной системы координат – рисунок 28, на котором изображена только сетка с протезом, т. к. максимальные перемещения находятся в этих объектах.

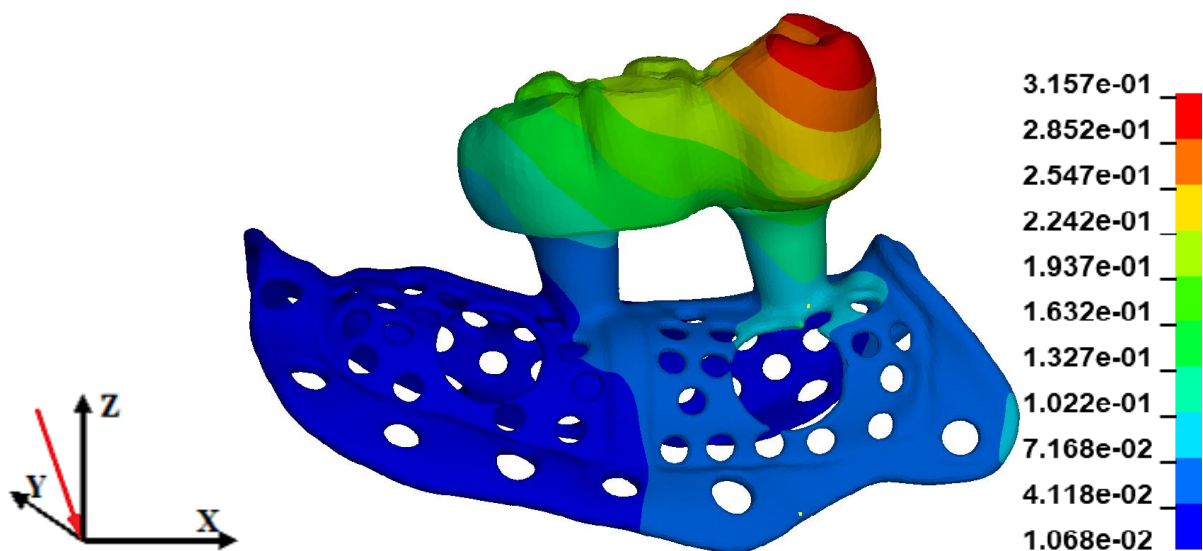


Рисунок 28 – Распределение перемещений. Закрепление шестью винтами.

Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY

Максимум перемещения приходится на коронку (красный цвет), но поскольку важнее знать перемещения верхней поверхности сетки, то для его определения построен график зависимости относительного интегрального перемещения по осям X, Y, Z от времени приложения нагрузки 2-х выбранных точек (аналогично разделу с вертикальной нагрузкой) (рисунок 29).

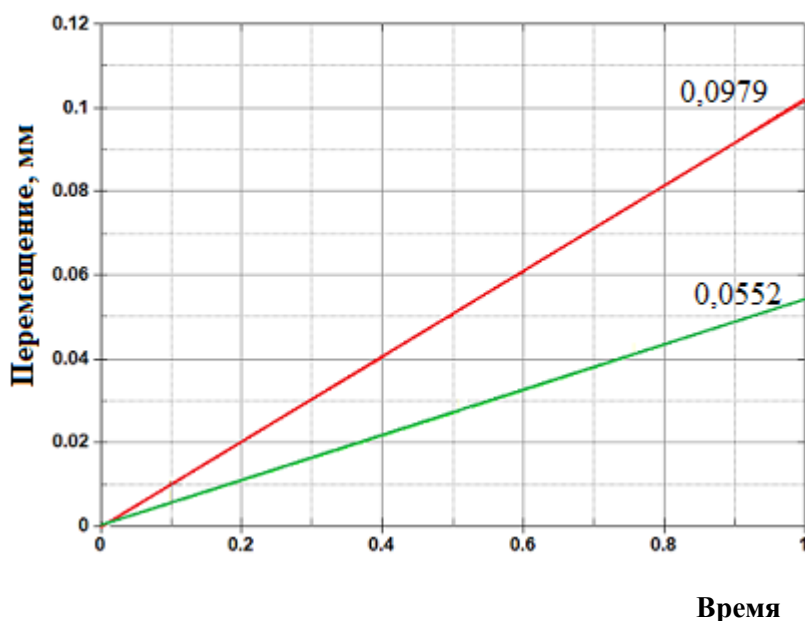


Рисунок 29 – Зависимость перемещения 2-х точек от времени приложения нагрузки 100 Н под углом 45° в плоскости ZY

Красная линия на графике соответствует точке на верхней поверхности сетки (конечное значение 0,0979 мм), а зеленая линия – точке на её нижней поверхности (конечное значение 0,0532 мм). Нагрузка прикладывалась линейно от времени. Следовательно, действительное перемещение верха сетки равно разности ($0,0979 - 0,0532 = 0,0427$ мм), $\Delta_{\max} = 0,0427$ мм = 43 мкм.

Рисунок 30 показывает распределение напряжений, причем максимальное значение $\sigma_{\max} = 1078$ МПа находится в месте, обведённом жёлтым кружком. При вертикальной нагрузке значение $\sigma_{\max} = 611$ МПа находилось в другом месте, но аналогично, тоже в тонком перешейке между маленьким и большим отверстиями.

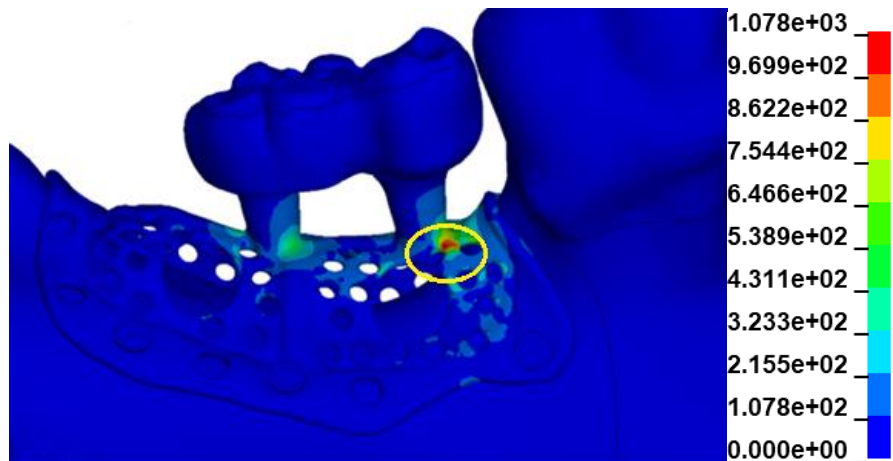


Рисунок 30 – Распределение напряжений в сетке. Закрепление шестью винтами. Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки. $\sigma_{\max} = 1078$ МПа

На рисунке 31 показана используемая при моделировании зависимость истинных напряжений от пластических деформаций (по Мизесу), полученная в эксперименте для титанового сплава. Полученные в расчетах значения пластических деформаций ($\sim 0.5\%$) существенно ниже предельных для материала значений ($\sim 15\%$). При этом «запас» по напряжениям составляет более 250 МПа.

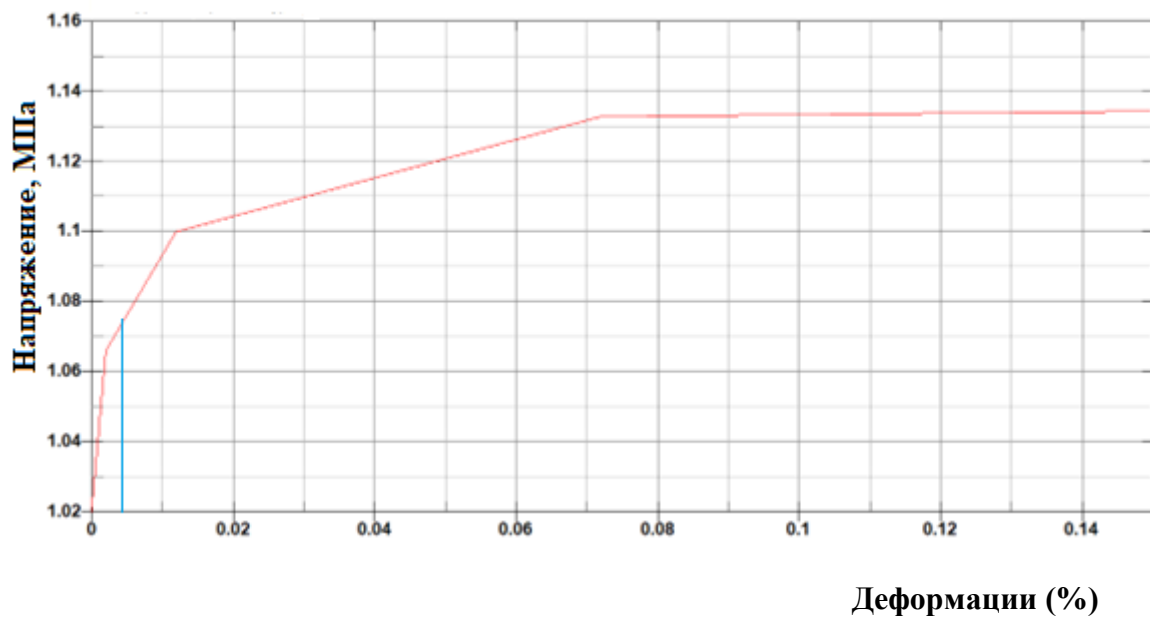


Рисунок 31 – График зависимости напряжений от пластических деформаций

График показывает зависимость интенсивности истинных напряжений (по Мизесу) от величины нагрузки: например, при нагрузке $F = 20$ Н значение напряжения равно 300 МПа, при $F = 40$ Н значение напряжения равно 600 МПа и т.д. представлен на рисунке 32.

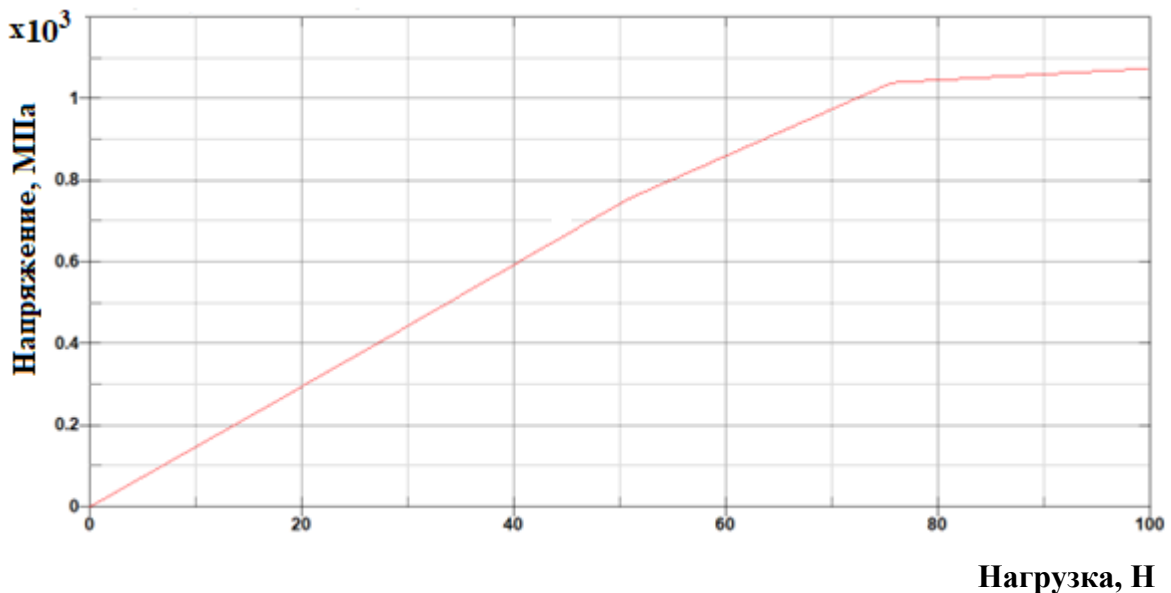


Рисунок 32 – График зависимости напряжений (МПа) от величины нагрузки (Н)

Следующие рисунки 33 и 34 показывают напряжения в кортикальной и губчатой костях соответственно.

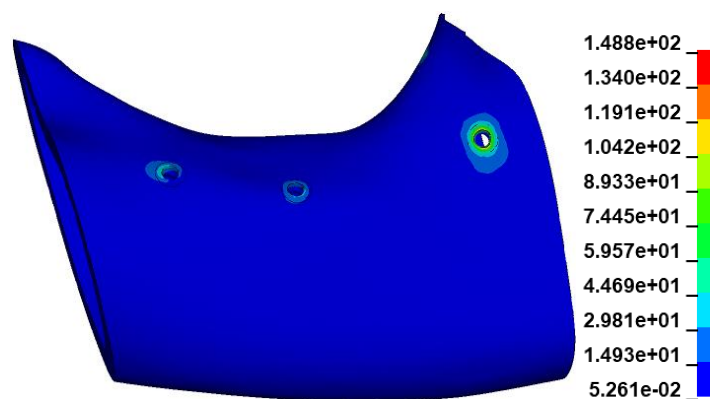


Рисунок 33 – Напряжения в кортикальной кости

Максимум значения напряжений $\sigma_{\max} = 148,8$ МПа находится в одном из канальцев, в которые вкручиваются винты.

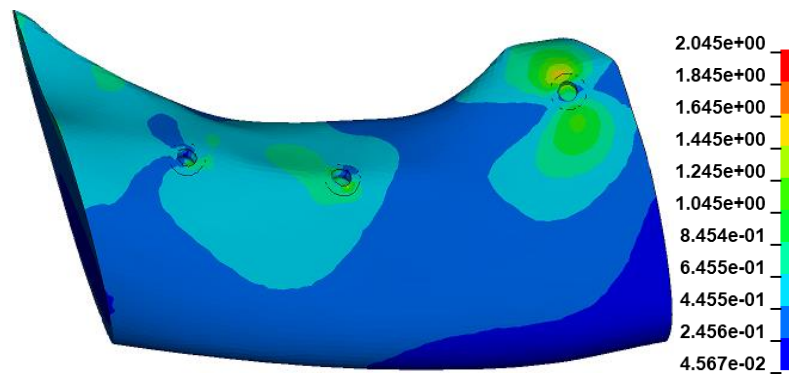


Рисунок 34 – Напряжения в губчатой кости

Максимум значения напряжений $\sigma_{\max} = 2,05$ МПа находится в одном из каналцев (винты полностью вкручиваются в кортикальную кость и частично в губчатую).

3.1.3. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при вертикальной нагрузке под углом 45° в плоскости ZX. Вариант 3.

В этом разделе рассматривается та же конструкция, но сила $F = 100$ Н действует на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZX глобальной системы координат (рисунок 35).

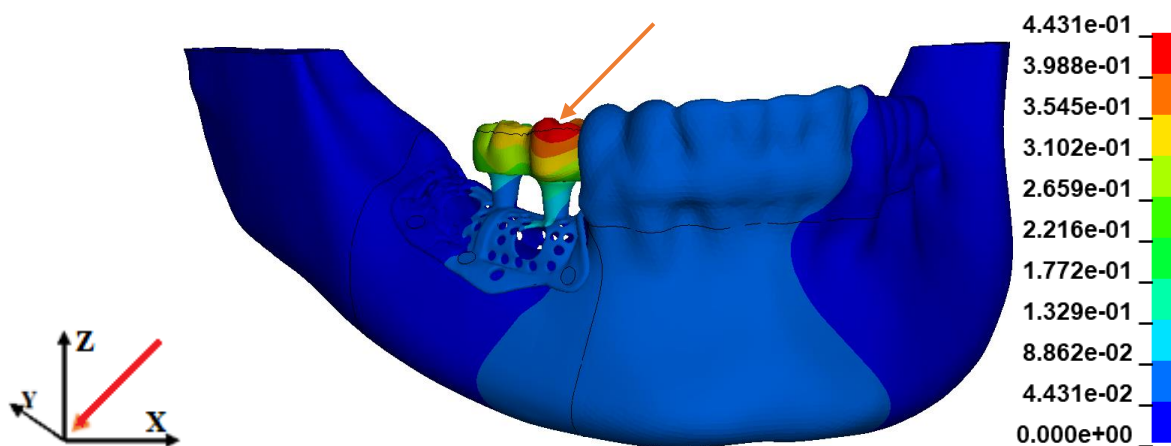


Рисунок 35 – Распределение перемещений. Закрепление шестью винтами.

Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости Z

Зависимость перемещения от времени приложения нагрузки представлена на графике (рисунок 36).

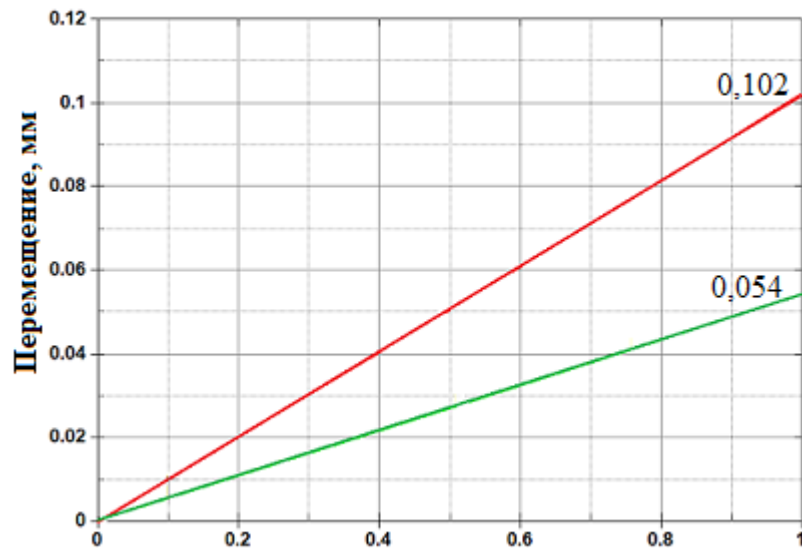


Рисунок 36 – Зависимость перемещения 2-х точек от времени приложения нагрузки под углом 45° в плоскости ZX. $\Delta \max = 0,048$ мм ($0,102 - 0,054 = 0,048$ мм = 48 мкм).

Максимальное значение напряжения $\sigma_{\max} = 1077$ МПа находится в том же месте (обведённом жёлтым кружком), что и при нагрузке под углом 45° в плоскости ZY (рисунок 37).

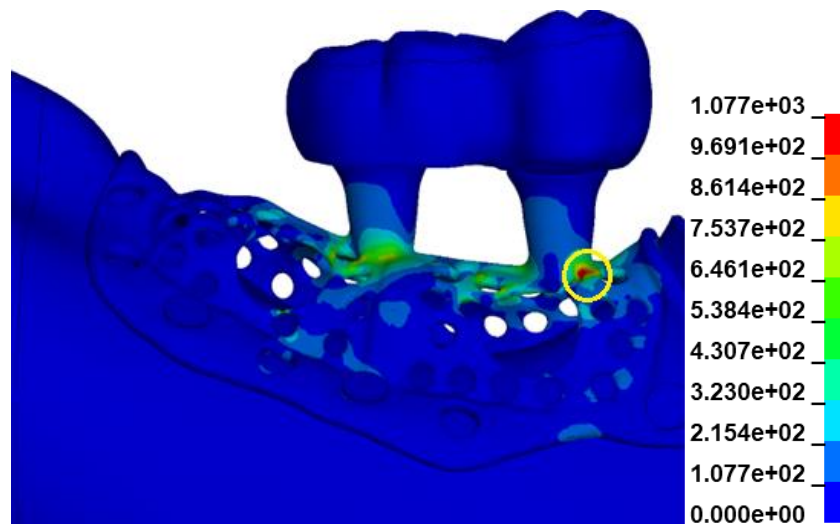


Рисунок 37 – Распределение напряжений в сетке. Закрепление шестью винтами. Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZX

Максимальные значения напряжений в кортикальной кости составляют $\sigma_{\max} = 118,2$ МПа и находится в одном из канальцев, в которые вкручиваются винты (рисунок 38).

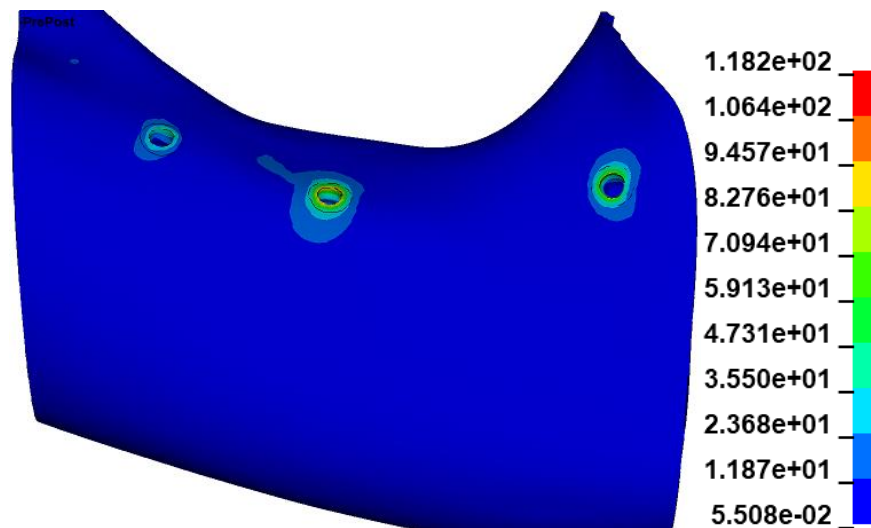


Рисунок 38 – Напряжения в кортикальной кости при нагрузке под углом 45° в плоскости ZX

Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZX, в губчатой кости составила $\sigma_{\max} = 3,41$ Мпа (Рисунок 39).

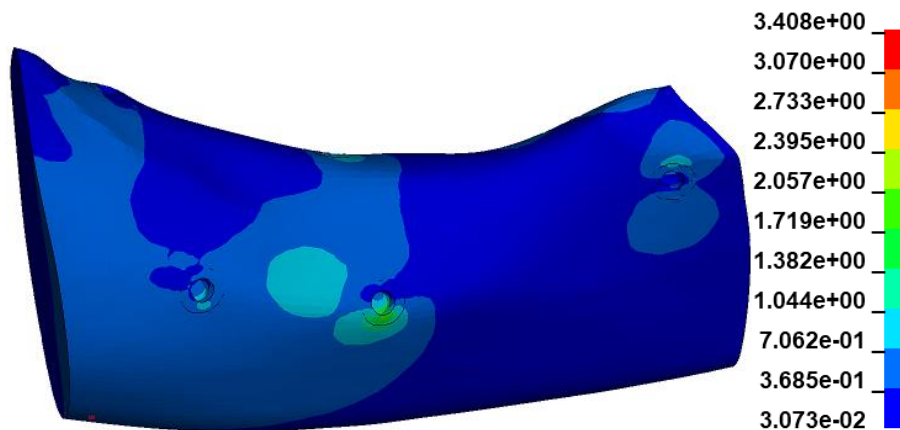


Рисунок 39 – Напряжения в губчатой кости при нагрузке под углом 45° в плоскости ZX

3.1.4. Результаты определения распределений перемещений и напряжений в конструкции индивидуальной титановой сетки при нагрузке под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат. Вариант 4.

В этом разделе рассматривается та же конструкция, но сила $F = 100$ Н действует на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат (рисунок 40).

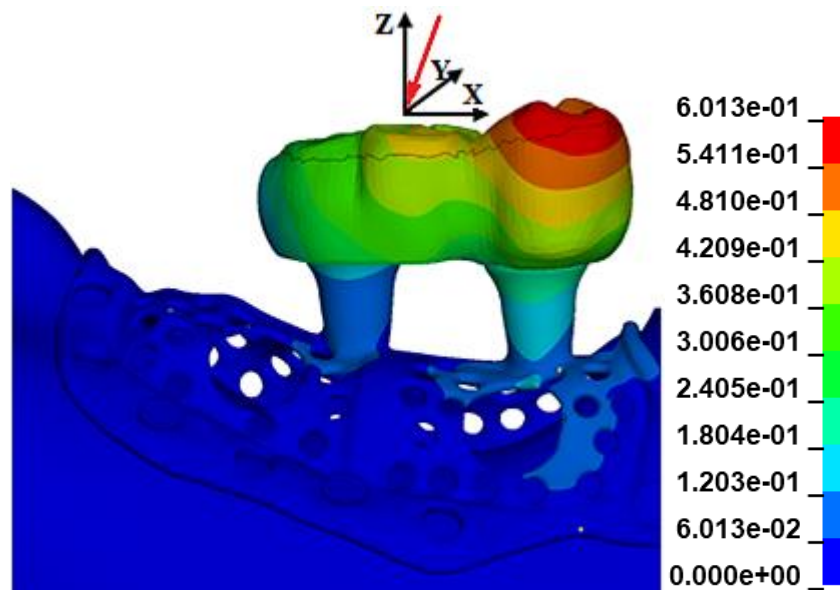


Рисунок 40 – Распределение перемещений. Закрепление шестью винтами.

Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат

Зависимость перемещения от времени приложения нагрузки под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат составила $\Delta_{\max} = 0,048$ мм ($0,105 - 0,057 = 0,048$ мм = 48 мкм), представлена на графике (рисунок 41).

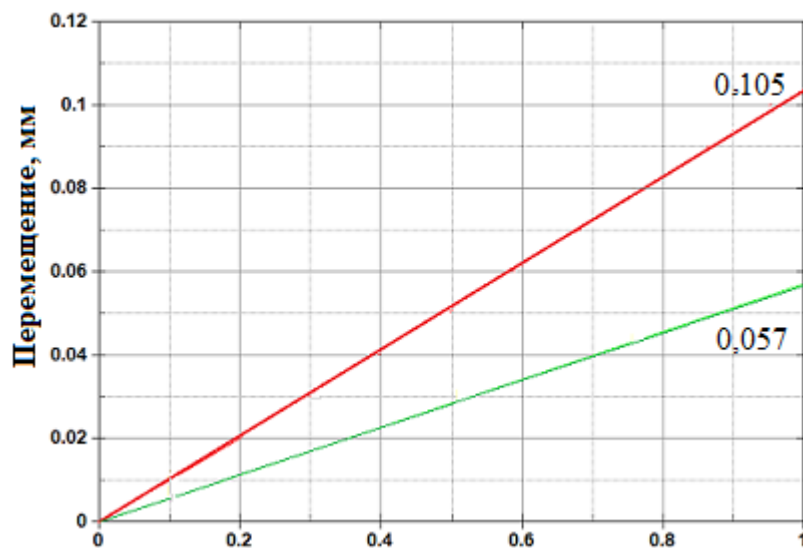


Рисунок 41 – Зависимость перемещения 2-х точек от времени приложения нагрузки под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат.

Максимальное значение напряжения $\sigma_{\max} = 1101$ МПа находится в том же месте (тонкий перешеек), что и при нагрузке под углом 45° в плоскостях ZY и ZX (рисунок 42).

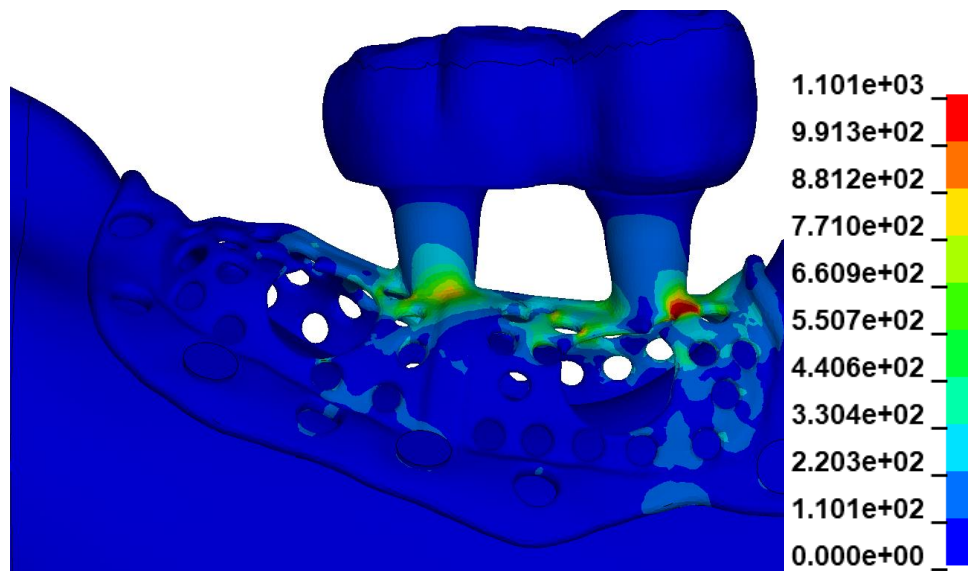


Рисунок 42 – Распределение напряжений в сетке. Закрепление шестью винтами. Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат.

Максимальные значения напряжений в кортикальной кости составляют $\sigma_{\max} = 152,5$ МПа и находится в одном из канальцев, в которые вкручиваются винты (рисунок 43).

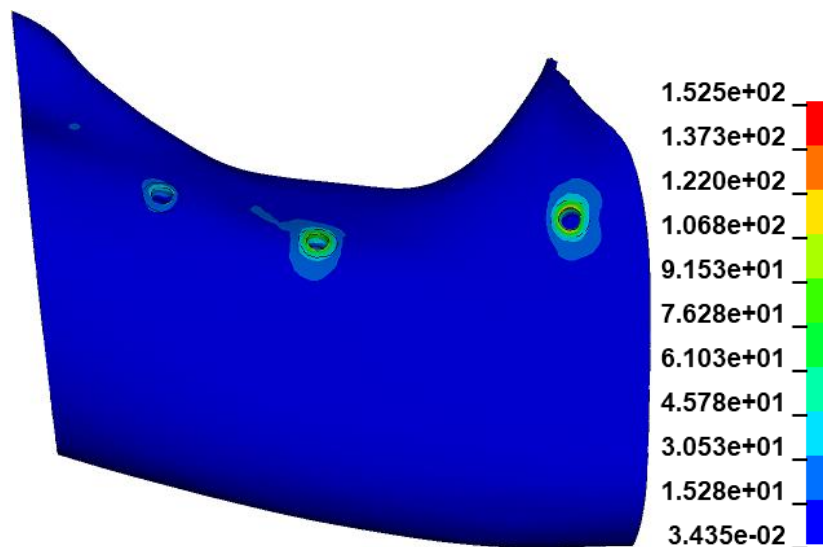


Рисунок 43 – Напряжения в кортикальной кости. Закрепление шестью винтами. Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат

Максимальные значения напряжений в губчатой кости составляют $\sigma_{\max} = 3,81$ МПа и находится в одном из каналцев, в которые винты вкручиваются частично (рисунок 44).

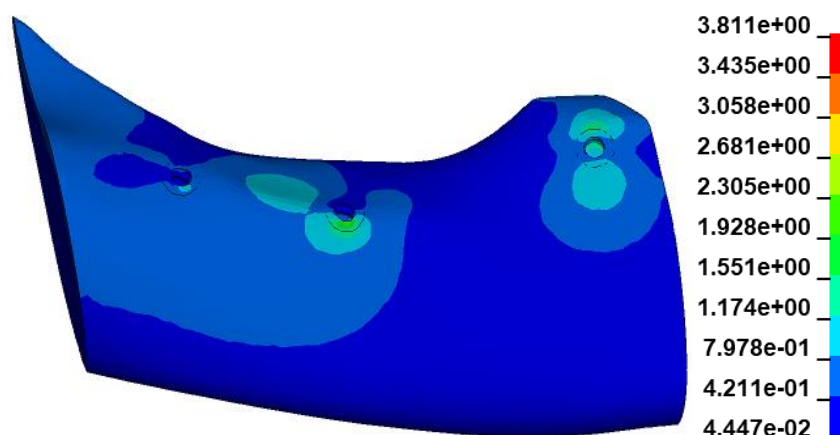


Рисунок 44 – Распределение напряжений в губчатой кости. Закрепление шестью винтами. Нагрузка $F = 100$ Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат.

На рисунке 45 показаны величины максимальных напряжений в кортикальной и губчатой костях в зависимости от угла нагрузки: вариант 1 соответствует вертикальной нагрузке $F = 100$ Н на окклюзионные поверхности двух коронок, вариант 2 – нагрузке под углом 45° в плоскости ZY глобальной системы координат, вариант 3 – нагрузке под углом 45° в плоскости ZX глобальной системы координат и вариант 4 – нагрузке под углом 45° в плоскости ZY локальной системы координат.

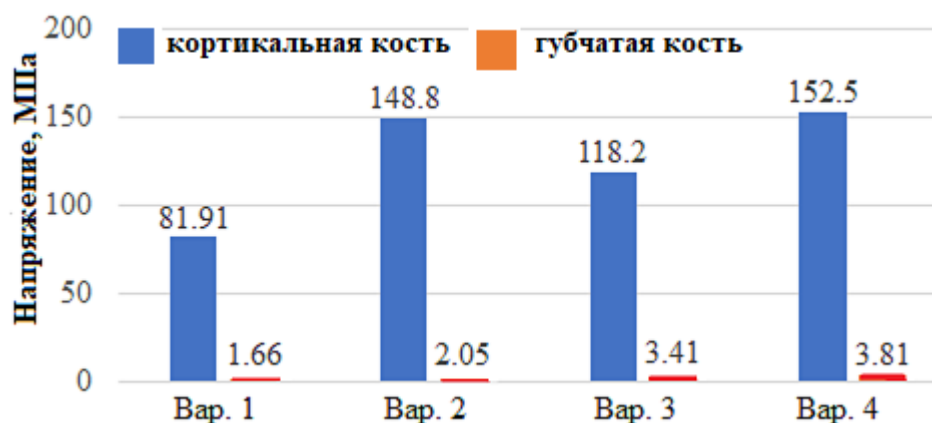


Рисунок 45 – Максимальные напряжения в кортикальной и губчатой костях, полученные в результате всех проведенных экспериментов.

Максимальные напряжения $\sigma_{\max}$ в губчатой кости незначительные: от 1,66 МПа до 3,81 МПа, $\sigma_{\max}$ в кортикальной кости выше при угловых нагрузках по сравнению с вертикальной и находятся в безопасном интервале.

На рисунках 46 и 47 показаны значения максимальных напряжений и максимальных перемещений верхней поверхности титановой сетки соответственно. При вертикальной нагрузке (вариант 1) $\sigma_{\max} = 411$ МПа, но при угловых нагрузках для вариантов 2, 3 и 4 максимальные напряжения значительно возросли, их величины превышают 1000 МПа и находятся в области пластических деформаций.

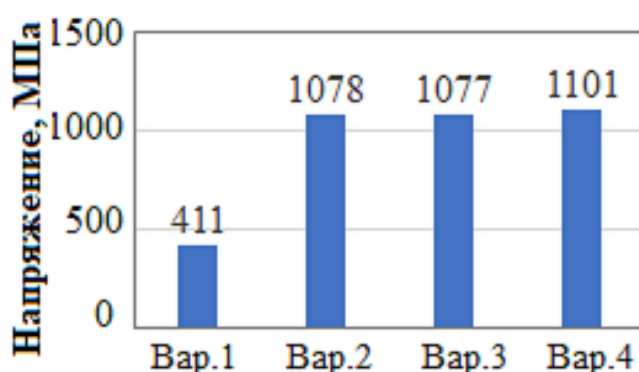


Рисунок 46 – Максимальные напряжения в титановой сетке по результатам проведенных экспериментов

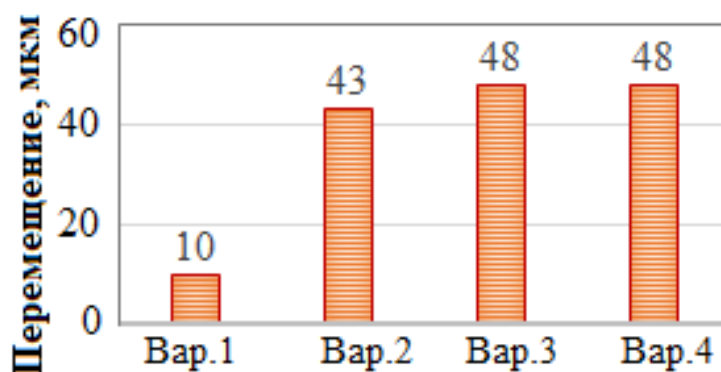


Рисунок 47 – Максимальные перемещения верхней части титановой сетки по результатам проведенных экспериментов

Из экспериментов для титанового сплава в расчетах была заложена зависимость истинных напряжений от пластических деформаций (по Мизесу). Полученные в расчетах значения пластических деформаций ($\sim 0.5\%$)

существенно ниже предельных для материала значений ($\sim 15\%$), при этом «запас» по напряжениям составляет более 250 МПа.

Результаты решения задачи по перемещениям показали минимальное перемещение верхней поверхности титановой сетки при вертикальной нагрузке (вариант 1) – 10 мкм; при угловых нагрузках под углом 45° в различных плоскостях (варианты 2, 3 и 4) значения перемещений существенно увеличились – более чем в 4 раза.

Результаты решения задачи по напряжениям показали:

- Максимальные напряжения $\sigma_{\max}$ в губчатой кости незначительные: от 1,66 МПа до 3,81 МПа; максимальные напряжения $\sigma_{\max}$ в кортикальной кости ($\sigma_{\max} = 118\text{--}152$ МПа) выше при угловых нагрузках по сравнению с вертикальной ($\sigma_{\max} = 81,91$ МПа) и находятся в безопасном интервале;
- Максимальное напряжение в титановой сетке при вертикальной нагрузке (вариант 1) равно 411 МПа, при угловых нагрузках для вариантов 2, 3 и 4 максимальные напряжения значительно больше, их величины превышают 1000 МПа и находятся в области пластических деформаций.

Как показали расчеты, значения максимумов находятся в одном и том же месте, а именно, в тонком месте между маленьким и большим отверстиями в сетке.

3.2 Результаты разработки способа дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов, с применением современных цифровых технологий.

В результате проведённых теоретических и лабораторно-экспериментальных работ был разработан инновационный подход к дентальной имплантации, предусматривающий одновременное проведение направленной костной регенерации и временного протезирования у пациентов с концевыми

дефектами зубных рядов. Методология базируется на применении современных цифровых технологий и включает этапы компьютерного моделирования, индивидуального проектирования и изготовления титановых сетчатых конструкций, а также разработку и клиническую реализацию соответствующего протокола их применения.

Цифровое моделирование и производство индивидуальных титановых сеток.

Пациенту с концевыми дефектами зубных рядов в дооперационном периоде осуществляют определение соотношения челюстей и межальвеолярной высоты. В полученном соотношении получают оптические слепки и проводят компьютерную томографию. Объединяют цифровые данные пациента в единую 3D-сцену, после чего проводят макетирование отсутствующих зубов в прикусе (рисунок 48).

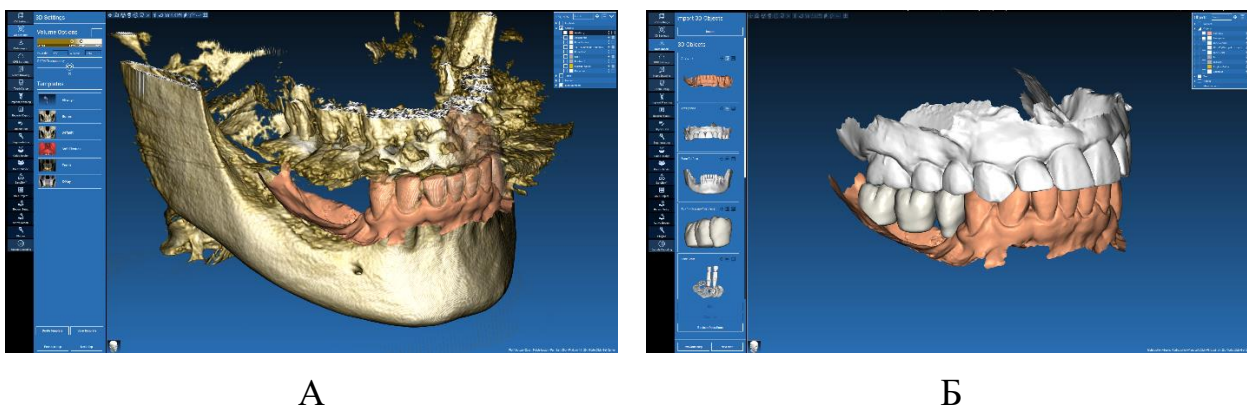


Рисунок 48 – Этапе моделирования индивидуальной титановой сетки: А – объединенные данные внутриротового сканирования и данных КЛКТ; Б – виртуальное макетирование искусственных коронок пациента в прикусе.

С использованием облачной серверной платформы с интегрированной системой искусственного интеллекта Diagnocat осуществляется автоматизированная сегментация данных конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) с целью построения замкнутой виртуальной триангуляционной сетки в формате объемных изображений (.stl),

обеспечивающей воспроизведение сглаженной поверхности костной ткани.
(рисунок 49).

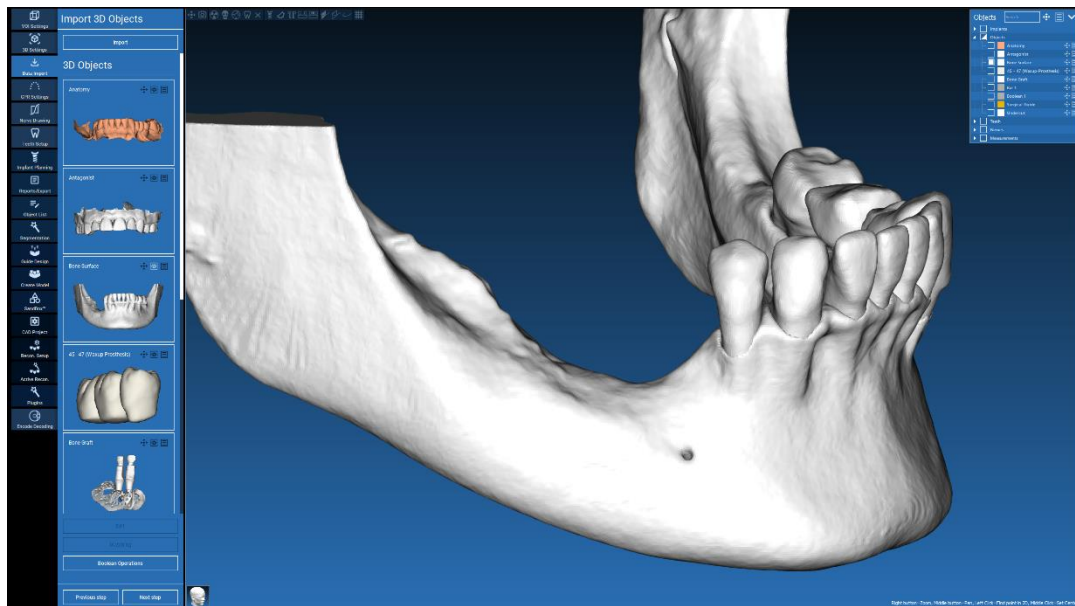
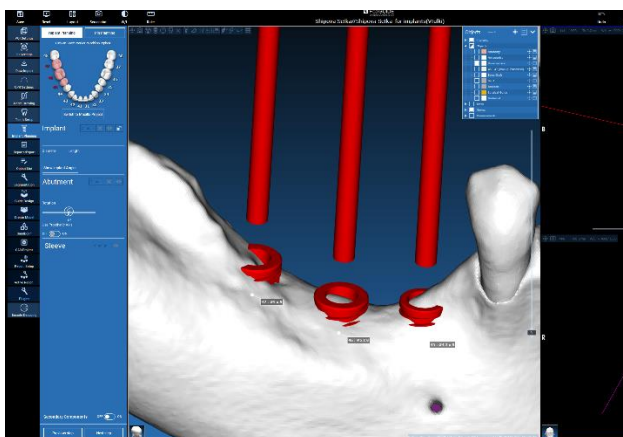
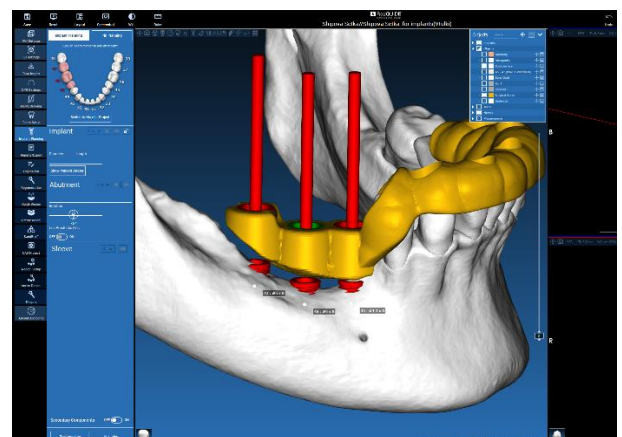


Рисунок 49 —. Данные конусно-лучевой компьютерной томографии, обработанные с применением облачной платформы Diagnostics.

На последующем этапе осуществляется виртуальное планирование установки дентальных имплантатов с соблюдением ортопедически обоснованного позиционирования, с ориентацией на цифровые модели прототипов будущих ортопедических конструкций. Особое внимание уделяется тому, чтобы ось имплантатов в области жевательной группы зубов совпадала с проекцией центральной фиссуры предполагаемых коронок. Одновременно с расстановкой имплантатов осуществляют моделирование на костного навигационного хирургического шаблона (рисунок 50).



А



Б

Рисунок 50 – Этапы моделирования индивидуальной титановой сетки: А – виртуальная расстановка дентальных имплантатов; Б – моделирование на костного навигационного хирургического шаблона.

На этапе цифрового планирования осуществляется моделирование предполагаемого объёма регенерируемой костной ткани на виртуальных моделях челюстей. Формирование трёхмерной конструкции осуществляется с учётом пространственного расположения имплантатов, что позволяет точно определить контуры будущей костной пластики под индивидуальной титановой сеткой (рисунок 51).

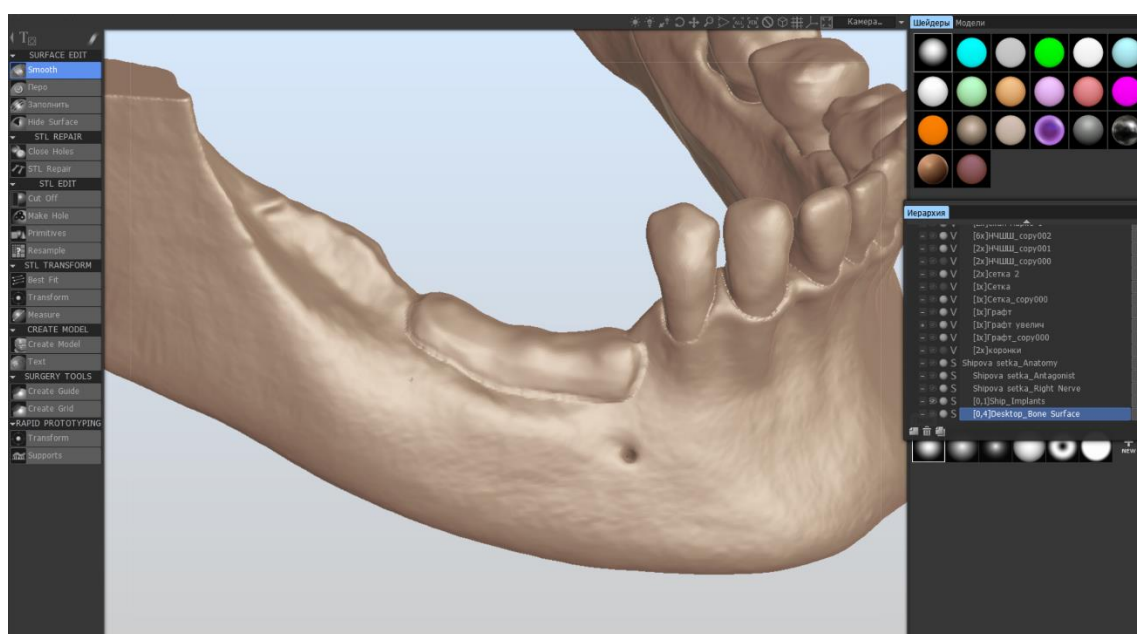


Рисунок 51 – Цифровое воспроизведение требуемого объёма костного регенерата.

К цифровым моделям дентальных имплантатов и проектируемых коронок интегрируются виртуальные аналоги скан-маркеров соответствующей имплантационной системы. При выборе конфигурации скан-маркеров учитываются анатомические особенности клинической ситуации, включая толщину слизистой оболочки и предполагаемый объём мягкой тканой аугментации, планируемой на хирургическом этапе (рисунок 52).

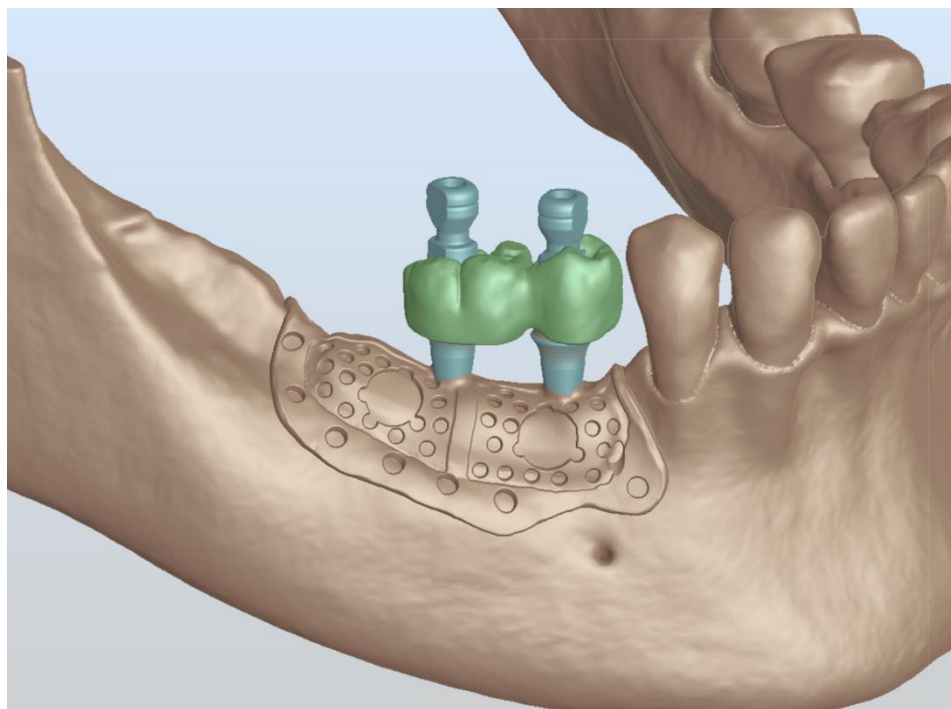


Рисунок 52 – Имплантация виртуальных скан-маркеров в цифровую модель с учетом анатомии и ортопедических ориентиров.

На основании предварительно смоделированного объёма планируемой костной ткани осуществляется проектирование индивидуальной титановой сетки. При моделировании сетки используются данные, полученные в математическом эксперименте, а именно толщина сетки составляет 0,5 мм, а перфорационные отверстия моделируются отступя от абатментов. Её верхняя поверхность виртуально сопрягается с моделями установленных скан-маркеров, что обеспечивает точную ориентацию конструкции. В структуре сетки предусматриваются технологические отверстия: для внесения остеопластического материала и для её фиксации к костной ткани в ходе хирургического вмешательства. При проектировании отверстий для фиксации титановой сетки в процессе планирования учитываются расположение ключевых анатомических структур, таких как нижнечелюстной канал, ментальное отверстие и верхнечелюстной синус, с целью минимизации риска повреждения этих образований (рисунок 53).

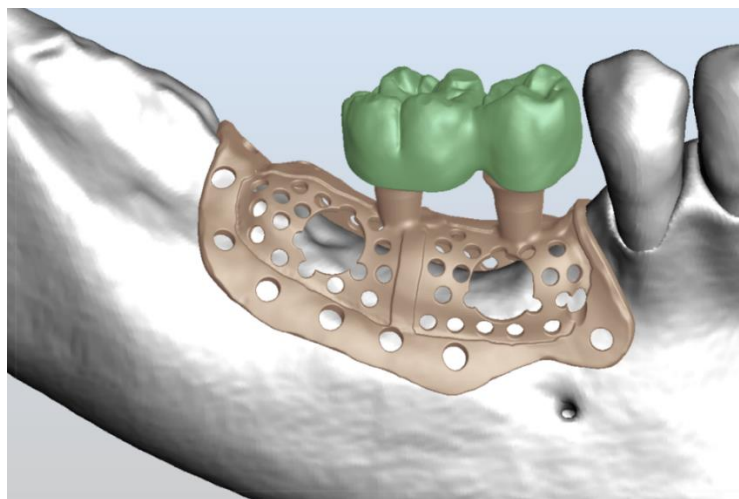


Рисунок 53 – Моделирование индивидуальной титановой сетки.

Для обеспечения точного позиционирования индивидуальной титановой сетки относительно тканей протезного ложа моделируется специализированный позиционирующий шаблон, который учитывает анатомические особенности области имплантации (рисунок 54).

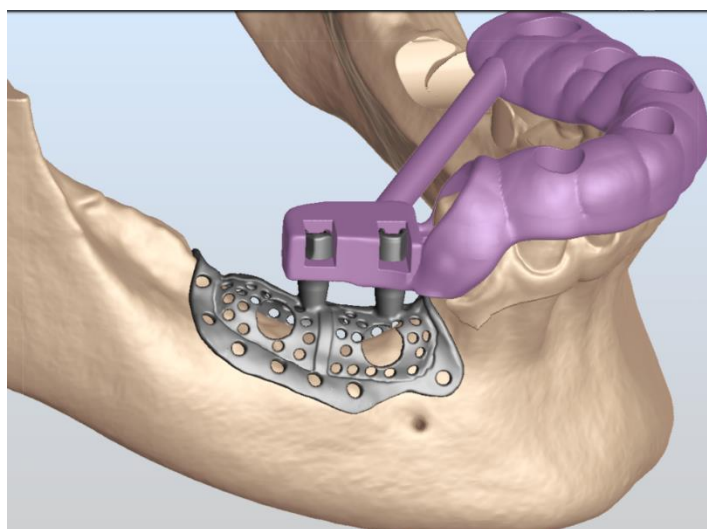


Рисунок 54 – Виртуальная модель шаблона для позиционирования индивидуальной титановой сетки.

Виртуальные модели челюстей, индивидуальной титановой сетки, временного несъёмного зубного протеза, а также хирургического и позиционирующего шаблонов преобразуются в физические объекты посредством аддитивного производства. Изготовление титановой сетки осуществляется методом селективного лазерного плавления из стоматологического титаново-порошкового сплава, соответствующего ТУ

32.50.11-007-31072128-2018, с использованием 3D-принтера Concept Laser M2 Cusing. После печати проводится постобработка согласно регламенту производителя конструкционного материала, изложенному в главе 2 настоящей работы.

Модели челюстей печатаются из специализированного материала, предназначенного для изготовления стоматологических демонстрационных моделей. Временные несъёмные протезы изготавливаются из керамонаполненного фотополимера Dental Sand Pro (HarzLabs, Россия), пригодного для производства временных коронок и мостов с возможностью длительного ношения. Позиционирующий и хирургический навигационные шаблоны производятся из прозрачного фотополимера HARZLabs Yellow Clear PRO (HarzLabs, Россия), после чего подвергаются стерилизации в автоклаве при температуре 121 °C в течение 30 минут (рисунок 55).



Рисунок 55 – Пациент-специфическая модель нижней челюсти, индивидуализированная титановая сетка с интегрированными элементами фиксации ортопедической конструкции, временные несъёмные зубные протезы, хирургический навигационный шаблон для установки дентальных имплантатов, а также позиционирующий шаблон для корректной установки сетки — все компоненты изготавливаются по разработанному протоколу с использованием аддитивных технологий трёхмерной (объёмной) печати.

Клинический протокол.

Клинический протокол хирургического вмешательства, направленного на восстановление объёма костной ткани и жевательной функции у пациентов с частичной адентией, с использованием разработанных индивидуализированных титановых сетчатых конструкций, включает проведение оперативного этапа, установку временных несъёмных ортопедических конструкций и формулирование рекомендаций по ведению послеоперационного периода.

Хирургическое вмешательство по установке индивидуализированной титановой сетки проводится в условиях седации с применением сбалансированной анестезии. Под местной инфильтрационной анестезией раствором Ultracain 1:100000 в объеме 2,8 мл выполняется линейный разрез по вершине альвеолярного гребня с последующим формированием слизисто-надкостничного лоскута и обнажением (скелетированием) костной ткани в области вмешательства (рисунок 56).



Рисунок 56 – Скелетизация челюсти при установке титановой сетки

Далее по полному цифровому навигационному протоколу с помощью хирургического шаблона проводят установку дентальных имплантатов (рисунок 57).

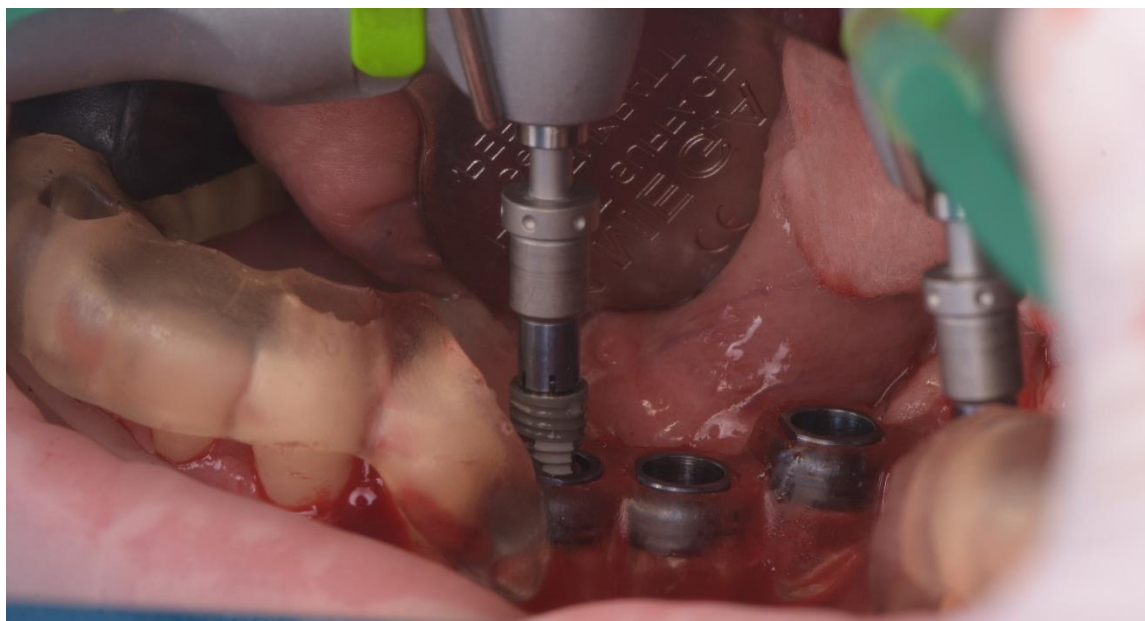


Рисунок 57 – Установка дентальных имплантатов с помощью навигационного шаблона

На следующем этапе с использованием хирургической стоматологической фрезы в зоне костного ложа формируются перфорации, способствующие активации пролиферации остеобластов и обеспечению реваскуляризации костного трансплантата (рисунок 58).

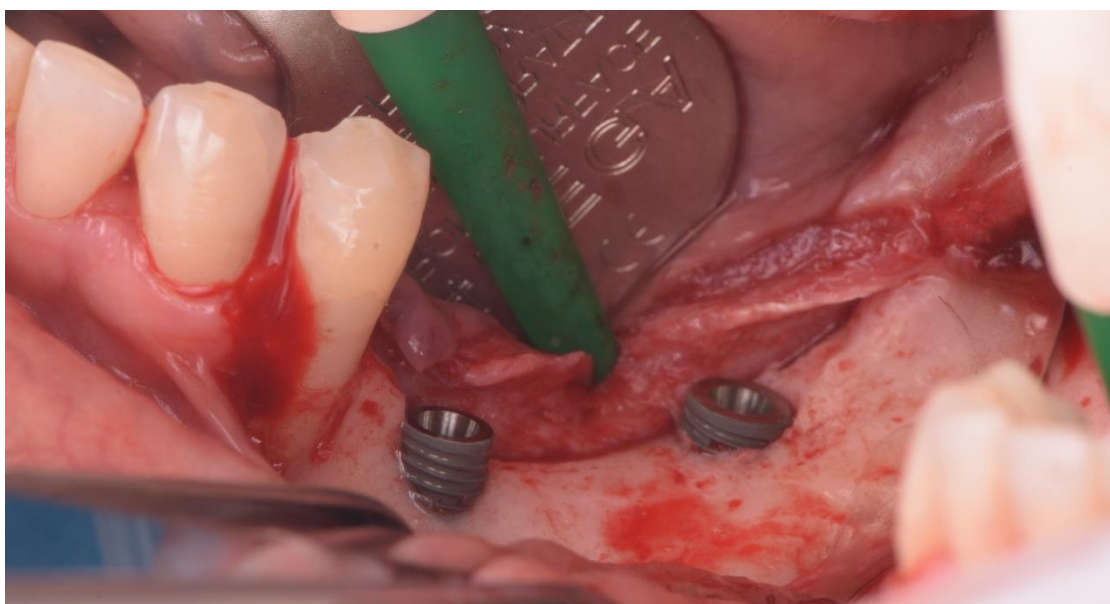
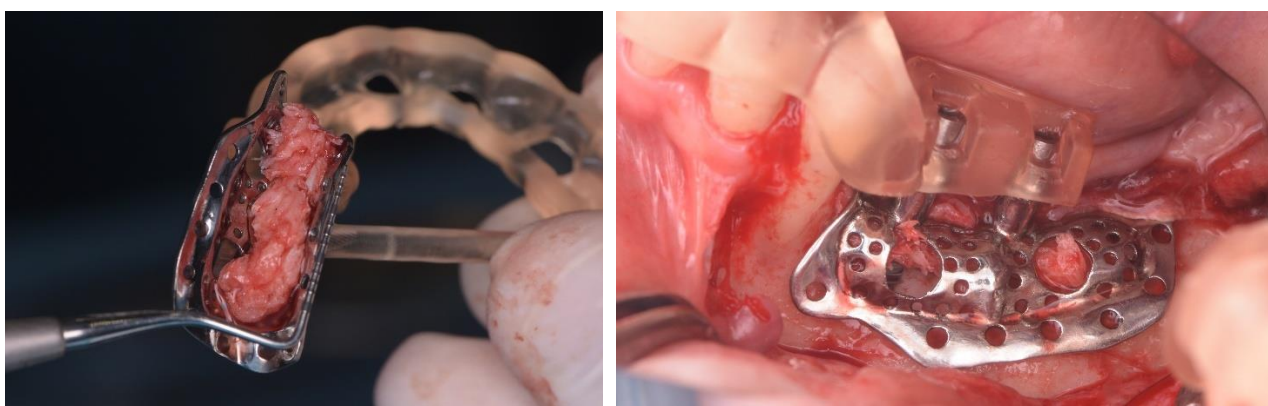


Рисунок 58 – Формирование перфорационных отверстий в материнской кости для пролиферации остеобластов.

Аутологичный костный материал забирается из интраоральных донорских участков, таких как подбородочная область и наружная косая линия с

использованием костного скребка. Полученную аутокость смешивают с ксеногенным трансплантатом в пропорции 1:1, добавляя капиллярную кровь пациента для улучшения биологической активности. Часть полученной костной смеси помещается внутрь титановой сетки, которая фиксируется к подлежащей кости титановыми винтами диаметром 1,5 мм и длиной 4 мм. Оставшаяся часть трансплантата уплотняется под сеткой через предусмотренные технологические отверстия после её первичной стабилизации. Позиционирование сетки осуществляется с использованием предварительно изготовленного хирургического шаблона. (рисунок 59).



А

Б

Рисунок 59 – Установка индивидуальной титановой сетки: А - Внесение костного трансплантата в сетку; Б – позиционирование сетки с помощью шаблона.

Наружная поверхность установленной титановой сетки покрывается резорбируемой коллагеновой мембраной с целью дополнительной барьерной защиты и оптимизации процессов регенерации. В области расположения ретенционных элементов, предназначенных для фиксации временной ортопедической конструкции, выполняется мягкотканевая аугментация посредством трансплантации свободного десневого лоскута, предварительно подвергнутого дезэпителизации (рисунок 60).

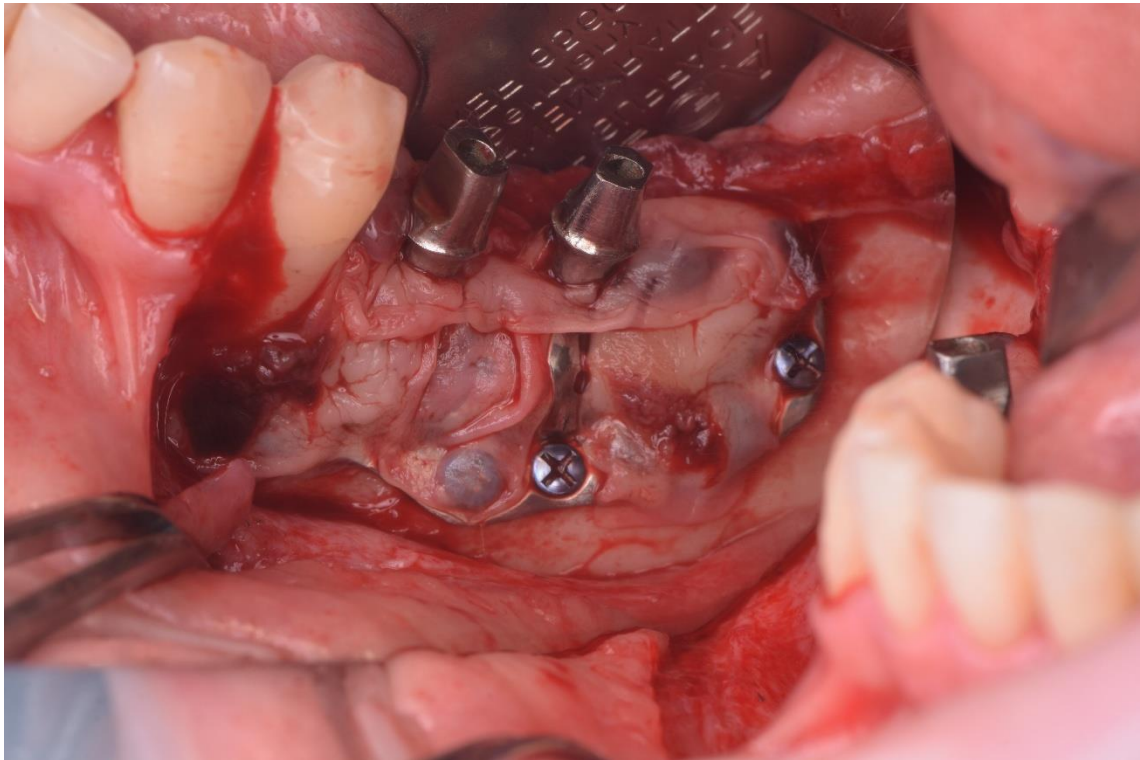


Рисунок 60 – Установка коллагеновой мембраны.

Для обеспечения пассивного прилегания мягкотканевых лоскутов и предотвращения их натяжения выполняется надрез надкостницы с внутренней поверхности, позволяющий мобилизовать лоскуты. После позиционирования они укладываются без натяжения поверх титановой сетки и герметично ушиваются: используются матрацные швы по основному разрезу и обвивные швы в области выходов абатментов (рисунок 61).

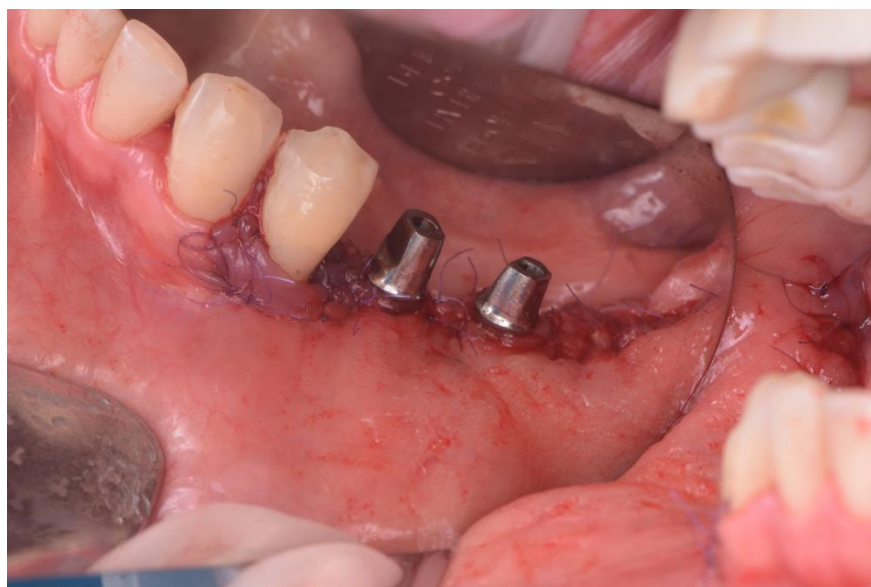


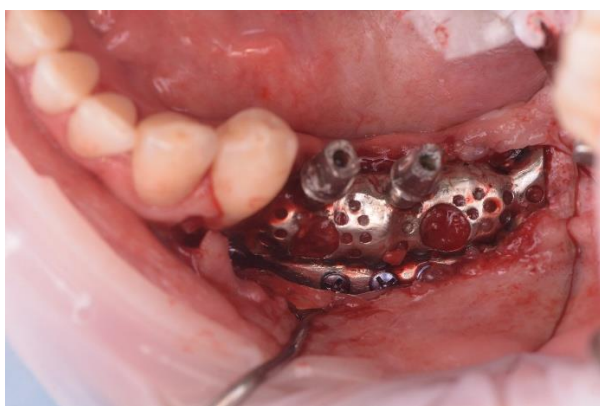
Рисунок 61 – Наложение швов

На абатменты осуществляется фиксация временной несъемной ортопедической конструкции с использованием временного цемента. После установки проводится контроль и корректировка окклюзионных контактов в состоянии центральной окклюзии и при артикуляционных движениях с применением артикуляционной бумаги и метода селективного пришлифовывания (рисунок 62).



Рисунок 62 – Фиксация временных несъемных зубных протезов

Удаление индивидуализированной титановой сетки производится спустя 6 месяцев после первичной операции. Под местной инфильтрационной анестезией раствором Ultracain 1:100000 в объеме 1,7 мл выполняется линейный разрез по вершине альвеолярного гребня с формированием слизисто-надкостничного лоскута для обеспечения полного доступа к сетчатой конструкции. Удаление сетки проводится поэтапно, в виде отдельных фрагментов, с предварительной экстракцией фиксирующих винтов при помощи физиодиспенсера (рисунок 63).



А

Б

Рисунок 63 – Удаление индивидуальной титановой сетки: А – обнажение сетки; Б – состояние кости после удаления сетки.

На этапе раскрытия и удаления сетки, на дентальные имплантаты фиксируют временные коронки. Постоянное протезирование осуществляют через 14 суток после фиксации временных коронок.

Во всех клинических случаях пациентам был предоставлен подробный план ведения послеоперационного периода, включающий антибактериальную, противовоспалительную и симптоматическую терапию. Соблюдение данных рекомендаций имеет критическое значение для минимизации риска осложнений и обеспечения успешного заживления.

Ограничения в послеоперационном периоде:

Пациентам строго противопоказаны действия, способствующие повышению температуры тела и физической нагрузке, включая посещение сауны, горячие ванны, активные занятия спортом, употребление алкоголя и курение на протяжении первых 14 суток после оперативного вмешательства.

Назначения:

1. Амоксициллин/клавулановая кислота (Амоксиклав, 625 мг) — по 1 таблетке дважды в день, курсом 5 суток, начиная за 48 часов до операции.

2. Линекс — по 1 капсуле через 3 часа после приёма антибиотика, после еды, в течение 7 дней.

3. Траумель (в таблетированной форме) — по 1 таблетке трижды в день, за 15 минут до еды; таблетку следует удерживать во рту до полного рассасывания. Курс — 7 дней.

4. Нурофен Форте — симптоматически при болевом синдроме, не более 4 таблеток в сутки.

5. Супрастин — по 1 таблетке на ночь, в течение первых 3 суток после операции.

6. Мирамистин или Хлоргексидин — полоскания (ротовые ванночки) каждые 2 часа и обязательно после приема пищи, курсом 7 дней.

7. Мониторинг артериального давления — в день операции обязательный контроль.

8. Коррекция гипотензивной терапии — временное исключение антикоагулянтов за 48 часов до оперативного вмешательства.

Ключевые аспекты постоперационного ухода:

Одним из важнейших факторов успешной регенерации после операции является тщательная гигиена операционной области и всей полости рта. Высокая бактериальная обсеменённость, обусловленная остатками пищи и образованием биопленки, создает благоприятные условия для инфицирования. Несоблюдение рекомендованного режима может привести к таким осложнениям, как длительный болевой синдром, отёк, воспалительные процессы, кровотечения и расхождение послеоперационных швов.

На основании проведённых доклинических испытаний и клинической валидации разработана технология восполнения костных дефектов челюстей с обеспечением временной ортопедической реабилитации в период остеоинтеграции дентальных имплантатов (патент РФ № 2793523 от 04.04.2023).

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Клиническое исследование по оценке эффективности разработанного способа замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования проведено на 48 пациентах с частичной адентией, соответствующей I и II классам по классификации Кеннеди. Пациенты были разделены на две группы: основную (n = 24) и контрольную (n = 24).

В основной группе проводилась костная и мягкотканная аугментация с использованием индивидуализированных титановых сеток, разработанных по авторской методике и установленных в области верхней и нижней челюстей с одномоментной дентальной имплантацией. В контрольной группе выполнялась стандартная двухэтапная дентальная имплантация, предваряемая направленной костной регенерацией с применением индивидуальной титановой сетки, изготовленной методом 3D-печати. Характеристика дентальных имплантатов установленных пациентам исследуемых групп представлена в таблице 4.

Таблица 4 – Характеристика установленных НКР и дентальных имплантатов.

Группы, челюсть	Основная группа (n=24)		Контрольная группа (n=24)	
	в/ч	н/ч	в/ч	н/ч
НКР	11	13	10	14
ДИ (ед)	22	31	27	28
Всего:	53		55	

Оценка клинической эффективности проводилась в различные сроки наблюдения на основании следующих показателей:

- индекс заживления ран (Early Wound Healing Index, EHI);
- уровень гигиенического состояния временных коронок (индекс РНР);
- морфометрический анализ вновь сформированной кости;
- рентгенологическая оценка прироста костной ткани по высоте и ширине;

- коэффициент стабильности имплантата (КСИ);
- оценка качества жизни пациентов с использованием стандартизированного опросника

4.1. Результаты оценки индекса заживления ран (ЕНИ)

Ранний послеоперационный период у пациентов исследуемых групп протекал без осложнений, раны заживали первичным натяжением, швы снимались на 14 сутки. Данные описательной статистики, полученные согласно определенным индексам заживления ран для различных групп, представлены в таблице 5.

Таблица 5 – Описательная статистика групповых значений индекса заживления ран (ЕНИ)

	Основная группа						Контрольная группа					
	Верхняя челюсть			Нижняя челюсть			Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
	3 сут ки	7 сут ки	14 сутк и	3 сут ки	7 сут ки	14 сутк и	3 сут ки	7 сут ки	14 сутк и	3 сут ки	7 сут ки	14 сутк и
$\bar{X}$	0,9 0	1,3 6	1,03	0,6 1	0,6 9	0,76	1,1 0	1,3 0	1,12	0,6 5	0,7 2	0,67
σ	0,1 2	0,6 7	0,25	0,2 5	0,5 1	0,85	0,2 2	0,6 9	0,78	0,4 3	0,5 4	0,21
$S_{\bar{X}}$	0,0 3	0,2 0	0,08	0,0 7	0,1 4	0,23	0,0 7	0,2 2	0,25	0,1 2	0,1 4	0,06
M	0,9 0	1,3 2	0,95	0,5 3	0,6 6	0,52	1,0 8	1,3 7	0,88	0,5 5	0,7 1	0,66
Min	0,7 1	0,0 0	0,80	0,1 8	0,0 0	0,00	0,8 4	0,3 1	0,14	0,0 0	0,0 0	0,33
Max	1,0 8	2,2 8	1,68	1,0 6	1,4 0	2,50	1,5 0	2,0 8	2,61	1,4 0	1,6 6	1,15
95% ДИ _{низ}	0,8 2	0,9 1	0,86	0,4 6	0,3 8	0,25	0,9 4	0,8 1	0,56	0,4 0	0,4 1	0,55
95% ДИ _{вер} x	0,9 8	1,8 2	1,20	0,7 6	1,0 0	1,27	1,2 6	1,7 9	1,68	0,9 0	1,0 4	0,79

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

$S_{\bar{X}}$ – ошибка выборочного среднего;

M – медиана;

Min, Max – минимальное и максимальное выборочные значения;

95% ДИ_{низ}, 95% ДИ_{верх} – нижняя и верхняя границы 95 % доверительного интервала.

Графическое представление временных зависимостей для различных групп анализа и челюстей посредством ящичных диаграмм, а также линейных зависимостей средних выборочных значений отображено на рисунке 64.

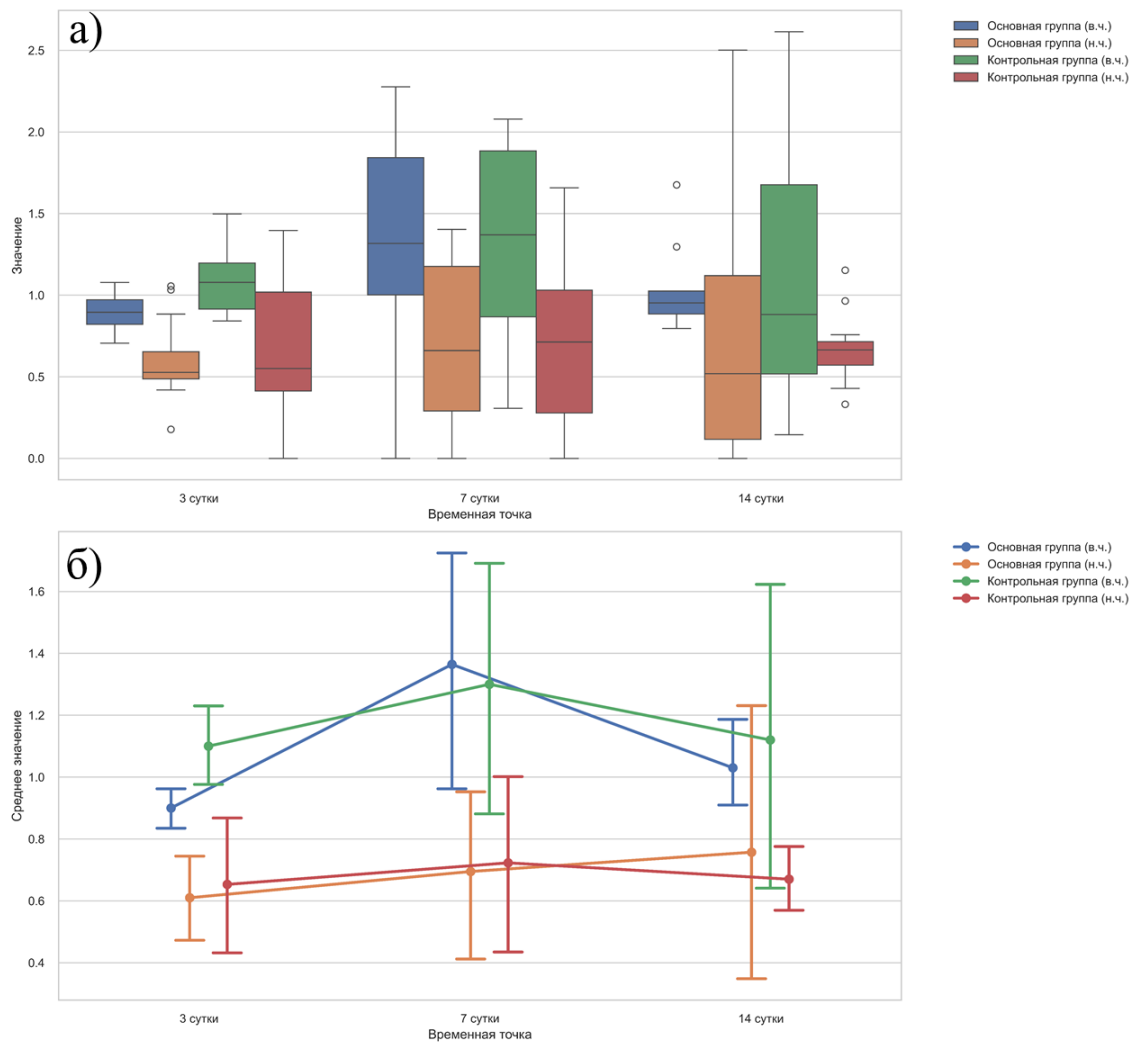


Рисунок 64 – Динамические изменения индекса заживления ран (ЕИ): (а) – распределение значений для всех групп анализа (box-plot); (б) – линейный график с указанием выборочных средних и 95% доверительных интервалов

Анализ показателей заживления мягких тканей по индексу ЕНІ (Early Wound Healing Index) с использованием парного t-критерия для независимых выборок выявил различия в динамике репаративных процессов в зависимости от локализации вмешательства для каждой исследуемой группы (основная группа, контрольная группа). Итоги статистического анализа детально отображены в таблице 6.

Таблица 6 – Сравнение показателей заживления мягких тканей по индексу ЕНІ в зависимости от локализации вмешательства для пациентов различных групп

Основная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
3 сутки	Предполагаются равные дисперсии	3,498	0,075	3,565	22	0,002	0,29105
	Не предполагаются равные дисперсии			3,773	17,451	0,001	0,29105
7 сутки	Предполагаются равные дисперсии	0,527	0,475	2,770	22	0,011	0,67084
	Не предполагаются равные дисперсии			2,707	18,508	0,014	0,67084
14 сутки	Предполагаются равные дисперсии	8,022	0,010	1,033	22	0,313	0,27413
	Не предполагаются равные дисперсии			1,111	14,465	0,285	0,27413
Контрольная группа							

		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
3 сутки	Предполагаются равные дисперсии	5,524	0,028	2,967	22	0,007	0,44714
	Не предполагаются равные дисперсии			3,285	20,327	0,004	0,44714
7 сутки	Предполагаются равные дисперсии	1,698	0,206	2,303	22	0,031	0,57671
	Не предполагаются равные дисперсии			2,213	16,565	0,041	0,57671
14 сутки	Предполагаются равные дисперсии	21,182	0,000	2,072	22	0,050	0,44900
	Не предполагаются равные дисперсии			1,777	9,909	0,106	0,44900

В результате данного этапа обработки были выявлены значимые различия ($p < 0,05$) индекса заживления ран для различных областей локализации вмешательства, соответствующие временным точкам: 3-и и 7-е сутки. Данные изменения показаны для обеих групп исследования.

В случае основной группы определенные выборочные средние показатели ЕНІ для верхней челюсти превышали соответствующие значения рассчитанные для случаев вмешательства в области нижней челюсти. На 3-и сутки процентное превышение верхнечелюстного среднего значения ЕНІ относительно нижней челюсти составляло 47 % (от $0,61 \pm 0,25$ до $0,90 \pm 0,12$, $p = 0,002$), на 7-е сутки – 97 % (от $0,69 \pm 0,51$ до $1,36 \pm 0,67$, $p = 0,011$). Несмотря на отсутствие значимых статистических различий на временной точке контроля “14-е сутки”, тренд

превышения среднего верхнечелюстного индекса ЕНІ сохранялся и составлял 35 % ($p = 0,285$) от нижнечелюстного показателя.

В случае контрольной группы аналогичные процентные различия средних значений ЕНІ варьировались в диапазоне от 67 % (14-е сутки, $p = 0,106$) до 80 % (7-е сутки, $p = 0,031$) в зависимости от рассматриваемой временной точки измерения.

Таким образом, заживление на верхней челюсти протекало менее благоприятно, чем на нижней, как в основной, так и в контрольной группах, на всех сроках наблюдения. Выявленные различия не позволили осуществить объединение выборок индекса заживления ран, полученных для различных зон вмешательства (нижняя и верхняя челюсти) контрольной и основной группы.

В рамках анализа временных изменений индекса заживления ран для пациентов различных групп с использованием дисперсионного анализа повторных измерений (Repeated Measures ANOVA) с поправкой Гринхауза-Гейссера было показано, что средние значения ЕНІ статистически значимо не различаются между исследуемыми временными точками (таблица 7):

- Основная группа (верхняя челюсть): $F(1,23, 12,278) = 4,062$; $p = 0,060$;
- Основная группа (нижняя челюсть): $F(1,41, 16,919) = 0,209$; $p = 0,736$;
- Контрольная группа (верхняя челюсть): $F(1,664, 14,977) = 0,360$; $p = 0,666$;
- Контрольная группа (нижняя челюсть): $F(1,920, 24,956) = 0,097$; $p = 0,901$.

Таблица 7 – Результаты анализа повторных измерений (Repeated Measures ANOVA) для трех групп анализа

Основная группа	
Верхняя челюсть	Нижняя челюсть
Критерий сферичности Мокли	

$\chi^2(2)$	р	Грингауз-Гайссер	$\chi^2(2)$	р	Грингауз-Гайссер
8,921	0,012	0,614	5,964	0,051	0,705
Критерии внутригрупповых эффектов (Грингауз-Гайссер)					
df	F	р-	df	F	р
1,23	4,062	0,060	1,41	0,209	0,736
Контрольная группа					
Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
Критерий сферичности Мокли					
$\chi^2(2)$	р	Грингауз-Гайссер	$\chi^2(2)$	р	Грингауз-Гайссер
1,804	0,406	0,832	0,513	0,774	0,960
Критерии внутригрупповых эффектов (Грингауз-Гайссер)					
df	F	р	df	F	р
1,664	0,360	0,666	1,920	0,097	0,901

Сравнение средних значений показателей заживления мягких тканей по индексу ЕНІ основной группы и группы контроля на различных временных интервалах, и зонах вмешательства позволило выявить статистически значимые различия, соответствующие точке контроля “3-и сутки” в области верхней челюсти. В данном случае различия между контрольной и основной группами составили 0,2 (22 %, $p = 0,025$). Все остальные парные сравнения значимых различий не демонстрировали, что позволило сделать вывод об однородности индекса ЕНІ при рассмотрении направленной костной аугментации с одновременной установкой дентальных имплантатов и стандартной двухэтапной имплантации вне зависимости от области хирургического вмешательства.

Таблица 8 – Сравнение показателей заживления мягких тканей по индексу ЕНІ контрольной и основной групп в различных временных точках и зонах вмешательства

Верхняя челюсть

		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
3 сутки_в.ч.	Предполагаются равные дисперсии	5,115	0,036	-2,600	19	0,018	-0,19818
	Не предполагаются равные дисперсии			-2,525	13,158	0,025	-0,19818
7 сутки_в.ч.	Предполагаются равные дисперсии	0,168	0,686	0,217	19	0,830	0,06445
	Не предполагаются равные дисперсии			0,217	18,741	0,830	0,06445
14 сутки_в.ч.	Предполагаются равные дисперсии	14,185	0,001	-0,352	19	0,729	-0,08718
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,338	10,712	0,742	-0,08718
Нижняя челюсть							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
3 сутки_н.ч.	Предполагаются равные дисперсии	5,575	0,026	-0,305	25	0,763	-0,04209
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,311	20,932	0,759	-0,04209

7 сутки_н.ч.	Предполагаются равные дисперсии	0,006	0,940	-0,146	25	0,885	-0,02967
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,146	24,989	0,885	-0,02967
14 сутки_н.ч.	Предполагаются равные дисперсии	11,823	0,002	0,376	25	0,710	0,08769
	Не предполагаются равные дисперсии			0,364	13,327	0,722	0,08769

С точки зрения клинической оценки были выявлены следующие особенности. На третьи сутки после операции у пациентов основной группы индекс 1 (тонкая полоска фибрина по линии разреза) был зарегистрирован у 8 пациентов в области верхней челюсти и у 6 из 13 — в области нижней. У трёх пациентов основной группы на верхней челюсти и одного пациента на нижней отмечалось более выраженное фибринозное покрытие, распространяющееся не только на линию разреза, но и на прилежащие края лоскута, что соответствовало индексу 2.

Сходная картина наблюдалась в контрольной группе: индекс 1 зафиксирован у 7 пациентов на верхней челюсти и у 5 — на нижней; индекс 2 — у 2 пациентов на верхней и 2 — на нижней челюсти.

К седьмым суткам наблюдалась отрицательная динамика заживления в обеих группах. В основной группе у одного пациента из трёх с ранее зарегистрированным индексом 2 на верхней челюсти и у одного на нижней отмечено дальнейшее распространение фибринозного налёта на прилежащие участки лоскута, несмотря на сопоставление краёв раны. Подобное ухудшение состояния мягких тканей зафиксировано у двух пациентов контрольной группы в области верхней челюсти и у одного — на нижней.

К 14-м суткам у большинства пациентов обеих групп наблюдалась стабилизация заживления. Однако в ряде случаев сохранялись признаки замедленного восстановления: у одного пациента основной группы и у двух пациентов контрольной группы на верхней челюсти зарегистрирован индекс 3 (наличие выраженного фибринозного покрытия и признаков воспаления краёв раны). Данным пациентам швы снимались на 21 сутки.

У трёх пациентов основной группы (27%) и трёх пациентов контрольной группы (30%) на позднем этапе наблюдения — через 4 месяца после установки НКР — была диагностирована экспозиция титановой сетки в области верхней челюсти, а у одного пациента основной группы (9%) — в области нижней челюсти (рисунок 65).

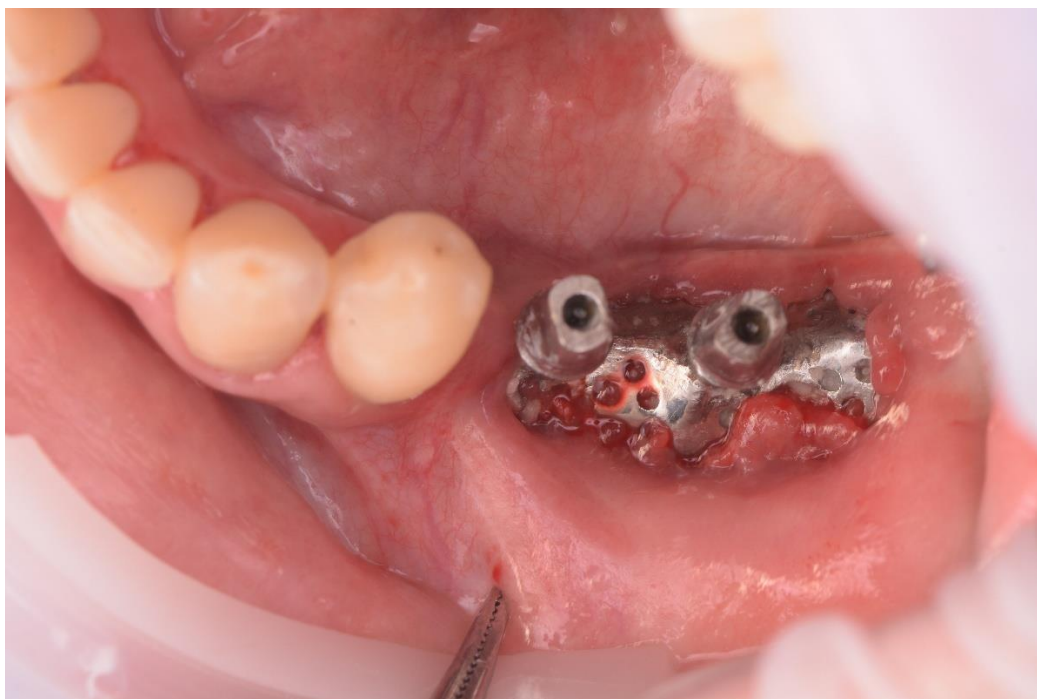


Рисунок 65 – Экспозиция титановой сетки через 4 месяца после операции у пациента основной группы.

Следует отметить, что инфицирования костного регенерата не наблюдалось. Тем не менее, указанным пациентам была проведена хирургическая операция по удалению сетки, а пациентам контрольной группы

одновременно выполнена одномоментная дентальная имплантация. Раскрытие имплантатов у этих пациентов производилось через 3 месяца после установки с последующим постоянным протезированием через 14 суток.

4.2. Результаты оценки гигиенического состояния временных коронок

Оценка гигиенического состояния полости рта у пациентов исследуемых групп осуществлялась с применением гигиенического индекса РНР. Измерения проводились на 14-е сутки после хирургического вмешательства по установке индивидуальной титановой сетки, а также на сроках 3 и 6 месяцев, непосредственно перед её удалением. Описательная статистика, полученная согласно определенным индексам заживления ран для различных групп, представлена в таблице 9. Первичный анализ табличных данных позволяет оценить динамику гигиенического состояния полости рта у пациентов основной и контрольной групп на разных сроках наблюдения на основании индекса РНР. На 14-е сутки после установки индивидуальной титановой сетки во всех подгруппах (в зависимости от принадлежности к группе и челюстной локализации) значения индекса находились в пределах 1,47–1,61, что соответствует удовлетворительному уровню гигиены. Это объясняется послеоперационными ограничениями и снижением эффективности самостоятельной гигиены полости рта в ранний период.

Таблица 9 – Описательная статистика групповых значений гигиенического индекса (РНР)

	Основная группа						Контрольная группа					
	Верхняя челюсть			Нижняя челюсть			Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
	14 суто к	3 ме с.	6 ме с.	14 суто к	3 ме с.	6 ме с.	14 суто к	3 ме с.	6 ме с.	14 суто к	3 ме с.	6 ме с.

$\bar{X}$	1,54	1,3 6	0,6 4	1,47	1,3 9	0,5 6	1,61	0,9 6	0,6 0	1,52	0,8 9	0,3 3
σ	0,13	0,3 5	0,4 5	0,04	0,1 6	0,4 3	0,05	0,1 3	0,7 6	0,80	0,0 6	0,2 4
$S_{\bar{X}}$	0,04	0,1 0	0,1 4	0,01	0,0 4	0,1 2	0,02	0,0 4	0,2 4	0,21	0,0 2	0,0 6
M	1,53	1,5 1	0,5 9	1,46	1,4 0	0,4 8	1,61	0,9 8	0,2 1	1,48	0,8 7	0,3 5
Min	1,32	0,7 9	0,0 0	1,42	1,1 0	0,0 0	1,53	0,7 2	0,0 0	0,26	0,7 7	0,0 0
Max	1,76	1,8 5	1,2 4	1,56	1,6 5	1,2 1	1,72	1,1 2	1,7 8	3,00	1,0 1	0,7 1
95% ДИ _{низ}	1,46	1,1 3	0,3 3	1,44	1,3 0	0,3 0	1,57	0,8 7	0,0 6	1,06	0,8 5	0,1 9
95% ДИ _{верх}	1,62	1,5 9	0,9 4	1,50	1,4 8	0,8 2	1,65	1,0 5	1,1 5	1,98	0,9 3	0,4 7

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

$S_{\bar{X}}$ – ошибка выборочного среднего;

M – медиана;

Min, Max – минимальное и максимальное выборочные значения;

95% ДИ_{низ}, 95% ДИ_{верх} – нижняя и верхняя границы 95 % доверительного интервала.

Графическое представление временных зависимостей для различных групп анализа и челюстей посредством ящичных диаграмм, а также линейных зависимостей средних выборочных значений отображено на рисунке 66.

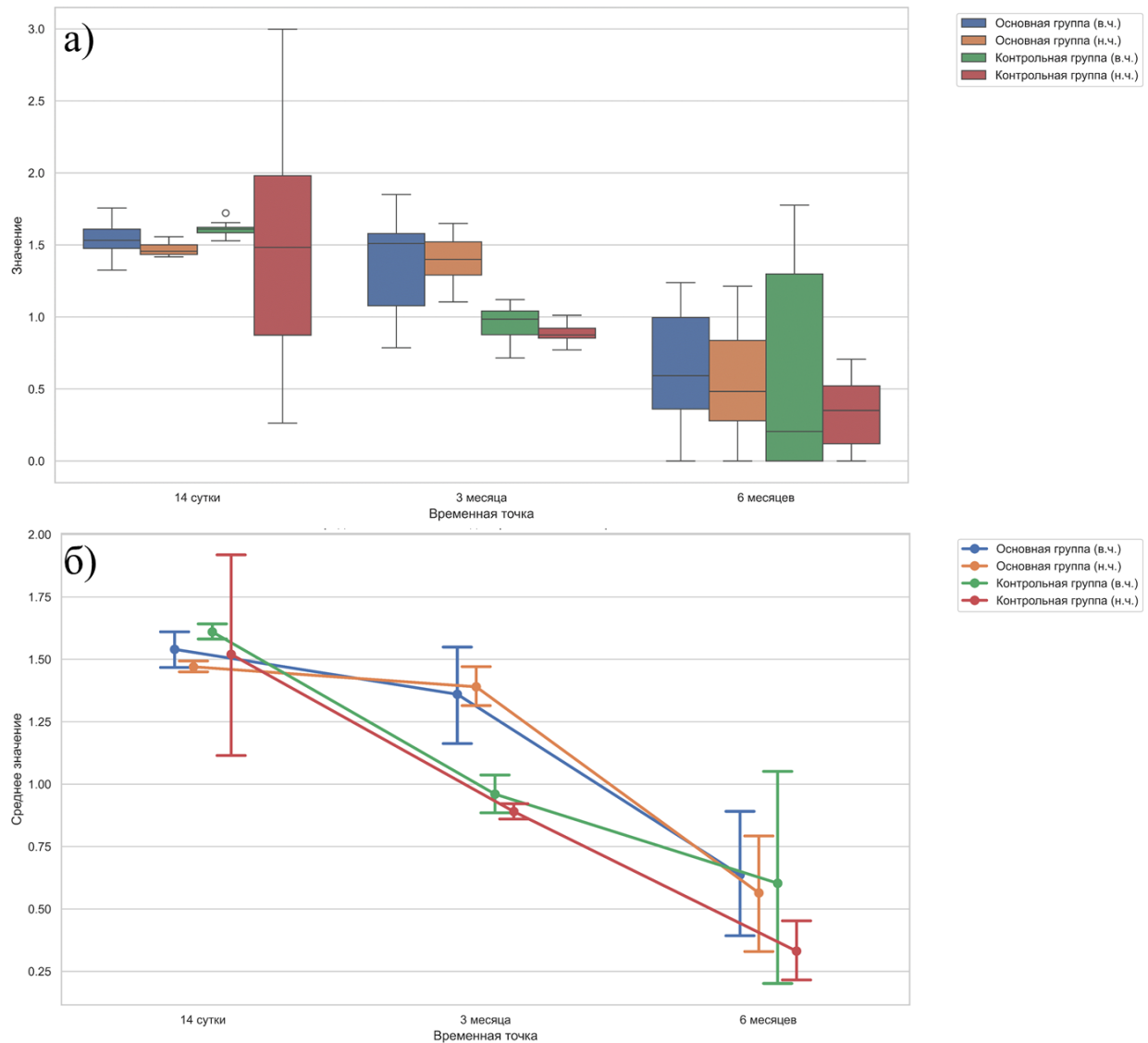


Рисунок 66 – Динамические изменения гигиенического индекса РНР: (а) – распределение значений для всех групп анализа (box-plot); (б) – линейный график с указанием выборочных средних и 95% доверительных интервалов

Анализ средних значений гигиенического индекса РНР различных групп с использованием парного t-критерия для независимых выборок не выявил различий при рассмотрении различных областей вмешательства (верхняя челюсть, нижняя челюсть) относительно всех временных точек контроля. Итоги статистического анализа детально отображены в таблице 10.

Таблица 10 – Сравнение показателей заживления мягких тканей по индексу ЕНІ в зависимости от локализации вмешательства для пациентов различных групп

Основная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
14 сутки	Предполагаются равные дисперсии	7,154	0,014	1,893	22	0,072	0,07000
	Не предполагаются равные дисперсии			1,765	11,853	0,103	0,07000
3 месяца	Предполагаются равные дисперсии	9,727	0,005	-0,281	22	0,781	-0,03000
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,266	13,409	0,795	-0,03000
6 месяцев	Предполагаются равные дисперсии	0,036	0,852	0,398	22	0,694	0,07170
	Не предполагаются равные дисперсии			0,397	21,008	0,695	0,07170
Контрольная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
14 сутки	Предполагаются равные дисперсии	14,127	0,001	0,353	22	0,727	0,09000
	Не предполагаются			0,420	13,158	0,681	0,09000

	равные дисперсии						
3 месяца	Предполагаются равные дисперсии	7,450	0,012	1,799	22	0,086	0,07000
	Не предполагаются равные дисперсии			1,616	12,133	0,132	0,07000
6 месяцев	Предполагаются равные дисперсии	19,843	0,000	1,264	22	0,220	0,27179
	Не предполагаются равные дисперсии			1,093	10,259	0,299	0,27179

Для двух групп анализа средние значения индекса РНР, соответствующие области верхней челюсти, незначительно превышали нижнечелюстные в диапазоне абсолютных значений от 0,03 до 0,27.

Анализ временных изменений гигиенического индекса для пациентов различных групп выявил, что средние значения РНР значительно различаются с явным трендом снижения средних на интервале от 14-ти суток до полугода (таблица 11) вне зависимости от группы и области вмешательства:

- Основная группа (верхняя челюсть): $F(1,829, 18,293) = 25,663$; $p = 0,000$;
- Основная группа (нижняя челюсть): $F(1,238, 14,858) = 44,241$; $p = 0,000$;
- Контрольная группа (верхняя челюсть): $F(1,061, 9,552) = 13,440$; $p = 0,004$;
- Контрольная группа (нижняя челюсть): $F(1,135, 14,749) = 21,874$; $p = 0,000$.

Таблица 11 – Результаты анализа повторных измерений (Repeated Measures ANOVA) для трех групп анализа

Основная группа					
Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
Критерий сферичности Мокли					
$\chi^2(2)$	p	Грингауз-Гайссер	$\chi^2(2)$	p	Грингауз-Гайссер
0,881	0,644	0,915	10,508	0,005	0,619
Критерии внутригрупповых эффектов (Грингауз-Гайссер)					
df	F	p	df	F	p
1,829	25,663	0,000	1,238	44,241	0,000
Контрольная группа					
Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
Критерий сферичности Мокли					
$\chi^2(2)$	p	Грингауз-Гайссер	$\chi^2(2)$	p	Грингауз-Гайссер
17,261	0,000	0,531	17,266	0,000	0,567
Критерии внутригрупповых эффектов (Грингауз-Гайссер)					
df	F	p	df	F	p
1,061	13,440	0,004	1,135	21,874	0,000

После осмотра пациентам основной группы, имеющим несъемные зубные протезы с опорой на индивидуальную титановую сетку, была скорректирована индивидуальная гигиена с акцентом на применение ирригаторов после каждого приема пищи.

Через 3 месяца в контрольной группе наблюдалось достоверное снижение среднего индекса РНР до значений $0,96 \pm 0,13$ (40 %) на верхней челюсти и $0,89 \pm 0,06$ (41 %) на нижней, что отражало улучшение гигиенического состояния до уровня хорошей гигиены. В основной группе также отмечалась положительная динамика, однако значения индекса оставались в пределах 1,36–1,39 (5,4 – 12 %), что по-прежнему соответствовало удовлетворительной гигиене. Возможно, это связано с конструктивными особенностями используемой сетки или различиями в мотивации к соблюдению гигиены.

К 6 месяцам как в основной, так и в контрольной группах был достигнут уровень хорошей гигиены, что подтверждается снижением индекса РНР до 0,64–0,56 (59-62 %) в основной группе и до 0,60–0,33 (63-78 %) в контрольной.

В ходе наблюдения у пациентов обеих групп наблюдалось постепенное улучшение гигиенического состояния полости рта, что отражается в снижении индекса РНР.

На всех этапах наблюдения контрольная группа демонстрировала более низкие различия значения РНР. Стоит отметить, что при этом значимые межгрупповые различия были выявлены для обеих областей вмешательства (таблица 12) на временной точке “3 месяца”. Данная совокупность результатов свидетельствует о лучшей гигиене полости рта по сравнению с основной группой. Особенно это заметно на 3 и 6 месяцах, что может указывать на более эффективное соблюдение рекомендаций по гигиене или отсутствие дополнительных факторов, затрудняющих уход (например, особенности конструкции сетки в основной группе).

Таблица 12 – Сравнение показателей РНР контрольной и основной групп в различных временных точках и зонах вмешательства

Верхняя челюсть							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
14 сутки_в.ч.	Предполагаются равные дисперсии	4,434	0,049	-1,631	19	0,119	-0,07000
	Не предполагаются равные дисперсии			-1,689	13,665	0,114	-0,07000
3 месяца_в.ч.	Предполагаются равные дисперсии	11,015	0,004	3,445	19	0,003	0,40000

	Не предполагаются равные дисперсии			3,579	12,846	0,003	0,40000
6 месяцев_в.ч.	Предполагаются равные дисперсии	4,519	0,047	0,123	19	0,903	0,03314
	Не предполагаются равные дисперсии			0,120	14,325	0,906	0,03314
Нижняя челюсть							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
14 сутки_н.ч.	Предполагаются равные дисперсии	18,836	0,000	-0,225	25	0,824	-0,05000
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,234	13,076	0,819	-0,05000
3 месяца_н.ч.	Предполагаются равные дисперсии	9,413	0,005	11,084	25	0,000	0,50000
	Не предполагаются равные дисперсии			10,778	15,494	0,000	0,50000
6 месяцев_н.ч.	Предполагаются равные дисперсии	5,911	0,023	1,761	25	0,091	0,23323
	Не предполагаются равные дисперсии			1,725	18,361	0,101	0,23323

Следует отметить, что наихудшие показатели гигиены были отмечены у 7 пациентов (четырех – основной и 3 – контрольной группы) у которых в последствии на 4 месяце наблюдений произошла экспозиция титановой сетки. Особенное скопление пищевого налета наблюдалось именно у пациентов основной группы на временных зубных протезах, фиксированных на титановой сетке (рисунок 67). Из разговора с пациентами было выяснено, что они несмотря на рекомендации, не чистили зубы боясь повредить зону операции.



Рисунок 67 – Гигиеническое состояние пациента основной группы, приведшее к экспозиции титановой сетки.

Полученные данные подтверждают важность регулярного контроля и мотивации пациентов к соблюдению гигиенических мероприятий на всех этапах лечения.

4.3. Результаты морфометрического анализа кости

Морфометрическая оценка вновь сформированной костной ткани у пациентов основной и контрольной групп проводилась в момент удаления индивидуальной титановой сетки. Измерения осуществлялись в трёх равномерно распределённых точках по всей протяжённости сетчатой конструкции с

использованием пуговчатого зонда. При этом из полученных значений вычитались параметры исходной (исходно имеющейся) костной ткани пациента для определения истинного объёма новообразованной ткани. Результаты первичной обработки данных с целью извлечения значений описательной статистики морфометрического анализа представлены в таблице 13. Распределение значений в исследуемых выборках представлено в виде ящичных и столбчатых диаграмм на рисунке 68.

Таблица 13 – Значения описательной статистики, рассчитанные в рамках морфометрического анализа

	Основная группа						Контрольная группа					
	Верхняя челюсть			Нижняя челюсть			Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3
$\bar{X}$	5,50	5,90	5,60	4,90	5,31	4,83	5,30	5,70	5,62	4,70	5,10	4,61
σ	0,47	0,59	0,52	0,40	0,48	0,57	0,66	0,92	0,47	0,34	0,56	0,50
$S_{\bar{X}}$	0,14	0,18	0,16	0,11	0,13	0,16	0,21	0,29	0,15	0,09	0,15	0,13
M	5,40	5,82	5,55	4,88	5,29	4,75	5,52	5,67	5,72	4,74	4,96	4,63
Min	4,69	5,13	4,88	4,17	4,40	4,10	3,96	4,47	4,85	4,14	4,04	3,97
Max	6,26	6,94	6,56	5,64	6,04	6,05	6,20	7,28	6,58	5,26	5,97	5,40
95% _{низ}	5,18	5,51	5,25	4,66	5,02	4,48	4,82	5,04	5,28	4,50	4,78	4,32
95% _{верх}	5,82	6,29	5,95	5,14	5,60	5,18	5,78	6,36	5,96	4,90	5,42	4,90

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

$S_{\bar{X}}$ – ошибка выборочного среднего;

M – медиана;

Min , Max – минимальное и максимальное выборочные значения;

95%_{низ}, 95%_{верх} – нижняя и верхняя границы 95 % доверительного интервала.

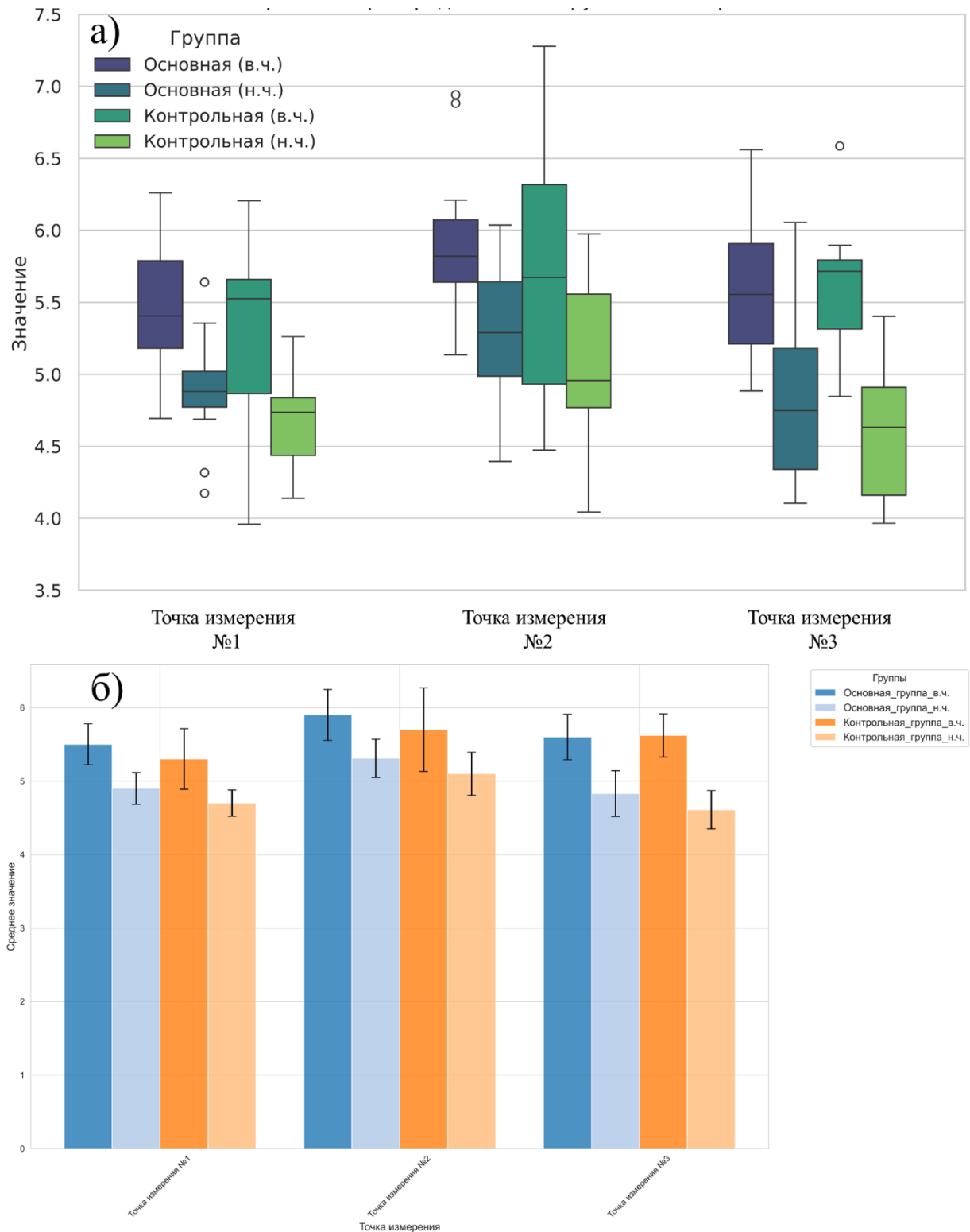


Рисунок 68 – Графическая визуализация значений прироста костной ткани у пациентов исследуемой группы по результатам морфометрического анализа:

(а) – ящичная диаграмма; (б) – столбчатая диаграмма

Согласно результатам статистического анализа (таблица 14), направленного на выявление значимых различий между средними величинами вновь сформированной костной ткани для двух областей вмешательства, вне зависимости от группы анализа было показано, что локализации хирургического воздействия в области верхней челюсти соответствует более интенсивная регенерация костной ткани во всех зонах измерения. Таким образом, было показано, что для основной группы средние значения вновь сформированной костной ткани в области верхней челюсти превышали соответствующие нижнечелюстные показатели на 12,24 % для точки №1 ($\Delta = 0,60$ мм., $p = 0,003$), 11,11 % для точки контроля №2 ($\Delta = 0,59$ мм., $p = 0,013$) и 15,94 % для точки №3 ($\Delta = 0,77$ мм., $p = 0,002$). Максимальное процентное изменение в рамках анализа контрольной группы было показано для точки контроля №3 в размере 29,91 % ($\Delta = 1,01$ мм., $p = 0,000$). Сопоставимые процентные различия были обнаружены для точек 1 и 2 с значениями 12,77 и 11,76 % при $\Delta = 0,60$ мм., $p = 0,008$ и $\Delta = 0,60$ мм., $p = 0,059$, соответственно.

Таблица 14 – Результаты статистического анализа различий между средними величинами вновь сформированной костной ткани в областях верхней и нижней челюсти для двух групп исследования

Основная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1	Предполагаются равные дисперсии	1,063	0,314	3,392	22	0,003	0,59986
	Не предполагаются равные дисперсии			3,341	19,624	0,003	0,59986
Точка измерения №2	Предполагаются равные дисперсии	0,105	0,748	2,712	22	0,013	0,58909
	Не предполагаются равные дисперсии			2,664	19,300	0,015	0,58909

Точка измерения №3	Предполагаются равные дисперсии	0,186	0,670	3,415	22	0,002	0,77000
	Не предполагаются равные дисперсии			3,441	21,836	0,002	0,77000
Контрольная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1	Предполагаются равные дисперсии	4,486	0,046	2,902	22	0,008	0,60000
	Не предполагаются равные дисперсии			2,622	12,437	0,022	0,60000
Точка измерения №2	Предполагаются равные дисперсии	2,443	0,132	1,987	22	0,059	0,59929
	Не предполагаются равные дисперсии			1,834	13,738	0,088	0,59929
Точка измерения №3	Предполагаются равные дисперсии	0,296	0,592	5,008	22	0,000	1,01171
	Не предполагаются равные дисперсии			5,055	20,175	0,000	1,01171

Анализ межгрупповых различий в рамках отдельно взятых групп (основная, контрольная) и областей анализа (верхняя, нижняя челюсть) с помощью однофакторного дисперсионного анализа не позволил обнаружить статистически значимых различий между средними значениями прироста костной ткани в области верхней челюсти для 3-х точек измерения, как в основной, так и контрольной группе. Процентные межгрупповые различия средних значений варьировались в диапазоне от 1 до 8,5 %.

Однако, были показаны значимые различия среднего прироста костной ткани в зоне нижней челюсти для обеих групп анализа между точками 2 и 3. В случае основной группы абсолютное значение различия составляло 0,48 мм.

(9,04 %, $p = 0,050$). Абсолютное изменение средней величины прироста костной ткани, соответствовало 0,49 мм. (9,61 %, $p = 0,028$).

Парные сравнения результатов морфометрической оценки объёма вновь образованной костной ткани показали сопоставимые значения между основной и контрольной группами для всех точек измерения и областей вмешательства, с незначительным преобладанием показателей у пациентов основной группы (таблица 15). Величина максимального различия средних значений не превышала 0,22 мм., что свидетельствует о сопоставимости остеогенеза рассматриваемых анатомических зон.

Таблица 15 – Парные сравнение результатов морфометрической оценки ширины альвеолярного отростка вновь образованной костной ткани для контрольной и основной группы в областях верхней и нижней челюсти

Верхняя челюсть							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (в.ч.)	Предполагаются равные дисперсии	0,966	0,338	0,798	19	0,434	0,19909
	Не предполагаются равные дисперсии			0,785	16,114	0,444	0,19909
Точка измерения №2 (в.ч.)	Предполагаются равные дисперсии	2,056	0,168	0,598	19	0,557	0,19909
	Не предполагаются равные дисперсии			0,585	15,054	0,567	0,19909
Точка измерения №3 (в.ч.)	Предполагаются равные дисперсии	0,187	0,670	-0,096	19	0,924	-0,02100
	Не предполагаются			-0,097	19,000	0,924	-0,02100

	равные дисперсии						
Нижняя челюсть							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (н.ч.)	Предполагаются равные дисперсии	0,001	0,970	1,404	25	0,173	0,19923
	Не предполагаются равные дисперсии			1,396	23,862	0,176	0,19923
Точка измерения №2 (н.ч.)	Предполагаются равные дисперсии	0,266	0,610	1,041	25	0,308	0,20929
	Не предполагаются равные дисперсии			1,047	24,838	0,305	0,20929
Точка измерения №3 (н.ч.)	Предполагаются равные дисперсии	0,205	0,655	1,071	25	0,294	0,22071
	Не предполагаются равные дисперсии			1,066	23,918	0,297	0,22071

Таким образом, морфометрический анализ подтверждает эффективность применяемых методик направленной костной регенерации в обеих группах, при этом отмечается тенденция к большей толщине вновь сформированной костной ткани в основной группе, особенно в области верхней челюсти.

4.4. Результаты рентгенологического исследования

Целью проведённых рентгенологических исследований явилась количественная оценка прироста костной ткани в вертикальном и горизонтальном направлениях в области альвеолярного отростка у пациентов основной и контрольной групп, прооперированных с использованием индивидуализированных титановых сетчатых конструкций. Дополнительно рентгенологический анализ позволил верифицировать успешность проведённой дентальной имплантации и подтвердить адекватность сформированного костного объёма для стабильного позиционирования имплантатов (рисунок 69).

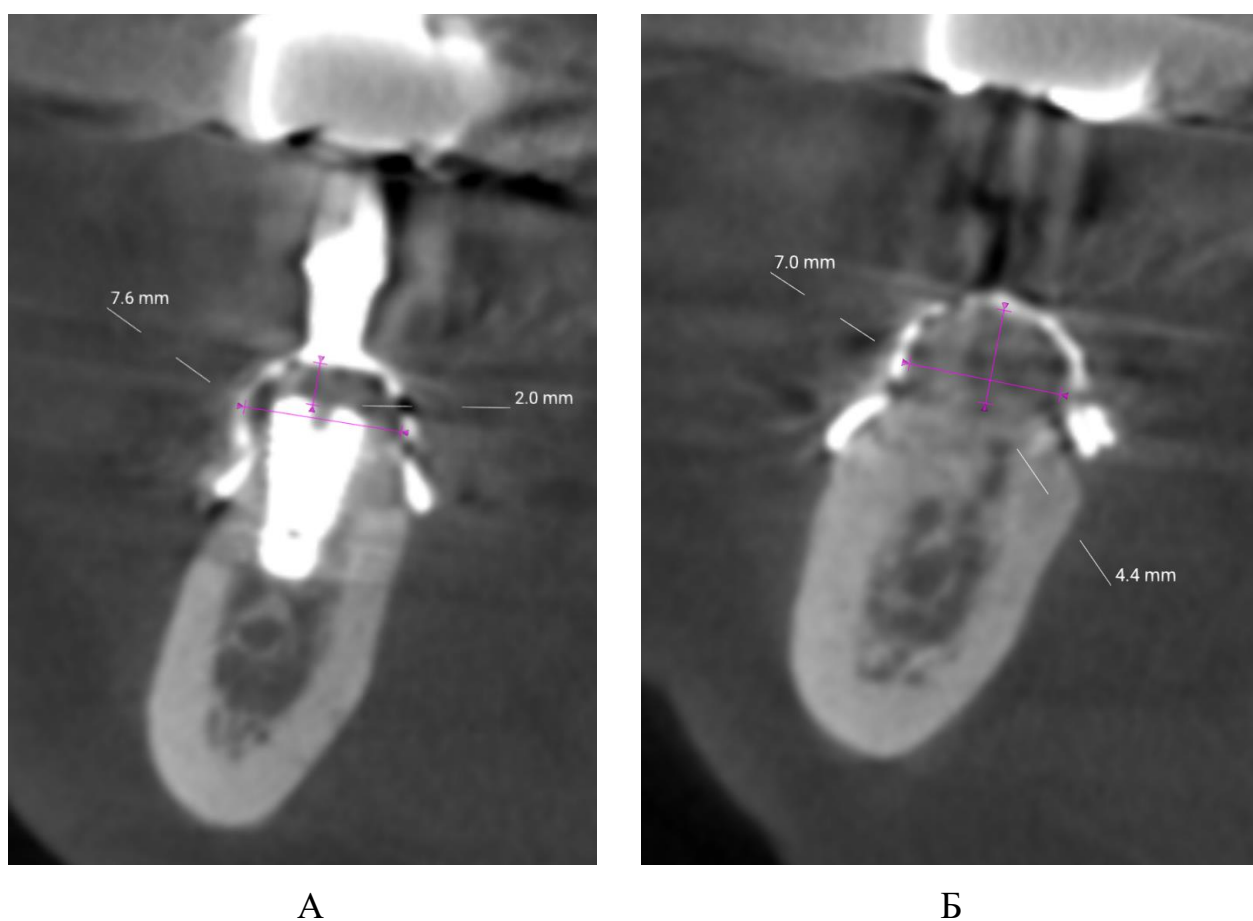


Рисунок 69 – Анализ КЛКТ пациентов: А – основной группы; Б – контрольной группы.

Данные описательной статистики, полученные в рамках оценки регенерации альвеолярной кости по показателям высоты и ширины, для трех

точек, равноудаленных друг от друга на всем протяжении сетки, представлены в таблице 16. Графическая интерпретация представлена на рисунке 70.

Таблица 16 – Значения описательной статистики, сформированные в рамках анализа прироста кости по результатам рентгенологического исследования

Вертикальное направление (высота)												
	Основная группа						Контрольная группа					
	Верхняя челюсть			Нижняя челюсть			Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3
$\bar{X}$	5,41	5,71	5,32	6,12	6,63	6,42	5,21	5,53	5,12	6,23	6,82	6,51
σ	0,65	0,48	0,56	0,46	0,79	0,58	0,47	0,69	0,51	0,34	0,55	0,43
$S_{\bar{X}}$	0,20	0,15	0,17	0,13	0,22	0,16	0,15	0,22	0,16	0,09	0,15	0,11
M	5,15	5,82	5,25	6,18	6,49	6,15	5,18	5,17	5,18	6,25	6,74	6,51
Min	4,71	4,67	4,70	5,23	5,06	5,64	4,51	4,86	4,40	5,66	6,11	5,79
Max	6,52	6,42	6,26	6,90	7,78	7,48	6,03	6,60	6,01	6,88	7,82	7,29
95% _н из	4,97	5,39	4,95	5,84	6,15	6,07	4,87	5,04	4,76	6,03	6,50	6,26
95% _в ерх	5,85	6,03	5,69	6,40	7,11	6,77	5,55	6,02	5,48	6,43	7,14	6,76
Горизонтальное направление												
	Основная группа						Контрольная группа					
	Верхняя челюсть			Нижняя челюсть			Верхняя челюсть			Нижняя челюсть		
	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3	Точка № 1	Точка № 2	Точка № 3
$\bar{X}$	5,31	5,63	5,42	4,61	5,43	4,92	4,92	5,21	4,33	5,63	5,61	5,43
σ	0,58	0,65	0,63	0,45	0,37	0,55	0,69	0,51	0,46	0,42	0,57	0,76
$S_{\bar{X}}$	0,17	0,20	0,19	0,12	0,10	0,15	0,22	0,16	0,15	0,11	0,15	0,20
M	5,14	5,56	5,47	4,61	5,39	4,83	4,95	5,13	4,52	5,61	5,51	5,18
Min	4,46	4,74	4,26	3,74	4,91	4,10	4,04	4,45	3,56	5,00	4,65	4,66
Max	6,19	6,80	6,23	5,39	6,14	5,77	5,73	6,00	4,91	6,37	6,76	7,31
95% _н из	4,92	5,19	5,00	4,34	5,20	4,59	4,43	4,85	4,00	5,39	5,28	4,99
95% _в ерх	5,70	6,07	5,84	4,88	5,66	5,25	5,41	5,57	4,66	5,87	5,94	5,87

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

$S_{\bar{X}}$ – ошибка выборочного среднего;

M – медиана;

Min, Max – минимальное и максимальное выборочные значения;

$95\%_{\text{низ}}, 95\%_{\text{верх}}$ – нижняя и верхняя границы 95 % доверительного интервала.

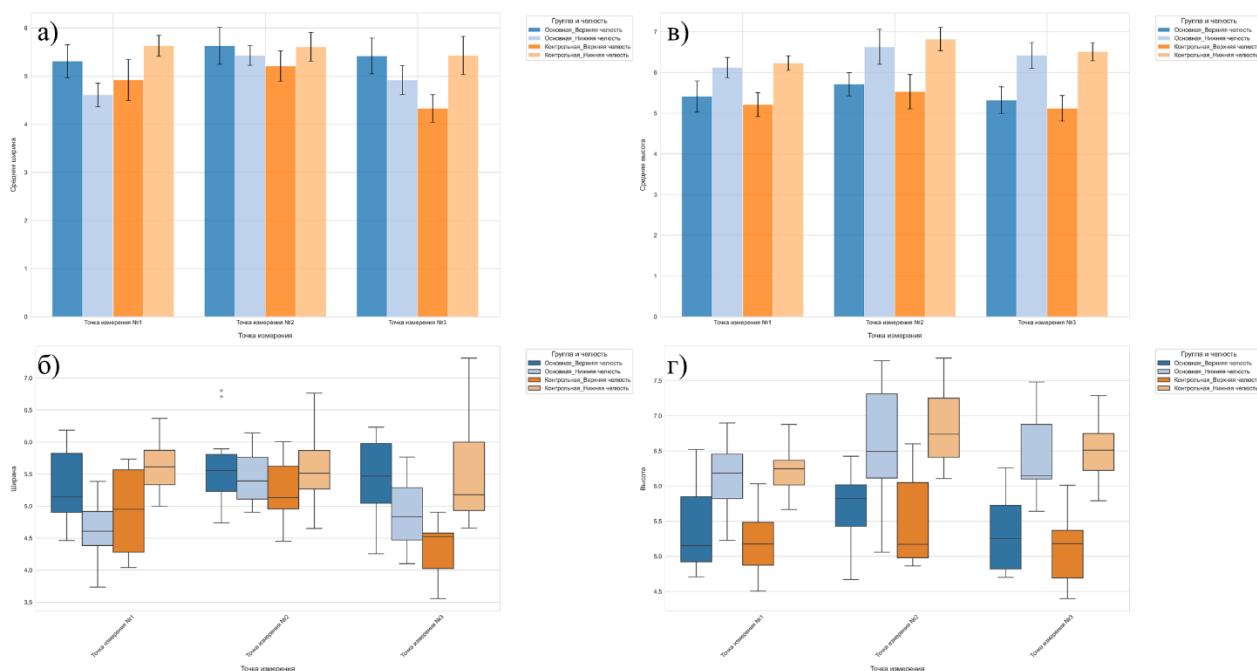


Рисунок 70 – Графическая визуализация для различных групп и зон вмешательства: (а) – средние значения различий в ширине альвеолярной кости до вмешательства и после формирования регенерата под сеткой; (б) – распределение значений различий в ширине альвеолярной кости до вмешательства и после формирования регенерата под сеткой; (в) – средние значения различий в высоте альвеолярной кости до вмешательства и после формирования регенерата под сеткой; (г) – распределение значений различий в высоте альвеолярной кости до вмешательства и после формирования регенерата под сеткой

Рентгенологическая оценка прироста костной ткани по высоте и ширине альвеолярного отростка показала выраженные положительные результаты в обеих группах.

Для пациентов основной группы выявлены значимые различия среднего прироста костной ткани как по высоте, так и по ширине (таблица 17). Вертикальному направлению соответствовал более выраженный прирост в области нижней челюсти по сравнению с верхней. Процентные изменения (относительно верхнечелюстных средних значений прироста) составили: 13,12 % для точки 1 (от $5,41 \pm 0,65$ до $6,12 \pm 0,46$ мм., $p = 0,005$), 16,11 % для точки 2 (от $5,71 \pm 0,48$ до $6,63 \pm 0,79$ мм., $p = 0,003$) и 20,68 % (от $5,32 \pm 0,56$ до $6,42 \pm 0,58$ мм., $p = 0,000$) для точки 3. Сопоставимые процентные изменения были обнаружены при определении прироста костной ткани по ширине, однако, значимым изменением не обладали результаты парного сравнения в точке №2 при среднем приросте в области верхней челюсти $5,63 \pm 0,65$ мм., нижней – $5,43 \pm 0,37$ мм. и процентной разнице 3,55 % ($p = 0,358$). Для двух остальных точек статистически достоверные изменения средних соответствовали 13,18 % для точки 1 (от $5,31 \pm 0,58$ до $4,61 \pm 0,45$ мм., $p = 0,003$) и 9,32 % для точки 2 (от $5,42 \pm 0,63$ до $4,92 \pm 0,55$ мм., $p = 0,049$)

Контрольной группе соответствовали аналогичные результаты статистических сравнений средних значений прироста, продемонстрированные в рамках анализа основной группы. Таким образом, были выявлены следующее изменения выборочных средних прироста между верхней и нижней челюстями (более выраженный средний прирост в области нижней челюсти для обоих направлений измерений):

- Вертикальное направление (высота):
 - Точка 1: от $5,21 \pm 0,47$ до $6,23 \pm 0,34$ мм. (19,58 %, $p = 0,000$);
 - Точка 2: от $5,53 \pm 0,69$ до $6,82 \pm 0,55$ мм. (23,33 %, $p = 0,000$);
 - Точка 3: от $5,12 \pm 0,51$ до $6,51 \pm 0,43$ мм. (27,15 %, $p = 0,000$);
- Горизонтальное направление (ширина):
 - Точка 1: от $4,92 \pm 0,69$ до $5,63 \pm 0,42$ мм. (14,43 %, $p = 0,011$);
 - Точка 2: от $5,21 \pm 0,51$ до $5,61 \pm 0,57$ мм. (7,68 %, $p = 0,089$);
 - Точка 3: от $4,33 \pm 0,46$ до $5,43 \pm 0,76$ мм. (25,40 %, $p = 0,001$).

Таблица 17 – Результаты статистического анализа, полученные в рамках парных сравнений прироста костной ткани по высоте и ширине альвеолярного отростка нижней и верхней челюсти, соответственно

Основная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (высота)	Предполагаются равные дисперсии	2,432	0,133	-3,122	22	0,005	-0,70832
	Не предполагаются равные дисперсии			-3,031	17,552	0,007	-0,70832
Точка измерения №2 (высота)	Предполагаются равные дисперсии	3,520	0,074	-3,359	22	0,003	-0,91923
	Не предполагаются равные дисперсии			-3,496	20,175	0,002	-0,91923
Точка измерения №3 (высота)	Предполагаются равные дисперсии	0,048	0,828	-4,708	22	0,000	-1,10077
	Не предполагаются равные дисперсии			-4,728	21,658	0,000	-1,10077
Точка измерения №1 (ширина)	Предполагаются равные дисперсии	1,808	0,192	3,342	22	0,003	0,69846
	Не предполагаются равные дисперсии			3,269	18,682	0,004	0,69846
Точка измерения	Предполагаются равные дисперсии	1,745	0,200	0,940	22	0,358	0,19923

№2 (ширина)	Не предполагаются равные дисперсии			0,899	15,359	0,382	0,19923
Точка измерения №3 (ширина)	Предполагаются равные дисперсии	0,040	0,843	2,080	22	0,049	0,50168
	Не предполагаются равные дисперсии			2,057	20,165	0,053	0,50168
Контрольная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (высота)	Предполагаются равные дисперсии	1,192	0,287	-6,127	22	0,000	-1,01900
	Не предполагаются равные дисперсии			-5,806	15,545	0,000	-1,01900
Точка измерения №2 (высота)	Предполагаются равные дисперсии	2,090	0,162	-5,120	22	0,000	-1,29171
	Не предполагаются равные дисперсии			-4,929	16,715	0,000	-1,29171
Точка измерения №3 (высота)	Предполагаются равные дисперсии	0,498	0,488	-7,304	22	0,000	-1,38900
	Не предполагаются равные дисперсии			-7,093	17,373	0,000	-1,38900
Точка измерения	Предполагаются равные дисперсии	11,527	0,003	-3,172	22	0,004	-0,71200

№1 (ширина)	Не предполагаются равные дисперсии			-2,924	13,660	0,011	-0,71200
Точка измерения №2 (ширина)	Предполагаются равные дисперсии	0,089	0,769	-1,779	22	0,089	-0,40129
	Не предполагаются равные дисперсии			-1,817	20,868	0,084	-0,40129
Точка измерения №3 (ширина)	Предполагаются равные дисперсии	2,266	0,146	-4,064	22	0,001	-1,09871
	Не предполагаются равные дисперсии			-4,400	21,614	0,000	-1,09871

Межгрупповые различия (ANOVA) для отдельно взятых групп (основная, контрольная) и областей анализа (верхняя, нижняя челюсть) не были выявлены при анализе средних значений прироста костной ткани по высоте и ширине в области верхней челюсти для 3-х точек измерения для основной группы. Абсолютные значения процентных межгрупповых различия средних значений варьировались в диапазоне от 1,66 до 6,83 %. Статистически значимые различия были обнаружены при межгрупповых сравнениях средних значений ширины прироста костной ткани в зоне нижней челюсти ($p = 0,000$) между точкой №2 и точками №1 и №3. С клинической точки зрения данные различия не являются существенными, так как разница средних между точками 1 и 2 составляла 0,82 мм. (17,79 %), а между точками 2 и 3 – 0,51 мм. (9,39 %). В случае сравнения средних высот прироста костной ткани различий выявлено не было при среднем процентном значении $5,47 \pm 2,63$ %.

В случае контрольной группы различия средних значений прироста костной ткани не были показаны при сравнениях значений, соответствующих измерениям высоты альвеолярной кости верхней челюсти ($p = 0,252$) и ширины

альвеолярной кости нижней челюсти ($p = 0,628$). Процентные изменения средних значений в трех точках измерения составили $5,09 \pm 2,98$ % по высоте кости верхней челюсти и $2,37 \pm 1,76$ % по ширине кости нижней челюсти. Во всех остальных случаях анализа были обнаружены статистически значимые различия между рассчитанными средними, однако, стоит отметить, что значимой клинической разницы между рассчитанными средними обнаружить не удалось в связи достаточно равномерным распределением средних значений прироста в обоих направлениях от 4,33 до 6,82 мм.

Парные сравнения результатов рентгенологической оценки объема вновь образованной костной ткани в вертикальном направлении показали сопоставимые ($p > 0,05$) значения между основной и контрольной группами для всех точек измерения и областей вмешательства. Средние значения абсолютных различий составили $0,19 \pm 0,01$ и $0,13 \pm 0,05$ мм. для верхней и нижней челюстей соответственно, что свидетельствует о сопоставимости остеогенеза рассматриваемых анатомических зон. Детальное отображение результатов данного этапа статистического анализа представлено в таблице 18.

Таблица 18 – Результаты статистического анализа, проведенного в рамках парных сравнения результатов рентгенологической оценки объема вновь образованной костной ткани в вертикальном направлении для двух групп сравнения

Верхняя челюсть, вертикальное направление							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (в.ч.,высота)	Предполагаются равные дисперсии	2,038	0,170	0,798	19	0,435	0,19991
	Не предполагаются			0,810	18,176	0,428	0,19991

	равные дисперсии						
Точка измерения №2 (в.ч.,высота)	Предполагаются равные дисперсии	4,303	0,052	0,705	19	0,489	0,18100
	Не предполагаются равные дисперсии			0,693	15,977	0,498	0,18100
Точка измерения №3 (в.ч.,высота)	Предполагаются равные дисперсии	0,191	0,667	0,857	19	0,402	0,19900
	Не предполагаются равные дисперсии			0,861	19,000	0,400	0,19900
Нижняя челюсть, вертикальное направление							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (н.ч.,высота)	Предполагаются равные дисперсии	1,715	0,202	-0,715	25	0,481	-0,11077
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,707	22,242	0,487	-0,11077
Точка измерения №2 (н.ч.,высота)	Предполагаются равные дисперсии	2,200	0,151	-0,735	25	0,469	-0,19148
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,726	21,248	0,476	-0,19148
Точка измерения №3 (н.ч.,высота)	Предполагаются равные дисперсии	2,138	0,156	-0,457	25	0,652	-0,08923
	Не предполагаются			-0,451	21,861	0,656	-0,08923

	равные дисперсии						
--	---------------------	--	--	--	--	--	--

Аналогичные результаты были показаны при парных сравнениях средних значений образованной костной ткани в горизонтальном направлении (таблица 19). Стоит, отметить, что разность выборочных средних прироста костной ткани точки №3 верхнечелюстной зоны являлась значимой с точки зрения статистического анализа при значении 1,09 (основная группа – $5,42 \pm 0,63$ мм., контрольная группа – $4,33 \pm 0,46$ мм., $p = 0,000$) привела к статистически значимым различиям. Такой же статистический вывод был получен при рассмотрении средних прироста костной ткани точки №1 нижнечелюстной зоны при значении разности 1,02 мм. (основная группа – $4,61 \pm 0,45$ мм., контрольная группа – $5,63 \pm 0,42$ мм., $p = 0,000$). Средние значения абсолютных различий, которые не обладали статистически значимыми различиями составили $0,41 \pm 0,02$ (верхнечелюстная зона) и $0,35 \pm 0,23$ мм. (нижнечелюстная зона).

Таблица 19 – Результаты статистического анализа, проведенного в рамках парных сравнения результатов рентгенологической оценки объёма вновь образованной костной ткани в горизонтальном направлении для двух групп сравнения

Верхняя челюсть, горизонтальное направление							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (в.ч., ширина)	Предполагаются равные дисперсии	2,052	0,168	1,421	19	0,171	0,39200
	Не предполагаются равные дисперсии			1,409	17,718	0,176	0,39200

Точка измерения №2 (в.ч.,ширина)	Предполагаются равные дисперсии	0,273	0,607	1,649	19	0,116	0,42200
	Не предполагаются равные дисперсии			1,669	18,591	0,112	0,42200
Точка измерения №3 (в.ч.,ширина)	Предполагаются равные дисперсии	0,632	0,436	4,479	19	0,000	1,08891
	Не предполагаются равные дисперсии			4,546	18,261	0,000	1,08891
Нижняя челюсть, горизонтальное направление							
		Критерий равенства дисперсий Ливиния		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1 (н.ч.,ширина)	Предполагаются равные дисперсии	0,044	0,836	-6,151	25	0,000	-1,01846
	Не предполагаются равные дисперсии			-6,133	24,442	0,000	-1,01846
Точка измерения №2 (н.ч.,ширина)	Предполагаются равные дисперсии	1,353	0,256	-0,954	25	0,349	-0,17852
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,969	22,550	0,343	-0,17852
Точка измерения №3 (н.ч.,ширина)	Предполагаются равные дисперсии	1,055	0,314	-1,991	25	0,057	-0,51148
	Не предполагаются равные дисперсии			-2,015	23,735	0,055	-0,51148

Показано, результаты рентгенологического анализа подтверждают формирование стабильного объёма костной ткани как по высоте, так и по ширине в обеих группах. При этом у пациентов основной группы наблюдалась тенденция к более равномерному и в ряде случаев более выраженному увеличению костного объёма, что может свидетельствовать о высокой предсказуемости и эффективности применения индивидуализированных титановых сеток.

Оценка резорбции маргинальной кости в области дентальных имплантатов через 12 месяцев после протезирования показала, что уровень потери костной ткани оставался в пределах физиологической нормы и не превышал критических значений в обеих исследуемых группах. Имплантаты изначально устанавливали с заглублением на 2 мм. относительно гребня альвеолярной кости, что обеспечивало дополнительный резерв для последующего физиологического ремоделирования без риска обнажения платформы имплантата. Средняя резорбция кости в пришеечной зоне варьировала в диапазоне от 0,8 до 1,2 мм, что не приводило к определению статистически значимой разницы между основной и контрольной группами ($p > 0,05$). Эти показатели соответствуют данным литературы, согласно которым допустимая резорбция в течение первого года эксплуатации имплантатов может достигать 1,5 мм. Полученные результаты свидетельствуют о стабильности краевой кости в области имплантатов и подтверждают биологическую совместимость применяемых конструкций, а также адекватность хирургического и ортопедического этапов лечения.

Сравнительный анализ средних значений вновь сформированной костной ткани в горизонтальном направлении (регенерации альвеолярной кости по ширине), определенных с помощью морфометрического и рентгенологического исследований подтверждает взаимную достоверность и воспроизводимость полученных результатов в отношении оценки объёма вновь сформированной костной ткани у пациентов обеих групп, как показано в таблице 20.

Таблица 20 – Сравнительный анализ средних значений вновь сформированной костной ткани на верхней челюсти в горизонтальном направлении основной группы определенных, с помощью морфометрического и рентгенологического исследований

Критерий для независимых выборок							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Точка измерения №1	Предполагаются равные дисперсии	0,857	0,366	-0,841	20	0,410	-0,18909
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,841	19,235	0,411	-0,18909
Точка измерения №2	Предполагаются равные дисперсии	0,070	0,794	-1,019	20	0,320	-0,26909
	Не предполагаются равные дисперсии			-1,019	19,797	0,320	-0,26909
Точка измерения №3	Предполагаются равные дисперсии	0,335	0,569	-0,726	20	0,476	-0,17909
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,726	19,363	0,477	-0,17909

Морфометрические измерения, выполненные непосредственно в момент удаления индивидуальных титановых сеток, показали, что у пациентов основной группы средний прирост костной ткани по ширине в области верхней челюсти составил $5,67 \pm 0,54$ мм., а в области нижней челюсти – $5,01 \pm 0,52$ мм. В контрольной группе аналогичные значения составили $5,54 \pm 0,71$ мм. и $4,80 \pm 0,51$ мм., соответственно. Эти результаты согласуются с данными

рентгенологического анализа, согласно которым прирост костной ткани в основной группе по ширине на верхней челюсти $5,45 \pm 0,61$ мм. и $4,99 \pm 0,57$ мм. на нижней. В контрольной группе рентгенологически зафиксированы значения прироста по ширине – $4,82 \pm 0,66$ мм. (в/ч) и $5,56 \pm 0,59$ мм. (н/ч). В большинстве случаев средние значения прироста костной ткани, рассчитанные с помощью морфометрического метода, превышали соответствующие рентгенологические величины. Усредненные процентные различия двух методологических подходов составили 1,45 %.

Таким образом, морфометрические и рентгенологические оценки демонстрируют высокую степень соответствия, особенно в отношении горизонтального компонента регенерата. Незначительные расхождения в параметрах могут быть обусловлены разной методологией измерений: прямой контактный метод (морфометрия) против анализа изображений (рентгенография), а также индивидуальными анатомическими особенностями пациентов.

В целом, оба метода подтверждают, что использование индивидуализированных титановых сеток способствует формированию стабильного объема костной ткани, достаточного для успешной имплантации, при этом в основной группе отмечена тенденция к более равномерному и выраженному остеогенезу.

4.5. Результаты оценки коэффициента стабильности имплантата (КСИ)

Оценка эффективности дентальной имплантации пациентов исследуемых групп проводилась с помощью магнитно-резонансного анализа в день установки, в период временного, постоянного протезирования и через год после операции. Всего было установлено 108 дентальных имплантатов на верхней и нижней челюсти. Пациентам основной группы протезирование дентальных имплантатов

проводилось через 6,5 месяцев, у пациентов контрольной группы через 9,5 месяцев с начала лечения. Значения описательной статистики для групповых КСИ на заданных сроках наблюдений представлены в таблице 21. Показано, что в обеих группах анализа наблюдались высокие значения КСИ на всех этапах лечения, что свидетельствовало о надежной остеоинтеграции. Значения КСИ варьировались в диапазоне средних значений от 71 до 82 в зависимости от группы анализа и локализации вмешательства. Распределение значений коэффициентов стабильности имплантатов для различных временных точек контроля, групп и челюстей показаны на рисунке 71.

Таблица 21 – Средние значения коэффициента стабильности имплантата у пациентов исследуемой группы на сроках наблюдения

	Основная группа							
	Установка		Временное протезирование		Постоянное протезирование		1 год наблюдения	
	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть
$\bar{X}$	76	82	71	78	72	79	72	79
σ	4	5	6	5	4	6	4	3
$S_{\bar{X}}$	0,55	0,69	0,83	0,69	0,55	0,83	0,55	0,42
M	75,89	82,33	70,77	77,27	72,29	79,53	72,42	78,78
Min	68,25	69,64	54,32	67,88	65,01	65,86	62,51	70,24
Max	83,44	91,59	82,79	89,98	80,50	92,83	80,24	84,73
95% _{низ}	74,89	80,61	69,33	76,61	70,89	77,33	70,89	78,17
95% _{верх}	77,11	83,39	72,67	79,39	73,11	80,67	73,11	79,83
	Контрольная группа							
	Установка		Временное протезирование		Постоянное протезирование		1 год наблюдения	
	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть
$\bar{X}$	77	80	73	81	74	82	74	82

σ	5	4	4	5	3	5	3	5
$S_{\bar{X}}$	0,68	0,54	0,54	0,68	0,41	0,68	0,41	0,68
M	76,63	80,39	73,14	80,26	73,32	82,04	74,14	82,03
Min	65,17	68,42	63,33	68,36	66,25	71,43	67,04	69,82
$95\%_{\text{низ}}$	75,64	78,91	71,91	79,64	73,18	80,64	73,18	80,64
$95\%_{\text{верх}}$	78,36	81,09	74,09	82,36	74,82	83,36	74,82	83,36

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

$S_{\bar{X}}$ – ошибка выборочного среднего;

M – медиана;

Min , Max – минимальное и максимальное выборочные значения;

$95\%_{\text{низ}}$, $95\%_{\text{верх}}$ – нижняя и верхняя границы 95 % доверительного интервала.

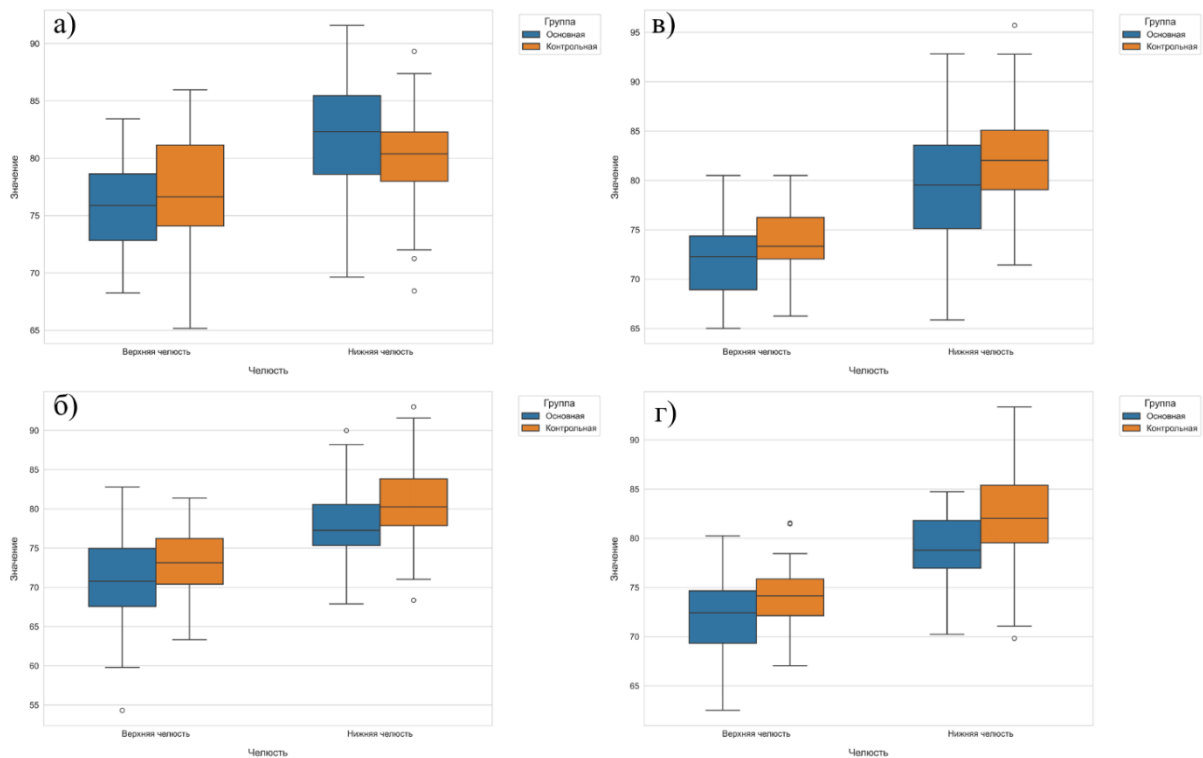


Рисунок 71 – Распределение значений КСИ для различных групп анализа и зон вмешательства: (а) – Установка; (б) – Временное протезирование; (в) – Постоянное протезирование; (г) – 1 год наблюдения

Использование парного t-критерия для независимых выборок (таблица 22) позволило выявить наличие значимых различий между выборочными средними коэффициентов стабильности имплантат, рассчитанных для двух зон

вмешательства – верхней и нижней челюсти. Указанные различия обнаружены для обеих групп анализа и на всех временных точках контроля без исключений. На этапе установки имплантатов средние значения КСИ основной группы, соответствующие области локализации на верхней челюсти 76 ± 4 у.е. были значимо ниже ($p = 0,000$) нижнечелюстного среднего 82 ± 5 у.е. с разницей средних 6 у.е. (7,9 %). Различия между группами на этом этапе были статистически незначимыми ($p = 0,243$), что указывает на сопоставимые хирургические условия установки имплантатов и качество первичной фиксации. В контрольной группе наблюдалась схожая картина значимой разности выборочных средних КСИ в 3 у.е. (3,9 %) от 77 ± 5 у.е. до 80 ± 4 у.е. соответственно. В данном случае средний нижнечелюстной КСИ значимо превышал верхнечелюстное значение ($p = 0,001$).

На этапе временного протезирования (в среднем через 6 месяцев в основной группе и через 9 месяцев в контрольной) КС явным образом снижался для обеих групп, что соответствовало физиологическим процессам ремоделирования костной ткани в период ранней нагрузки. В рамках рассмотрения основной группы средние значения КСИ для верхней и нижней челюстей составили 71 ± 6 у.е и 78 ± 5 у.е., что также соответствовало значимому ($p = 0,000$) межчелюстному изменению в 7 у.е. или 9,86 %. Выявлено изменение средних значений контрольной группы при сравнительном анализе КСИ верхней к нижней челюсти от 73 ± 4 у.е. до 81 ± 5 у.е. Несмотря на то, что средние значения КСИ контрольной группы были выше на 2-3 у.е, межгрупповая разница не достигала статистической значимости ($p > 0,05$) и клинически оба уровня оставались в пределах безопасных для функциональной нагрузки в оптимальном диапазоне значений 60–85 у.е.

Завершение постоянного протезирования инициировало стабилизацию средних значений КСИ. Для основной группы средние значения составили 72 ± 4 у.е. на верхней челюсти и 79 ± 6 у.е. на нижней, при сохранении доказанной статистической значимости ($p = 0,000$) между КСИ различных челюстей.

Процентное изменение находилось на уровне 10 %. В контрольной группе аналогичные показатели соответствовали значениям 74 ± 3 у.е. и 82 ± 5 у.е., соответственно, при различиях в 8 у.е. или 10,80 % ($p = 0,000$). Таким образом, имплантаты продемонстрировали положительную динамику вторичной стабильности, что подтверждает адекватное распределение жевательной нагрузки и устойчивость к микродвижениям.

Через один год после протезирования средние значения КСИ в обеих группах сохранялись практически на том же уровне, без признаков снижения остеоинтеграции:

- Основная группа;
 - Верхняя челюсть – 72 ± 4 у.е., нижняя челюсть – 79 ± 3 у.е., различие – 7 у.е. или 9,72 % ($p = 0,000$);
- Контрольная группа;
 - Верхняя челюсть – 74 ± 3 у.е., нижняя челюсть – 82 ± 5 у.е., различие – 8 у.е. или 10,81 % ($p = 0,000$);

Таблица 22 – Результаты статистического сравнения средних значений КСИ, рассчитанных для различных областей вмешательства и групп анализа

Основная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Установка	Предполагаются равные дисперсии	2,016	0,159	-6,778	104	0,000	-6,00000
	Не предполагаются равные дисперсии			-6,778	99,636	0,000	-6,00000

Временное протезирование	Предполагаются равные дисперсии	1,713	0,19 3	-6,361	104	0,00 0	- 6,92453
	Не предполагаются равные дисперсии			-6,361	100,29 0	0,00 0	- 6,92453
Постоянное протезирование	Предполагаются равные дисперсии	8,571	0,00 4	-6,991	104	0,00 0	- 7,03774
	Не предполагаются равные дисперсии			-6,991	91,174	0,00 0	- 7,03774
1 год после протезирования	Предполагаются равные дисперсии	4,358	0,03 9	- 10,053	104	0,00 0	- 6,96226
	Не предполагаются равные дисперсии			- 10,053	97,689	0,00 0	- 6,96226
Контрольная группа							
		Критерий равенства дисперсий Ливиня		t-критерий для равенства средних			
		F	p	t	df	p	Средняя разность
Установка	Предполагаются равные дисперсии	3,545	0,06 2	-3,343	108	0,00 1	- 2,92727
	Не предполагаются равные дисперсии			-3,343	103,36 6	0,00 1	- 2,92727
Временное протезирование	Предполагаются равные дисперсии	1,998	0,16 0	-9,220	108	0,00 0	- 8,10909
	Не предполагают			-9,220	103,15 0	0,00 0	- 8,10909

	ся равные дисперсии						
Постоянное протезирование	Предполагаются равные дисперсии	7,429	0,007	-9,834	108	0,000	-7,94545
	Не предполагаются равные дисперсии			-9,834	89,307	0,000	-7,94545
1 год после протезирования	Предполагаются равные дисперсии	11,171	0,001	-10,069	108	0,000	-7,96364
	Не предполагаются равные дисперсии			-10,069	88,287	0,000	-7,96364

Несмотря на более ранние сроки начала протезирования в основной группе, показатели КСИ не уступали, а по ряду параметров были сопоставимы с контрольной группой. Это свидетельствует о допустимости и клинической безопасности сокращения сроков протезирования при использовании индивидуализированных титановых сеток для направленной костной регенерацией с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов. Проведенные измерения показывают высокую степень стабильности имплантатов на всех этапах и отсутствие признаков их дестабилизации в долгосрочной перспективе.

4.6. Результаты оценки качества жизни пациентов исследуемой группы

Оценка качества жизни (КЖ) пациентов проводилась в динамике: до хирургического вмешательства и в сроки 14, 30, 90 и 180 суток после операции. Изучались следующие компоненты: физическое здоровье (ФЗ), психофизиологическое здоровье (ПФЗ), социальные взаимоотношения (СВ), качество окружающей среды (ОС) и интегральный показатель общего качества жизни (ОКЖ). В качестве инструмента анализа использованы средние значения,

стандартные отклонения, процентное распределение по категориям и сравнительный анализ между группами.

Основные статистические показатели физического здоровья пациентов представлены в таблице 23. Распределение полученных значений, а также линейные зависимости динамических изменений средних значений с учетом стандартных отклонений отображены на рисунке 72. По результатам анализа показателя качества жизни пациентов основной группы «Физическое здоровье», показано, что среднее значение, соответствующее дооперационному периоду, составляло $13,80 \pm 2,96$ балла и характерно для низкого уровня физического самочувствия. Уже на 14-е сутки наблюдалось значимое повышение до $21,60 \pm 3,47$ (56,5% от исходного значения), демонстрирующее незначительные колебания на протяжении 180 суток контроля. Максимальное среднее значение соответствовало временной точке “180 суток” и $23,20 \pm 3,68$. Общее улучшение составило 68,12 %. Доля пациентов, вошедших в положительные категории ФЗ, увеличилась с 27% до 60%. Анализ показателя качества жизни пациентов контрольной группы «Физическое здоровье» выявил, что на начальном этапе среднее выборочное значение соответствовало $12,40 \pm 2,45$, а по окончании контрольного периода – $14,20 \pm 2,96$, что превышало начальную точку контроля на 14,5%. Однако, показано отсутствие выраженной положительной динамики. Достигнутый максимум среднего значения показателя «Физическое здоровье» на временной точке “30-е сутки” ($14,90 \pm 2,86$) сопровождался последующим снижением. Увеличение доли пациентов с удовлетворительным показателем «Физическое здоровье» с 24% до лишь 28% указывает на ограниченную эффективность жевательной функции пациентов указанной группы.

Таблица 23 – Статистические показатели физического здоровья пациентов различных групп с учетом динамических изменений

	Основная группа				
	Физическое здоровье				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток

$\bar{X}$	13,80	21,60	22,90	22,30	23,20
M	13,95	20,76	22,40	22,71	23,49
σ	2,96	3,47	2,86	3,17	3,68
25%	12,24	20,08	20,81	20,12	20,63
50%	13,95	20,76	22,40	22,71	23,49
75%	15,61	24,41	24,69	24,55	25,40
% по категориям	27%	53%	58%	56%	60%
	Контрольная группа				
	Физическое здоровье				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
$\bar{X}$	12,40	14,50	14,90	14,40	14,20
M	12,64	14,75	14,51	15,10	14,50
σ	2,45	3,17	2,86	3,06	2,96
25%	10,78	12,18	12,67	12,39	11,80
50%	12,64	14,75	14,51	15,10	14,50
75%	13,77	17,33	17,46	16,06	16,10
% по категориям	24%	29%	30%	28%	28%

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

M – медиана;

25 %, 50 %, 75 % – значения 25-го, 50-го и 75 перцентилей.

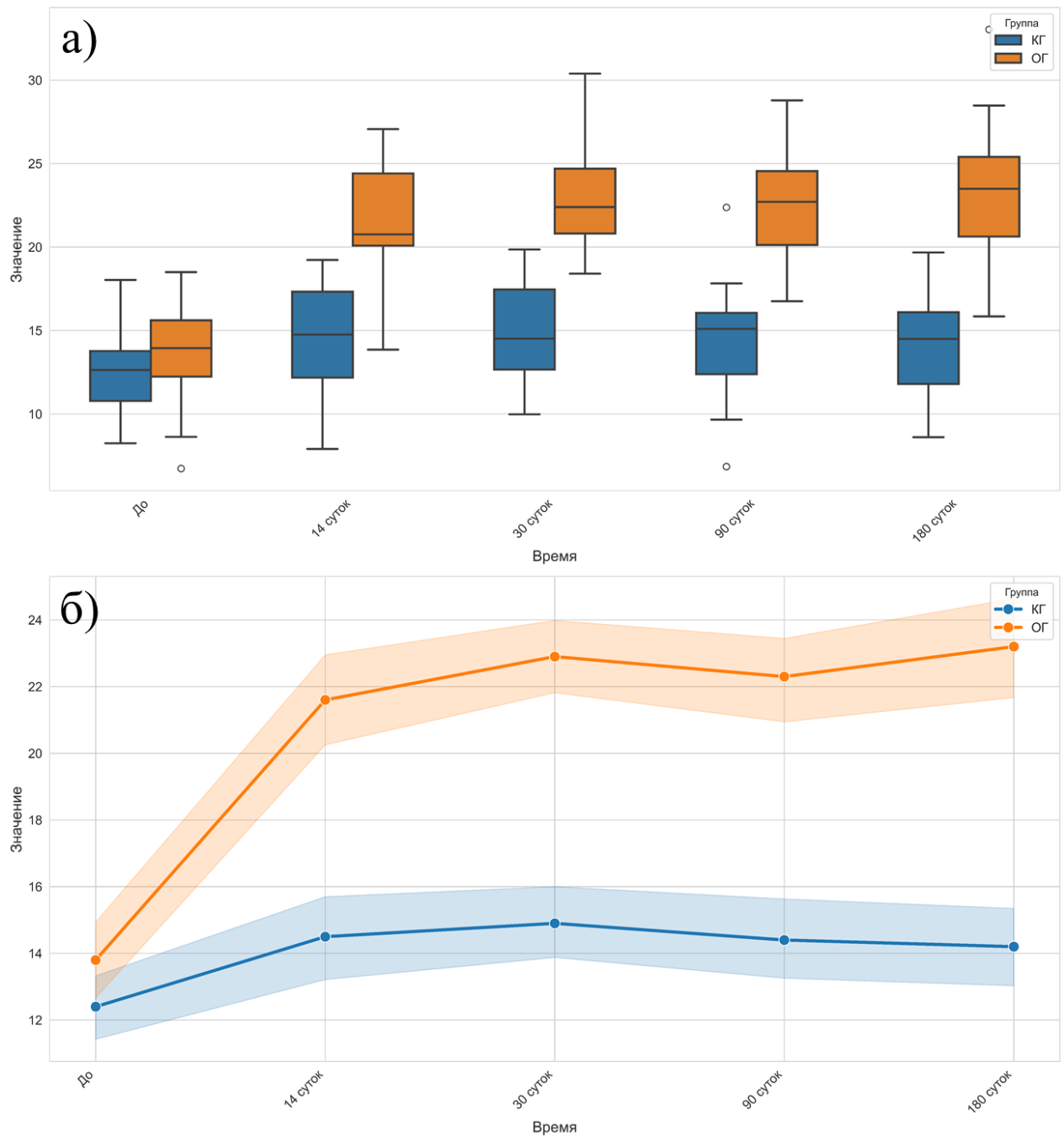


Рисунок 72 – Графические зависимости показателя физического здоровья: (а) – распределение значений каждой группы анализа и временной точки; (б) – линейные зависимости динамических изменений средних значений с учетом стандартных отклонений

Согласно результатам статистической обработки результатов определения показателя «Психофизическое здоровье», представленным в таблице 24 видно, что начальное среднее значение рассматриваемого показателя для основной

группы составляло $13,00 \pm 2,15$, но к временной точке “180-е сутки” достигало величины $21,00 \pm 3,47$, что соответствует значимому повышению на 61,5%. Максимальное среднее значение отмечено на временной точке контроля “30-е сутки” – $21,7 \pm 2,66$, что свидетельствовало о раннем восстановлении эмоционального фона и психоэмоциональной стабильности. Рост процента по категориям с 30% до 62% подтверждает выявленную положительную динамику, отображенную на рисунке 73.

Процентное изменение среднего показателя «Психофизиологическое здоровье» для пациентов контрольной группы от дооперационного периода до точки контроля “180-е сутки” составляло 3,9%, при наблюдаемом увеличении от $12,80 \pm 2,25$ до $13,30 \pm 2,66$ и принималось незначительным в связи с отсутствием выраженной динамики. Максимальные средние значения достигались на 30-е сутки $14,10 \pm 2,45$ с последующим снижением.

Таблица 24 – Статистические показатели психофизического здоровья пациентов различных групп с учетом динамических изменений

	Основная группа				
	Психофизическое здоровье				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
$\bar{X}$	13,00	20,30	21,70	21,50	21,00
M	13,14	20,08	21,21	21,61	20,53
σ	2,15	2,76	2,66	3,58	3,47
25%	12,02	18,11	20,16	19,08	18,92
50%	13,14	20,08	21,21	21,61	20,53
75%	14,47	22,30	23,55	23,77	22,95
% по категориям	30%	60%	65%	64%	62%
	Контрольная группа				
	Психофизическое здоровье				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
$\bar{X}$	12,80	13,80	14,10	13,60	13,30
M	12,84	13,90	14,52	13,84	12,98
σ	2,25	2,55	2,45	2,76	2,66
25%	10,99	12,23	13,33	11,55	10,89
50%	12,84	13,90	14,52	13,84	12,98
75%	13,32	15,32	15,36	15,34	15,72

% по категориям	29%	33%	34%	32%	31%
-----------------	-----	-----	-----	-----	-----

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

M – медиана;

25 %, 50 %, 75 % – значения 25-го, 50-го и 75 перцентилей.

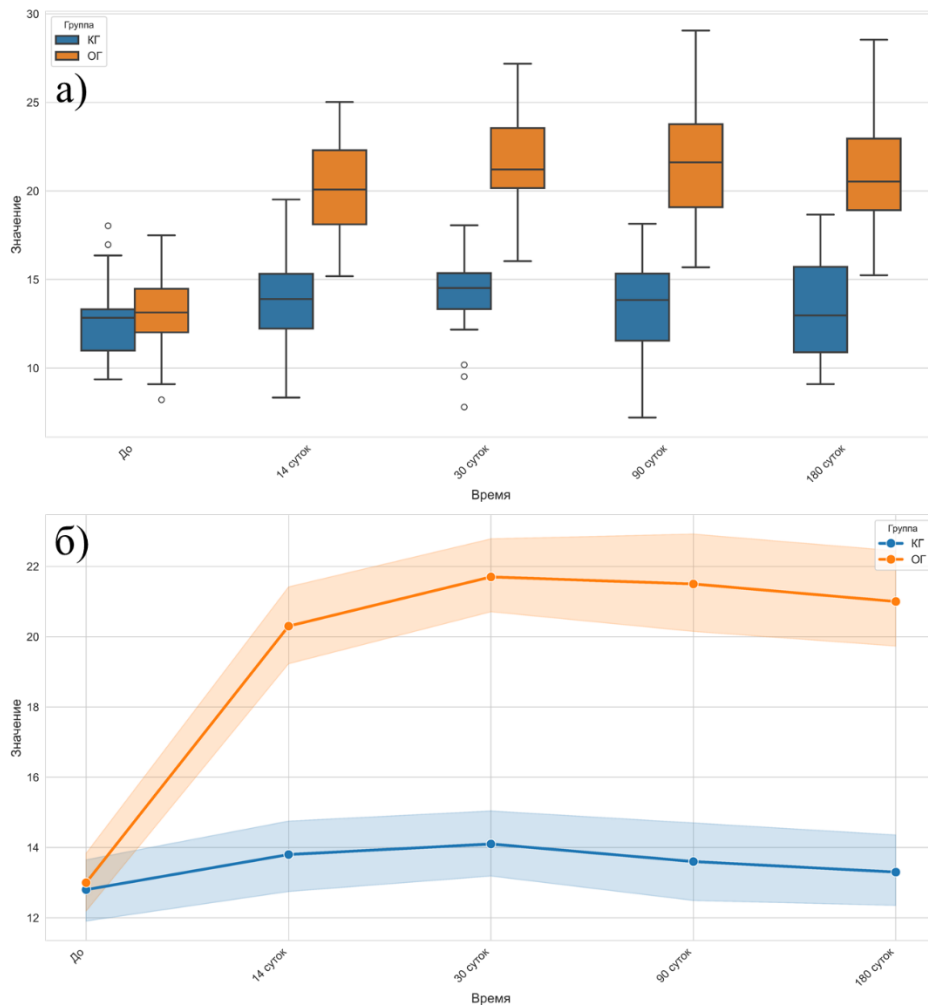


Рисунок 73 – Графические зависимости показателя психофизического здоровья: (а) – распределение значений каждой группы анализа и временной точки; (б) – линейные зависимости динамических изменений средних значений с учетом стандартных отклонений

Согласно данным описательной статистики (таблица 25) и графическим иллюстрациям (рисунок 74) показано, что средние значения показателя «Социальные взаимоотношения» демонстрировали менее выраженную временную динамику изменений от $8,70 \pm 2,55$ до $11,0 \pm 2,66$ (в сравнении с

вышерассмотренными характеристиками). Процентное увеличение составляло 26,4 %. Как и в предыдущих случаях, зарегистрировано максимальное среднее значение на 30-е сутки ($11,60 \pm 2,15$) с последующим снижением на временных точках “90-е сутки” и “180-е сутки”, что может быть связано с ограничениями социальной активности в позднем послеоперационном периоде.

Данные о динамике средних значений показателя «Социальные взаимоотношения», полученные для контрольной группы, изменялись незначительно на всем временном интервале контроля. Величина изменений среднего значения между крайними точками составила 4,7 % ($8,50 \pm 2,45$ до $8,9 \pm 2,55$) и принималась незначимой.

Таблица 25 – Статистические показатели социальных взаимоотношений пациентов различных групп с учетом динамических изменений

	Основная группа				
	Социальные взаимоотношения				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
$\bar{X}$	8,70	11,30	11,60	10,80	11,00
M	8,43	11,20	11,43	11,72	10,71
σ	2,55	2,25	2,15	3,47	2,66
25%	6,60	10,21	10,02	8,79	8,98
50%	8,43	11,20	11,43	11,72	10,71
75%	10,51	12,36	12,55	13,03	13,18
% по категориям	44%	70%	72%	65%	67%
	Контрольная группа				
	Социальные взаимоотношения				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
$\bar{X}$	8,50	9,20	9,40	9,00	8,90
M	9,20	9,39	8,73	9,16	8,78
σ	2,45	2,35	2,45	2,66	2,55
25%	7,27	7,67	7,73	8,06	7,03
50%	9,20	9,39	8,73	9,16	8,78
75%	9,88	10,78	11,28	10,51	10,37
% по категориям	42%	46%	48%	45%	45%

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

M – медиана;

25 %, 50 %, 75 % – значения 25-го, 50-го и 75 перцентилей.

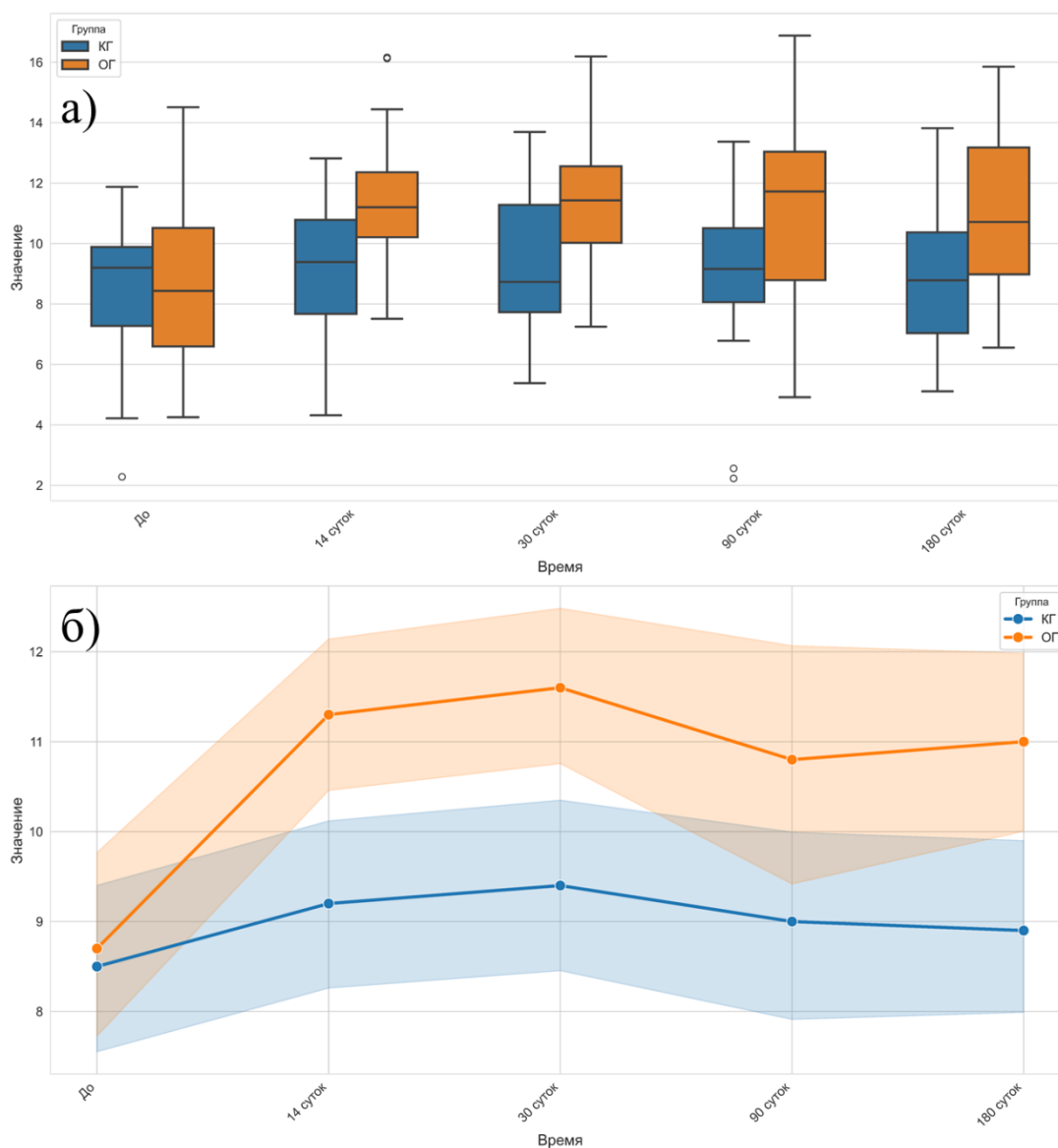


Рисунок 74 – Графические зависимости показателя социальных взаимоотношений: (а) – распределение значений каждой группы анализа и временной точки; (б) – линейные зависимости динамических изменений средних значений с учетом стандартных отклонений

Для пациентов основной группы, выявлен процентный рост средних значений показателя «Качество окружающей среды» на 15,6 % на всем временном промежутке от $26,20 \pm 3,98$ (“До”) до $30,30 \pm 4,39$ (“180-е сутки”) согласно данным описательной статистики таблицы 26. Временной интервал от

30-х до 180-х суток демонстрировал стабильно высокие значения с незначимыми отклонениями (рисунок 75), что отражало удовлетворённость пациентов внешними условиями лечения и ухода.

Изменения средних значений показателя «Качество окружающей среды» были минимальными 3,9% (от $25,80 \pm 3,58$ до $26,80 \pm 3,98$) и не превышали клинически значимых порогов. Согласно рисунку 71 показано, что все средние значения контрольной группы оставались строго ниже уровня основной группы.

Таблица 26 – Статистические показатели качества окружающей среды для пациентов различных групп с учетом динамических изменений

	Основная группа				
	Качество окружающей среды				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
$\bar{X}$	26,20	28,70	30,20	29,60	30,30
M	25,32	28,41	30,41	29,32	30,16
σ	3,98	3,37	3,88	4,19	4,39
25%	23,27	25,97	28,24	27,28	27,10
50%	25,32	28,41	30,41	29,32	30,16
75%	27,84	30,62	32,23	31,49	33,92
% по категориям	57%	65%	72%	68%	70%
	Контрольная группа				
	Качество окружающей среды				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
$\bar{X}$	25,80	26,90	27,30	26,60	26,80
M	25,49	26,75	26,34	26,59	26,97
σ	3,58	3,68	3,88	4,09	3,98
25%	22,87	24,73	24,29	23,54	24,31
50%	25,49	26,75	26,34	26,59	26,97
75%	28,63	28,57	30,10	29,93	30,33
% по категориям	55%	59%	60%	58%	59%

где $\bar{X}$ – выборочное среднее;

σ – стандартное отклонение выборочного среднего;

M – медиана;

25 %, 50 %, 75 % – значения 25-го, 50-го и 75 перцентилей.

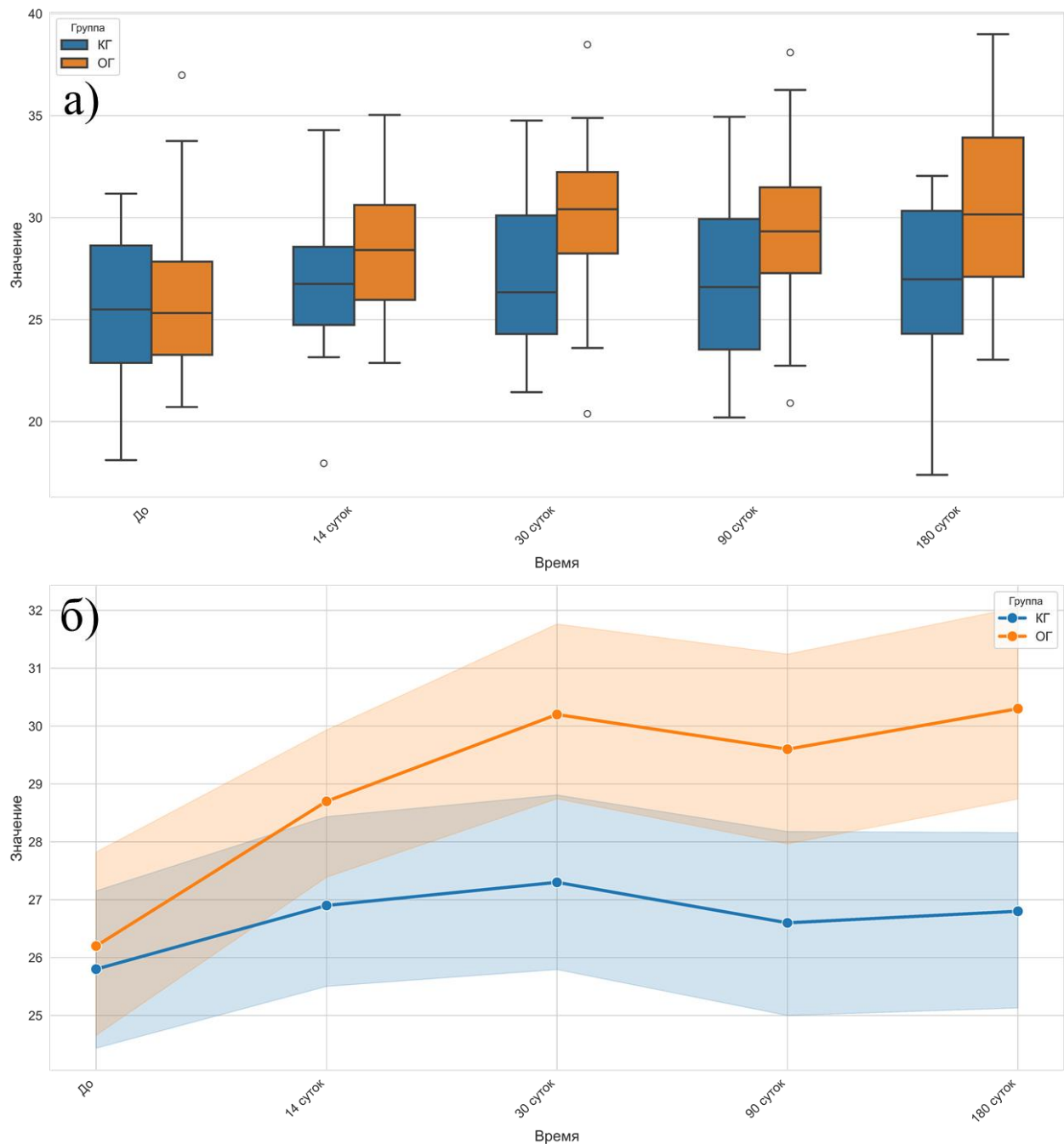


Рисунок 75 – Графические зависимости показателя качества окружающей среды: (а) – распределение значений каждой группы анализа и временной точки; (б) – линейные зависимости динамических изменений средних значений с учетом стандартных отклонений

Согласно полученным результатам, было выявлено, что общий показатель качества жизни пациентов основной группы вырос с 39 % до 65 % на 26 процентных пунктов. Данный факт указывает на значительное общее улучшение самочувствия, адаптации и функционального состояния. Анализ контрольной

группы выявил рост общего показателя качества жизни на 3 процентных пункта от 37 до 40 %, что демонстрировало ограниченную динамику восстановления и адаптации.

Сравнительный межгрупповой анализ двух исследуемых групп представлен в таблице 27. Согласно полученным результатам, пациенты основной группы демонстрировали клинически значимое выраженное улучшение по всем параметрам КЖ. Различия между контрольной и основной группами особенно заметны при рассмотрении показателей «Физическое здоровье» и «Психофизическое здоровье», где прирост в основной группе в 4–8 раз выше. Показатели контрольной группы демонстрировали стабильность или незначительные процентные изменения (улучшения) не превышающие 5 %, которые не рассматриваются как клинически значимые.

Таблица 27 – Сравнительный межгрупповой анализ результатов оценки качества жизни

Показатель	Δ “До”	Δ “180 сутки”	Абсолютный прирост основная группа	Абсолютный прирост контрольная группа
ФЗ	+1,4	+9,0	+9,4	+1,8
ПФЗ	+0,2	+7,7	+8,0	+0,5
СВ	+0,2	+2,1	+2,3	+0,4
ОС	+0,4	+3,5	+4,1	+1,0
ОКЖ	+2%	+25%	+26%	+3%

Результаты исследования демонстрируют высокую эффективность применения индивидуальных титановых сеток у пациентов основной группы, что выражается в значительном и стабильном повышении всех параметров качества жизни. Контрольная группа, напротив, характеризуется низкой динамикой и отсутствием выраженного клинического улучшения, что

подтверждает необходимость временного протезирования на период направленной костной регенерации и интеграции дентальных имплантатов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Современная дентальная имплантология направлена на восстановление функциональной и эстетической целостности зубочелюстной системы, что требует надёжной и стабильной опоры для ортопедических конструкций. В клинической практике наиболее серьёзной проблемой остаётся недостаточный объём альвеолярной кости у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов. Утрата боковых зубов сопровождается выраженной резорбцией костной ткани, что делает невозможной установку имплантатов без предварительной костной аугментации. Это обуславливает необходимость применения предимплантационной костной пластики, в том числе с использованием методик направленной костной регенерации (НКТР), обеспечивающих прогнозируемое восстановление объёмов костной ткани.

Особое значение приобретают индивидуализированные титановые сетки, изготовленные с применением технологий компьютерного моделирования на основе данных конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ). Такие конструкции позволяют точно воспроизвести анатомию дефектной зоны, обеспечить стабильную фиксацию аугментационного материала и сохранить пространство для остеогенеза. Использование индивидуальных титановых сеток способствует снижению риска компрометации трансплантата и повышает предсказуемость результата.

Клиническая эффективность данных конструкций значительно возрастает при их модификации, включающей интегрированные опорные элементы для фиксации временных ортопедических конструкций. Такое решение позволяет реализовать мультидисциплинарный подход, при котором костная регенерация сочетается с ранним восстановлением функции и эстетики. Возможность немедленного протезирования в процессе остеогенеза особенно важна у пациентов с концевыми дефектами, так как отсутствие дистальной опоры может привести к нарушению окклюзионных взаимоотношений, развитию дисфункции

височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), асимметрии нижней трети лица и компенсаторной гиперактивности жевательной мускулатуры.

Кроме того, реализация концепции одномоментной имплантации в сочетании с костной аугментацией позволяет существенно сократить сроки ортопедической реабилитации, минимизировать количество хирургических вмешательств и оптимизировать лечение с точки зрения биологических, функциональных и экономических параметров. Данный подход обеспечивает раннюю стабилизацию жевательной функции, способствует профилактике осложнений и снижает психологическую нагрузку на пациента, связанной с длительным отсутствием зубов и социальной изоляцией.

Таким образом, разработка и экспериментально-клиническое обоснование индивидуализированных титановых сеток с элементами фиксации временных ортопедических конструкций обладает высокой актуальностью. Интеграция данной технологии в комплексную систему реабилитации пациентов с выраженными альвеолярными дефектами позволяет значительно повысить эффективность дентальной имплантации, обеспечить стабильность полученных результатов и улучшить качество жизни пациентов в кратчайшие сроки.

В рамках диссертационного исследования был реализован поэтапный подход, включающий теоретическое обоснование, экспериментальное моделирование и клиническую верификацию предложенного метода.

На начальной стадии был осуществлён аналитический обзор актуальных научных публикаций с целью выявления наиболее эффективных цифровых технологий и материалов, применяемых в аддитивном изготовлении индивидуализированных титановых конструкций для направленной костной регенерации в челюстно-лицевой области.

Для изготовления индивидуализированных титановых конструкций применялся порошкообразный титановый стоматологический сплав, допущенный к медицинскому использованию в соответствии с установленными техническими условиями и имеющий официальное регистрационное

удостоверение. Указанный материал широко используется в стоматологической практике при реализации технологий аддитивного производства, включая селективное лазерное спекание (SLS).

В качестве производственной платформы была выбрана установка Concept Laser M2 Cusing, оснащённая лазером мощностью 200–400 Вт, соответствующая актуальным европейским нормативам по электромагнитной совместимости, низковольтному оборудованию и безопасности машиностроительных систем. Проведённый анализ физико-механических и биологических характеристик титана, полученного методом SLS, подтвердил его преимущества по сравнению с традиционно обработанными аналогами, включая высокую прочность, точность воспроизведения анатомических форм и биосовместимость.

Для оптимизации качества изготавливаемых изделий была применена методика цифрового моделирования процессов аддитивного производства, обеспечивающая контроль геометрических параметров и минимизацию технологических дефектов. Это позволило получить конструкции с воспроизводимыми механическими и биологическими характеристиками, необходимыми для клинического применения в челюстно-лицевой области.

В процессе разработки индивидуальной конструкции были проанализированы существующие решения в виде субпериостальных имплантатов и титановых мембран, используемых в направленной регенерации костной ткани. На основе результатов анализа была предложена гибридная модель, сочетающая элементы обеих технологий: точное воспроизведение анатомии челюсти и наличие пространственного каркаса для размещения костнозамещающего материала, что обеспечивает равномерное распределение нагрузки и исключает давление на регенерат.

Созданная конструкция представляет собой индивидуализированную титановую мембрану, дополненную элементами для фиксации временных несъёмных протезов. Её применение направлено на восстановление жевательной функции в период остеогенеза, что позволяет обеспечить функциональную и

эстетическую реабилитацию пациентов на этапе подготовки к имплантации и в процессе её выполнения.

На следующем этапе проведён численный эксперимент с использованием метода конечных элементов для определения оптимальных параметров титановой конструкции, включая геометрию, количество и размещение фиксирующих элементов, а также допустимую нагрузку на временный протез в процессе остеоинтеграции имплантатов.

В рамках численного моделирования исследуемой стоматологической конструкции были реализованы последовательные этапы: сформированы персонализированные конечно-элементные модели всех компонентов системы, разработаны расчетные сценарии для анализа напряженно-деформированного состояния конструкции при различных уровнях внешней нагрузки, произведена оценка максимальных линейных перемещений в области верхней поверхности индивидуальной титановой сетки, а также определены пиковые значения напряжений в элементах сетки и в участках кортикального и губчатого костного вещества челюсти.

В рамках исследования представлена цифровая модель стоматологической конструкции, включающая сегмент нижней челюсти пациента, индивидуализированную перфорированную титановую мембрану с интегрированными опорами-абатментами и мостовидный несъёмный протез, состоящий из двух коронок, фиксируемый на абатментах.

Для построения виртуальной геометрии анатомических структур и титановой сетки на дооперационном этапе проводилась конусно-лучевая компьютерная томография. Полученные изображения в формате DICOM импортировались в облачную систему Diagnocat, где с использованием встроенных инструментов формировались STL-модели. Последующая конвертация фасетных объектов в твердотельные модели осуществлялась в программной среде SpaceClaim.

Модель нижней челюсти была сегментирована на три блока с целью детализации участка, взаимодействующего с титановыми элементами и

ортопедической конструкцией. На границах сопряжения геометрических фрагментов применялась генерация сетки с согласованной топологией, обеспечивающей точное наложение тетраэдральных элементов.

Цементное пространство моделировалось в зоне контакта штифтов с абатментами, жестко интегрированными в титановую сетку. Мембрана фиксировалась к костной ткани шестью винтами (по три с вестибулярной и оральной стороны) размерами $1,5 \times 4$ мм. Толщина кортикального слоя принималась равной 2 мм, что отражено в геометрической модели.

Вокруг каждого винта создавались вырезы в кортикальной и губчатой костях с целью повышения разрешающей способности сеточной модели в зоне максимальных нагрузок и последующего анализа напряжений вблизи резьбы фиксаторов.

Расчётные физико-механические характеристики материалов, включая модуль упругости и коэффициент Пуассона, приведены на основе экспериментальных данных, полученных при испытаниях порошкового титана, соответствующего регистрационному удостоверению РЗН 2019/8300 от 18.04.2019 и предназначенного для производства медицинских изделий методом SLS.

На основе экспериментальных данных для используемого титанового сплава в расчётные модели была интегрирована зависимость истинных напряжений от пластических деформаций согласно критерию Мизеса. Полученные значения деформаций ($\sim 0,5\%$) значительно ниже предельных для данного материала ($\sim 15\%$), что подтверждает наличие существенного запаса прочности — свыше 250 МПа.

Анализ перемещений показал, что при вертикальной нагрузке величина смещения верхней поверхности титановой перфорированной сетки составила всего 10 мкм. При воздействии угловых нагрузок под 45° в различных плоскостях наблюдалось более чем четырёхкратное увеличение деформаций, что

указывает на необходимость учёта направления нагрузки при проектировании конструкции.

Результаты расчёта напряжений продемонстрировали, что в губчатом костном веществе значения максимальных напряжений колебались от 1,66 до 3,81 МПа, тогда как в кортикальной кости отмечены более высокие показатели — от 81,91 до 152 МПа, особенно при воздействии угловых векторов нагрузки. Несмотря на это, все значения остаются в пределах допустимого диапазона, не превышая физиологические пределы прочности тканей.

В титановой сетке при вертикальной нагрузке зафиксировано напряжение порядка 411 МПа. При угловых нагрузках его значения превышали 1000 МПа, переходя в зону пластических деформаций. Максимумы напряжений локализовались в узком участке между малыми и большими перфорациями конструкции.

С учётом результатов моделирования нами были даны рекомендации по увеличению толщины титановой сетки до 0,5 мм и оптимизации перфораций — исключение мелких отверстий вблизи зон повышенного напряжения, особенно у верхней поверхности, что позволит снизить риск локальной потери прочности и увеличить общую надёжность изделия.

На основе полученных данных была сформирована комплексная методика одномоментной дентальной имплантации с костной регенерацией и одновременным временным протезированием, ориентированная на клинические потребности пациентов с концевыми дефектами зубных рядов:

На дооперационном этапе пациентам с концевыми дефектами зубных рядов определяли межчелюстные отношения и межальвеолярную высоту, на основе которых выполнялось сканирование зубных рядов и КЛКТ. Объединение полученных данных в единую цифровую модель позволяло смоделировать утраченные зубы в оптимальном окклюзионном положении.

Для автоматизированной сегментации анатомических структур использовалась облачная платформа Diagnocat, формировавшая STL-модели на

основе КЛКТ. Далее проводилось виртуальное планирование имплантации с учётом осевого совмещения имплантатов и предполагаемой геометрии протезов. Одновременно проектировались хирургические шаблоны и формировалась 3D-модель будущего костного объема, необходимого для последующей костной аугментации.

На модели челюсти моделировалась индивидуальная титановая сетка толщиной 0,5 мм, с перфорацией и отверстиями для фиксации и внесения костного материала. При проектировании учитывались анатомические ограничения, включая расположение ментального отверстия и нижнечелюстного канала. Для точного позиционирования создавался шаблон, обеспечивающий правильную ориентацию сетки.

Все цифровые модели трансформировались в физические объекты методом аддитивного производства. Сетка изготавливалась по технологии селективного лазерного плавления на 3D-принтере Concept Laser M2 Cusing из титанового порошка, соответствующего ТУ 32.50.11–007-31072128-2018. Протезы и шаблоны создавались из сертифицированных фотополимеров, пригодных для клинического применения.

Хирургический этап включал установку имплантатов с применением шаблона, остеоперфорацию для стимуляции остеогенеза и размещение остеопластического материала (аутокость + ксеногенный трансплантат). Сетка фиксировалась титановыми винтами, а её поверхность покрывалась коллагеновой мембраной. Выполнялась мягкотканевая пластика с использованием свободного десневого трансплантата. После герметичного ушивания раны временные ортопедические конструкции фиксировались на абатменты с помощью цемента, а окклюзия корректировалась.

Через шесть месяцев сетка удалялась поэтапно после лоскутного доступа. В этот же период на имплантаты фиксировались временные коронки. Послеоперационное ведение включало стандартную медикаментозную терапию.

Разработанная методика прошла доклиническую и клиническую валидацию, подтверждённую патентом РФ № 2793523 от 04.04.2023.

Заключительный этап диссертационного включал клиническое тестирование разработанного подхода, подтвердившее его применимость, надёжность и эффективность в условиях стоматологической практики.

Клиническая оценка эффективности авторской методики костной регенерации с возможностью временного протезирования проведена на 48 пациентах с частичной адентией I–II классов по Кеннеди, разделённых на две равные группы. В основной группе (n=24) применяли индивидуальные титановые сетки с одномоментной имплантацией и установкой временных несъёмных протезов. Всего установлено 53 имплантата (22 – верхняя, 31 – нижняя челюсть). Через 6 месяцев производилось удаление сеток и фиксация временных протезов на имплантатах, постоянное протезирование выполнялось спустя 14 дней.

В контрольной группе (n=24) осуществляли двухэтапную имплантацию с предварительной направленной костной регенерацией, используя индивидуальные титановые сетки, созданные методом 3D-печати. После 6 месяцев удаляли сетки и устанавливали 55 имплантатов (27 – верхняя, 28 – нижняя челюсть) по цифровому протоколу. Через 3 месяца имплантаты раскрывали, устанавливали формирователи десны, а затем – постоянные конструкции.

Формирование клинической выборки включало стандартное стоматологическое обследование, лабораторную диагностику и оценку системных факторов, влияющих на метаболизм костной ткани. Особое внимание уделяли курящим пациентам и анатомическим особенностям слизистой оболочки. При тонком гингивальном фенотипе предварительно выполнялась пластика десны.

Диагностика включала фотопротоколирование, интраоральное сканирование и 3D-моделирование с изготовлением индивидуальных сеток и временных

протезов. Гигиеническая оценка у пациентов основной группы проводилась через 14, 90 и 180 дней по индексу РНР. Морфометрическую оценку костного прироста выполняли после удаления сетки с использованием зонда, выбирая участки с максимальной регенерацией.

Раневое заживление регистрировали по индексу ЕНІ на 3, 7 и 14 сутки. В отдалённые сроки оценивали экспозицию сетки, некроз и резорбцию костного материала. Первичную и вторичную стабильность имплантатов фиксировали в день установки и на ключевых этапах протезирования с использованием резонансной частотной аналитики (ISQ).

КЛКТ выполнялась на всех этапах: дооперационном, после операции, при удалении сетки, перед и после установки постоянных конструкций. Сравнение медианных значений прироста кости осуществлялось по трём равноудалённым точкам вдоль сетки, с применением виртуальной линейки.

Качество жизни оценивалось анкетой WHOQOL-BREF до вмешательства и на сроках 14, 30, 90 и 180 дней. Статистическая обработка проводилась в Excel 2019 и SPSS 25; визуализация — средствами Python (pandas, matplotlib, seaborn).

В послеоперационном периоде у всех пациентов обеих групп отмечалось неосложнённое течение, раны заживали первичным натяжением, удаление швов производилось на 14-е сутки. Оценка процессов заживления по индексу ЕНІ выявила различия в динамике регенерации в зависимости от локализации вмешательства. Статистически значимые различия ($p < 0,05$) между верхней и нижней челюстями были зафиксированы на 3-и и 7-е сутки, преимущественно в основной группе. На 3-и сутки ЕНІ в области верхней челюсти был выше на 47% ($p = 0,002$), на 7-е — на 97% ($p = 0,011$). На 14-е сутки статистическая значимость различий не достигнута ($p = 0,285$), но тренд сохранялся.

Аналогичная тенденция наблюдалась в контрольной группе, где различия между верхней и нижней челюстями по ЕНІ достигали 80% ($p = 0,031$) на 7-е сутки и 67% ($p = 0,106$) на 14-е. Таким образом, заживление тканей на нижней

челюсти протекало более благоприятно. Это не позволило объединить данные по челюстям для обобщённого анализа.

По данным дисперсионного анализа повторных измерений (Repeated Measures ANOVA), временная динамика ЕНІ внутри каждой группы значимо не различалась. При сравнении показателей между группами статистически значимое различие выявлено только на 3-и сутки в области верхней челюсти (разница 0,2, $p = 0,025$), остальные значения оказались сопоставимыми.

Клиническая картина раннего заживления в основной группе на 3-и сутки: индекс 1 (фибриновая полоска по линии разреза) — у 8 пациентов на верхней челюсти и у 6 — на нижней; индекс 2 (распространённое фибринозное покрытие) — у 3 и 1 пациента соответственно. В контрольной группе: индекс 1 — у 7 и 5 пациентов, индекс 2 — у 2 на каждой из челюстей.

К 7-м суткам отмечалась негативная динамика у некоторых пациентов обеих групп: усиление фибринозного налёта при сохранении сопоставленных краёв раны. К 14-м суткам у большинства наблюдалось стабильное заживление, однако в единичных случаях сохранялся индекс 3, требовавший отсроченного снятия швов до 21-х суток.

Поздние осложнения включали экспозицию титановой сетки в области верхней челюсти у 3 пациентов в каждой группе (27% и 30%), а также у одного пациента (9%) основной группы на нижней челюсти. При этом инфицирование не зафиксировано. Всем указанным пациентам выполнено удаление сетки; в контрольной группе — с одномоментной установкой имплантатов. Через 3 месяца проведено раскрытие имплантатов и спустя 2 недели — постоянное протезирование.

Оценка состояния гигиены полости рта у пациентов проводилась с использованием индекса РНР на 14-е сутки, а также через 3 и 6 месяцев после установки индивидуализированной титановой сетки. На раннем этапе значения индекса варьировали от 1,47 до 1,61, что соответствовало удовлетворительной гигиене и объяснялось снижением эффективности самостоятельного ухода в

послеоперационный период. Парный t-критерий для независимых выборок не выявил статистически значимых различий между верхней и нижней челюстями на всех временных точках.

Во всех временных точках средние значения индекса РНР по верхней челюсти превышали аналогичные показатели по нижней в диапазоне от 0,03 до 0,27. Пациентам основной группы, использующим временные несъёмные протезы, была даны индивидуализированные рекомендации, включая использование ирригатора.

Через 3 месяца в контрольной группе отмечено статистически значимое улучшение гигиены: индекс РНР снизился до $0,96 \pm 0,13$ (верхняя челюсть) и $0,89 \pm 0,06$ (нижняя челюсть), что соответствует хорошей гигиене. В основной группе также наблюдалось снижение индекса (до 1,36–1,39), но уровень оставался в пределах удовлетворительных значений. Вероятной причиной служат конструктивные особенности сеток, затрудняющие доступ к зонам очистки, или различия в мотивации к соблюдению рекомендаций.

К 6 месяцам в обеих группах достигнут уровень хорошей гигиены: индекс снизился до 0,64–0,56 (основная группа) и 0,60–0,33 (контрольная). На всех этапах наблюдения у пациентов обеих групп наблюдалась положительная динамика. Однако на 3-м месяце выявлены значимые межгрупповые различия, подтверждающие более высокий уровень гигиены в контрольной группе.

У пациентов с неудовлетворительными значениями РНР, в частности у 7 человек (4 — в основной группе, 3 — в контрольной), к 4-му месяцу зафиксирована экспозиция сетки. Указанные пациенты демонстрировали выраженное скопление налёта, особенно на временных протезах, фиксированных на титановых конструкциях. Из опроса выяснилось, что часть пациентов избегала чистки зубов, опасаясь нарушить целостность зоны вмешательства.

Данные результаты подчёркивают необходимость регулярного профессионального контроля и постоянной мотивации пациентов к соблюдению гигиенических рекомендаций на всех этапах имплантационного лечения.

Морфометрическая оценка объема новообразованной костной ткани проводилась в момент удаления индивидуализированной титановой сетки путём измерения в трёх равноудалённых точках по длине конструкции с использованием пуговчатого зонда. Для расчёта прироста костной ткани вычитались показатели исходного уровня кости пациента.

Согласно результатам статистического анализа, в обеих группах (основной и контрольной) отмечена более выраженная регенерация костной ткани в области верхней челюсти. В основной группе прирост кости в точках №1, №2 и №3 превышал показатели нижней челюсти на 12,24% ($\Delta = 0,60$ мм, $p = 0,003$), 11,11% ($\Delta = 0,59$ мм, $p = 0,013$) и 15,94% ($\Delta = 0,77$ мм, $p = 0,002$) соответственно. В контрольной группе наибольшее различие зафиксировано в точке №3—29,91% ($\Delta = 1,01$ мм, $p < 0,001$), с аналогичными тенденциями в точках №1 и №2 ($\Delta = 0,60$ мм, $p = 0,008$ и $\Delta = 0,60$ мм, $p = 0,059$).

Однофакторный дисперсионный анализ не выявил значимых различий между группами по приросту костной ткани в зоне верхней челюсти. Межгрупповые различия составили от 1% до 8,5%. Однако в области нижней челюсти выявлены значимые различия между точками №2 и №3: в основной группе $\Delta = 0,48$ мм (9,04%, $p = 0,050$), в контрольной — $\Delta = 0,49$ мм (9,61%, $p = 0,028$).

Парное сравнение между группами показало схожие результаты остеогенеза во всех измеряемых точках, с незначительным преобладанием показателей в основной группе. Максимальное различие составило 0,22 мм, что подтверждает сопоставимую эффективность костной регенерации в обеих группах.

Таким образом, морфометрический анализ подтвердил результативность применяемых методик направленной костной регенерации с тенденцией к

большему объему вновь сформированной ткани в верхнечелюстной области у пациентов основной группы

Цель рентгенологического анализа заключалась в количественной оценке вертикального и горизонтального прироста костной ткани в зоне альвеолярного отростка у пациентов, прооперированных с применением индивидуализированных титановых сеток. Дополнительно рентгенография позволила подтвердить успешность дентальной имплантации и адекватность сформированного костного объёма.

Обе группы продемонстрировали положительную динамику остеогенеза. В основной группе отмечен более выраженный вертикальный прирост в нижней челюсти по сравнению с верхней: до 20,7% в отдельных точках ($p < 0,001$). Горизонтальный прирост также показал статистически значимые различия, за исключением одной из точек ($p = 0,358$). Аналогичные тенденции зафиксированы в контрольной группе.

ANOVA не выявил статистически значимых различий между группами по средним прироста в верхней челюсти (разница до 6,83%). Однако для нижней челюсти различия по ширине оказались достоверными ($p < 0,001$), хотя клинически они не превышали 0,82 мм. Средние различия по высоте были незначительны (до 5,5%).

При парных сравнениях вертикального прироста средние значения между группами различались незначительно: 0,19 мм (верхняя челюсть) и 0,13 мм (нижняя). В горизонтальной плоскости статистически значимое различие отмечено для точки №3 верхней челюсти ($\Delta = 1,09$ мм, $p < 0,001$) и точки №1 нижней ($\Delta = 1,02$ мм, $p < 0,001$). Тем не менее, средние различия в других точках оставались в пределах 0,35–0,41 мм.

Таким образом, в обеих группах наблюдалось формирование стабильного объема кости в вертикальном и горизонтальном направлениях, с преимущественно равномерным и более выраженным остеогенезом в основной группе. Рентгенологический контроль через 12 месяцев подтвердил сохранение

физиологического уровня краевой кости в зоне имплантатов: средняя резорбция составила 0,8–1,2 мм ($p > 0,05$), не превышая клинически допустимый предел в 1,5 мм.

Морфометрия, выполненная при удалении сеток, показала сходные результаты: прирост по ширине в основной группе составил 5,67 мм (в/ч) и 5,01 мм (н/ч); в контрольной — 5,54 мм и 4,80 мм соответственно. Рентгенологически в основной группе зафиксировано 5,45 мм (в/ч) и 4,99 мм (н/ч); в контрольной — 4,82 мм и 5,56 мм. Различия между методами составили в среднем 1,45%.

Обе методики продемонстрировали высокую степень согласованности, особенно в горизонтальном измерении. Незначительные расхождения объясняются различием в способах оценки и анатомической вариативностью. Полученные данные подтверждают эффективность применения индивидуализированных титановых сеток для стабильного восстановления объема кости, особенно в основной группе, где остеогенез был более прогнозируемым и выраженным.

Оценка стабильности дентальных имплантатов в исследуемых группах осуществлялась с использованием метода резонансной частотной аналитики (КСИ) на этапах установки, временного и постоянного протезирования, а также через 12 месяцев после операции. Всего установлено 108 имплантатов в области верхней и нижней челюстей. Протезирование в основной группе выполнено в среднем через 6,5 месяцев, в контрольной — через 9,5 месяцев. Показатели КСИ на всех этапах оставались в пределах 71–82 у. е., отражая высокую степень остеоинтеграции.

Анализ с применением t-критерия выявил достоверные различия по КСИ между верхней и нижней челюстями в обеих группах. На момент установки имплантатов КСИ в нижней челюсти превышал верхнечелюстные значения: в основной группе — 82 ± 5 против 76 ± 4 у.е. ($p = 0,000$), в контрольной — 80 ± 4 против 77 ± 5 у.е. ($p = 0,001$). Межгрупповые различия на этом этапе не достигли статистической значимости.

На этапе временного протезирования зафиксировано физиологическое снижение КСИ, связанное с ремоделированием кости. В основной группе КСИ составлял 71 ± 6 у.е. (в/ч) и 78 ± 5 у.е. (н/ч); в контрольной — 73 ± 4 и 81 ± 5 у.е. соответственно. Различия между челюстями в пределах 7–8 у. е. были статистически значимыми, но значения КСИ оставались в допустимом диапазоне для функциональной нагрузки (60–85 у. е.).

После завершения постоянного протезирования показатели стабилизировались. В основной группе — 72 ± 4 у.е. (в/ч) и 79 ± 6 у.е. (н/ч), в контрольной — 74 ± 3 и 82 ± 5 у.е. Разница между челюстями составила 10 % в обеих группах ($p = 0,000$), что подтверждает стабильную интеграцию имплантатов.

Через год после протезирования значения КСИ остались стабильными, без признаков потери фиксации. Несмотря на более ранние сроки протезирования в основной группе, показатели стабильности имплантатов были сопоставимы с контрольной. Это подтверждает безопасность ускоренного протезирования при использовании индивидуализированных титановых сеток с элементами фиксации временных конструкций. Полученные данные свидетельствуют о высокой надёжности остеоинтеграции и стабильности имплантатов в долгосрочной перспективе.

Оценка качества жизни (КЖ) пациентов проводилась в динамике — до вмешательства и на 14, 30, 90 и 180 сутки после операции, с анализом таких доменов, как физическое здоровье (ФЗ), психофизиологическое состояние (ПФЗ), социальные взаимоотношения (СВ), окружающая среда (ОС) и интегральный показатель общего качества жизни (ОКЖ).

У пациентов основной группы зафиксирован устойчивый рост всех параметров КЖ. Значение ФЗ увеличилось с $13,80 \pm 2,96$ до $23,20 \pm 3,68$ балла к 180-м суткам (+68,1%), с приростом доли положительных оценок с 27% до 60%. В контрольной группе рост ФЗ составил лишь 14,5% (с $12,40 \pm 2,45$ до $14,20 \pm$

2,96), без устойчивой положительной динамики. Максимум достигался на 30-е сутки, с последующим снижением.

Показатель ПФЗ в основной группе возрос с $13,00 \pm 2,15$ до $21,00 \pm 3,47$ (рост на 61,5%), с максимумом на 30-е сутки ($21,7 \pm 2,66$). Доля пациентов с положительными результатами увеличилась с 30% до 62%. В контрольной группе рост составил всего 3,9%, без статистической значимости.

Параметр СВ в основной группе увеличился на 26,4% — с $8,70 \pm 2,55$ до $11,00 \pm 2,66$, с пиком на 30-е сутки и последующим снижением. В контрольной группе изменения были минимальными (4,7%), без клинической значимости.

Компонент ОС также показал рост в основной группе на 15,6% (с $26,20 \pm 3,98$ до $30,30 \pm 4,39$), отражая удовлетворённость условиями лечения. В контрольной группе прирост составил лишь 3,9%, все значения были ниже, чем в основной.

Интегральный ОКЖ в основной группе увеличился с 39% до 65% (+26 п.п.), в то время как в контрольной — с 37% до 40% (+3 п.п.). Основная группа демонстрировала преимущество по всем показателям, особенно в доменах ФЗ и ПФЗ, где улучшения превосходили контрольную в 4–8 раз.

Таким образом, использование индивидуализированных титановых сеток с возможностью временного протезирования ассоциировалось с существенным улучшением всех компонентов качества жизни. Контрольная группа характеризовалась низкой динамикой восстановления, что подтверждает клиническую целесообразность предлагаемого метода.

ВЫВОДЫ

1. Разработана индивидуализированная титановая сетка с элементами фиксации временных несъёмных протезов, обеспечивающая ортопедическую реабилитацию пациентов с концевыми дефектами зубных рядов в условиях ограниченной возможности немедленной дентальной имплантации.

2. Проведённый по результатам математического моделирования анализ напряжённо-деформированного состояния показал, что в губчатом и кортикальном костном веществе уровни напряжений варьировали в пределах от 1,66 до 152 МПа в зависимости от направления нагрузки, оставаясь в пределах физиологической нормы, в то время как в титановой сетке имеющей толщину 0,5 мм при воздействии угловых нагрузок значения напряжений превышали 1000 МПа, достигая зоны пластических деформаций с локализацией пиковых значений в зоне между малыми и крупными перфорациями конструкции.

3. Разработана технология цифрового проектирования и аддитивного изготовления персонализированной титановой сетчатой конструкции для направленной регенерации костной ткани, совмещённая с разработанным клиническим протоколом одномоментной дентальной имплантации и временного несъёмного протезирования у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов и выраженной атрофией альвеолярного отростка (Патент РФ № 2793523 от 04.04.2023).

4. Согласно данным морфометрического анализа, средний прирост абсолютных значений костной ткани в зоне нижней челюсти основной группы анализа составил 5,0 мм, верхней 5,6 мм (9,04 %, $p = 0,050$). Контрольная группа продемонстрировала абсолютную величину изменений 4,8 мм на нижней челюсти и 5,5 мм на верхней (9,61 %, $p = 0,028$).
5. Рентгенологический анализ показал достоверное увеличение объема костной ткани в вертикальном и горизонтальном направлениях альвеолярного отростка у пациентов обеих клинических групп, при этом в основной группе зафиксированы статистически значимые ($p < 0,05$) приросты по высоте ($16,64 \pm 3,81$ %) и ширине ($11,25 \pm 2,73$ %); однако межгрупповые различия средних значений в области верхней челюсти по указанным параметрам не достигли уровня статистической значимости.
6. Результаты исследования качества жизни посредством анализа компонент физического и психофизиологического здоровья, социальных взаимоотношений,

качества окружающей среды (ОС) и интегрального показателя общего качества жизни демонстрировали высокую эффективность применения индивидуальных титановых сеток у пациентов основной группы, что выражалось в значительном и стабильном повышении (более 50 % от дооперационного периода) всех параметров качества жизни. Контрольная группа, напротив, характеризовалась низкой динамикой и отсутствием выраженного клинического улучшения, что подтверждало необходимость временного протезирования на период направленной костной регенерации и интеграции дентальных имплантатов.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. В процессе цифрового проектирования индивидуализированной титановой сетки, предназначенной для направленной костной регенерации и временной фиксации мостовидных ортопедических конструкций, рекомендуется обязательное предварительное определение оптимального положения дентальных имплантатов с использованием виртуального 3D-моделирования, ориентированного на ортопедически обоснованную позицию, что позволяет обеспечить точное соответствие анатомическим условиям, снизить риск смещения конструкции, повысить стабильность остеогенеза и упростить последующие хирургические и ортопедические этапы лечения.

2. С целью снижения риска экспозиции индивидуализированной титановой сетки у пациентов с тонким гингивальным фенотипом и недостаточной глубиной преддверия в области предполагаемой имплантации, рекомендуется за 6–8 недель до проведения основного хирургического вмешательства выполнять предварительную пластику зоны вмешательства. Оптимальной тактикой является проведение хирургического углубления преддверия полости рта с одновременным увеличением зоны прикреплённой кератинизированной десны путём трансплантации свободного эпителизированного аутоотрансплантата, полученного с твёрдого нёба пациента. Подобная подготовка мягкотканого ложа способствует улучшению условий для адаптации слизистого лоскута, снижает

натяжение в послеоперационном периоде и, как следствие, минимизирует вероятность преждевременного обнажения сетчатой конструкции.

3. С учётом результатов моделирования и анализа напряжённо-деформированного состояния титановой конструкции, в качестве практической рекомендации обоснованно увеличение толщины индивидуальной титановой сетки свыше 0,5 мм с целью повышения её механической прочности и устойчивости к пластическим деформациям. Дополнительно, при проектировании перфорации в верхней трети конструкции следует избегать размещения мелких отверстий вблизи друг друга, особенно в зонах с минимальной толщиной материала, поскольку такие участки формируют критически напряжённые области, подверженные локальному накоплению деформации и риску потери структурной целостности.

4. В целях обеспечения эффективного и равномерного распределения остеопластического материала под индивидуализированной титановой сеткой, целесообразно предусматривать в конструкции дополнительные технологические отверстия в верхнем сегменте сетки. Их наличие способствует плотному внесению, направленной укладке и адекватной конденсации костнозамещающего материала, что является важным условием для формирования стабильного объёма регенерата и достижения предсказуемого остеогенеза. Размещение таких отверстий должно быть продумано с учётом сохранения механической прочности конструкции и предотвращения локальных зон перегрузки.

5. В ходе хирургического вмешательства, направленного на установку индивидуализированной титановой сетчатой конструкции для направленной костной регенерации, целесообразно применять многослойный протокол мягкотканой изоляции. Рекомендуются полностью перекрывать сетку резорбируемой коллагеновой мембраной, что способствует стабилизации остеопластического материала, ограничивает прорастание эпителиальной ткани и снижает риск микроподвижности регенерата. Дополнительно, в области шейки

формируемых абатментов рационально использовать деэпителизированный соединительнотканый трансплантат, полученный из твёрдого нёба пациента, для увеличения толщины мягких тканей и улучшения их адаптации к протезной конструкции. Данная методика способствует формированию герметичной зоны перехода имплантат–мягкие ткани, улучшает эстетику и снижает вероятность воспалительных осложнений в раннем послеоперационном периоде.

6. При проектировании абатментной части индивидуализированной титановой сетчатой конструкции, предназначенной для направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования, необходимо учитывать совокупную толщину тканей, перекрывающих зону вмешательства. В расчет должны включаться как индивидуальные анатомические особенности пациента (в частности, толщина слизистой оболочки в области предполагаемой имплантации), так и дополнительные параметры, обусловленные применением вспомогательных биоматериалов: резорбируемых коллагеновых мембран и мягкотканевых трансплантатов.

7. Пациентам, использующим несъёмные зубные протезы, зафиксированные на индивидуализированной титановой сетке, необходимо обеспечивать постоянный клинический контроль и проводить регулярные гигиенические консультации на всех этапах стоматологической реабилитации. Обучение правильной технике ухода за полостью рта должно сопровождаться формированием мотивации к соблюдению индивидуального гигиенического режима, с акцентом на необходимость применения вспомогательных средств, включая ирригаторы, межзубные ёршики и антисептические растворы. Это особенно актуально в раннем послеоперационном периоде и в процессе временного протезирования, когда ограничен доступ к поддесневым зонам конструкции. Несоблюдение этих рекомендаций существенно повышает риск воспалительных осложнений, экспозиции сетки и нарушений остеоинтеграции имплантатов. Следовательно, поддержание высокого уровня гигиены полости

рта следует рассматривать как критически важный компонент успешного исхода лечения с применением индивидуальных титановых конструкций.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

КСИ - коэффициент стабильности имплантата

ДИ – дентальный имплантат

ЕНИ – индекс заживления ран (Early Wound Healing Index)

ППЗ – полная потеря зубов

ВНЧС - височно-нижнечелюстной сустав

СТАР – Стоматологическая ассоциация России

ВОЗ – Всемирная организация здравоохранения

ПММА – полиметилметакрилат

КЛКТ - конусно-лучевая компьютерная томография

ЧЛО - челюстно-лицевая область

CAD-CAM - Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture
(компьютерное моделирование/компьютерное изготовление)

CAM – Computer-aided manufacturing (компьютерное изготовление)

CAD – Computer-Aided Design (компьютерное моделирование)

SLA - лазерная стереолитография — технология 3D-печати, основанная на послойном отверждении жидкого материала под действием луча лазера

SLS – Selective Laser Sintering технология аддитивного производства, основанная на послойном спекании порошковых материалов (полиамиды, пластик) с помощью луча лазера

STL - STereoLithography - объемная литография

SLM - селективное лазерное сплавление

OHIP-14 – Oral Health Impact Profile, опросник определения качества жизни

PLLA – сополимер алифатических полиэфиров (поли L лактида)

сГАГ – сульфатированный гликозаминогликан

ПТФЭ – политетрафторэтилен

ЦС – центральное соотношение челюстей

ПТН – порошок титановый

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Abduo, J.; Lau, D. Accuracy of static computer-assisted implant placement in long span edentulous area by novice implant clinicians: A cross-sectional in vitro study comparing fully-guided, pilot-guided, and freehand implant placement protocols. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2021, 23, 361–372.
2. Alauddin, M.S.; Ramli, H. Management of Membrane Exposure Utilizing Concentrated Growth Factor (CFG) in Guided Bone Regeneration: A Clinical Report. *Open Dent. J.* 2020, 14, 763–768.
3. Alauddin, M.S.; Yusof, N.M.; Adnan, A.S.; Said, Z. Preliminary Novel Analysis on Antimicrobial Properties of Concentrated Growth Factor against Bacteria-Induced Oral Diseases. *Eur. J. Dent.* 2022, 1–239.
4. Aldhuwayhi, S.; Alauddin, M.S.; Martin, N. The Structural Integrity and Fracture Behaviour of Teeth Restored with PEEK and Lithium-Disilicate Glass Ceramic Crowns. *Polymers* 2022, 14, 1001.
5. Allan, B.; Ruan, R.; Landao-Bassonga, E.; Gillman, N.; Wang, T.; Gao, J.; Ruan, Y.; Xu, Y.; Lee, C.; Goonewardene, M.; et al. Collagen Membrane for Guided Bone Regeneration in Dental and Orthopedic Applications. *Tissue Eng. Part A* 2021, 27, 372–381.
6. Alqurashi, H.; Khurshid, Z.; Syed, A.U.; Habib, S.R.; Rokaya, D.; Zafar, M.S. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J. Adv. Res.* 2021, 28, 87–95.
7. Andreasi Bassi, M.; Andrisani, C.; Lico, S.; Ormanier, Z.; Ottria, L.; Gargari, M. Guided bone regeneration via a preformed titanium foil: Clinical, histological and histomorphometric outcome of a case series. *Oral Implantol.* 2016, 9, 164–174.
8. Andreasi Bassi, M.; Andrisani, C.; Lico, S.; Ormanier, Z.; Ottria, L.; Gargari, M. Guided bone regeneration via a preformed titanium foil: Clinical,

histological and histomorphometric outcome of a case series. *Oral Implantol.* 2016, 9, 164–174.

9. Andreasi Bassi, M.; Andrisani, C.; Lico, S.; Ormanier, Z.; Ottria, L.; Gargari, M. Guided bone regeneration via a preformed titanium foil: Clinical, histological and histomorphometric outcome of a case series. *Oral Implantol.* 2016, 9, 164–174. [Google Scholar]

10. Annen, B.M.; Ramel, C.F.; Hämmerle, C.H.; Jung, R.E. Use of a new cross-linked collagen membrane for the treatment of peri-implant dehiscence defects: A randomised controlled double-blinded clinical trial. *Eur. J. Oral Implantol.* 2011, 4, 87–100.

11. Annen, B.M.; Ramel, C.F.; Hämmerle, C.H.; Jung, R.E. Use of a new cross-linked collagen membrane for the treatment of peri-implant dehiscence defects: A randomised controlled double-blinded clinical trial. *Eur. J. Oral Implantol.* 2011, 4, 87–100.

12. Aslan, S.; Tolay, C.; Gehrke, P. Computer-aided planning of soft tissue augmentation with prosthetic guidance for the establishment of a natural mucosal contour in late implant placement. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2019, 31, 553–560.

13. Aslan, S.; Tolay, C.; Gehrke, P. Computer-aided planning of soft tissue augmentation with prosthetic guidance for the establishment of a natural mucosal contour in late implant placement. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2019, 31, 553–560.

14. Bai L, Ji P, Li X, Gao H, Li L, Wang C. Mechanical characterization of 3D-printed individualized Ti-mesh (membrane) for alveolar bone defects. *J Healthc Eng.* 2019; 2019:4231872.

15. Barber, H.D.; Lignelli, J.; Smith, B.M.; Bartee, B.K. Using a Dense PTFE Membrane Without Primary Closure to Achieve Bone and Tissue Regeneration. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2007, 65, 748–752.

16. Briguglio, F.; Falcomatà, D.; Marconcini, S.; Fiorillo, L.; Briguglio, R.; Farronato, D. The Use of Titanium Mesh in Guided Bone Regeneration: A Systematic Review. *Int. J. Dent.* 2019, 2019

17. Bunyaratavej, P.; Wang, H.-L. Collagen Membranes: A Review. *J. Periodontol.* 2001, 72, 215–229.
18. Buser, D.; Dula, K.; Belser, U.C.; Hirt, H.P.; Berthold, H. Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. II. Surgical procedure in the mandible. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* 1995, 15, 10–29.
19. Caballé-Serrano, J.; Sawada, K.; Miron, R.J.; Bosshardt, D.D.; Buser, D.; Gruber, R. Collagen barrier membranes adsorb growth factors liberated from autogenous bone chips. *Clin. Oral Implants Res.* 2016, 28, 236–241.
20. Canullo, L.; Malagnino, V.A. Vertical ridge augmentation around implants by e-PTFE titanium-reinforced membrane and bovine bone matrix: A 24- to 54-month study of 10 consecutive cases. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2008, 23, 858–866.; Sun, D.-J.; Oh, Y.-A.; Yu, J.-A.; Lee, D.-W. Clinical Evaluation of Vertical Ridge Augmentation Using Titanium Reinforced PTFE membrane. *Implantology* 2018, 22, 2–11.
21. Carbonell, J.; Martín, I.S.; Santos, A.; Pujol, A.; Sanz-Moliner, J.; Nart, J. High-density polytetrafluoroethylene membranes in guided bone and tissue regeneration procedures: A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2014, 43, 75–84.
22. Casalini, T.; Rossi, F.; Castrovinci, A.; Perale, G. A Perspective on Polylactic Acid-Based Polymers Use for Nanoparticles Synthesis and Applications. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 2019, 7, 259.
23. Castro, A.G.; Diba, M.; Kersten, M.; Jansen, J.A.; Beucken, J.J.V.D.; Yang, F. Development of a PCL-silica nanoparticles composite membrane for Guided Bone Regeneration. *Mater. Sci. Eng. C* 2018, 85, 154–161.
24. Cerea M, Dolcini GA. Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants: A retrospective clinical study on 70 patients. *BioMed Res Int.* 2018; 2018:11
25. Chan, E.C.; Kuo, S.-M.; Kong, A.M.; Morrison, W.A.; Dusting, G.J.; Mitchell, G.M.; Lim, S.Y.; Liu, G.-S. Three-Dimensional Collagen Scaffold Promotes

Intrinsic Vascularisation for Tissue Engineering Applications. PLoS ONE 2016, 11, e0149799.

26. Chen, Z.; Chen, L.; Liu, R.; Lin, Y.; Chen, S.; Lu, S.; Lin, Z.; Chen, Z.; Wu, C.; Xiao, Y. The osteoimmunomodulatory property of a barrier collagen membrane and its manipulation via coating nanometer-sized bioactive glass to improve guided bone re-generation. *Biomater. Sci.* 2018, 6, 1007–1019.

27. Chiapasco, M.; Casentini, P.; Tommasato, G.; Dellavia, C.; Del Fabbro, M. Customized CAD/CAM titanium meshes for the guided bone regeneration of severe alveolar ridge defects: Preliminary results of a retrospective clinical study in humans. *Clin. Oral Implant. Res.* 2021, 32, 498–510.

28. Ciocca, L.; Lizio, G.; Baldissara, P.; Sambuco, A.; Scotti, R.; Corinaldesi, G. Prosthetically CAD-CAM–Guided Bone Augmentation of Atrophic Jaws Using Customized Titanium Mesh: Preliminary Results of an Open Prospective Study. *J. Oral Implant.* 2018, 44, 131–137.

29. Ciocca, L.; Ragazzini, S.; Fantini, M.; Corinaldesi, G.; Scotti, R. Work flow for the prosthetic rehabilitation of atrophic patients with a minimal-intervention CAD/CAM approach. *J. Prosthet. Dent.* 2015, 114, 22–26;

30. Cortellini, P.; Carnevale, G.; Sanz, M.; Tonetti, M.S. Treatment of deep and shallow intrabony defects A multicenter randomized controlled clinical trial. *J. Clin. Periodontol.* 1998, 25, 981–987.

31. Cortellini, P.; Carnevale, G.; Sanz, M.; Tonetti, M.S. Treatment of deep and shallow intrabony defects A multicenter randomized controlled clinical trial. *J. Clin. Periodontol.* 1998, 25, 981–987.

32. Costa-Palau, S.; Torrents-Nicolas, J.; Barberà, M.B.-D.; Cabratosa-Termes, J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.* 2014, 112, 680–682.

33. Cucchi A, Bianchi A, Calamai P, Rinaldi L, Mangano F, Vignudelli E, Corinaldesi G. Clinical and volumetric outcomes after vertical ridge augmentation

using computer-aided-design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) customized titanium meshes: a pilot study. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):219.

34. Cucchi A, Giavatto MA, Giannatiempo J, Lizio G, Corinaldesi G. Custom-made titanium mesh for maxillary bone augmentation with immediate implants and delayed loading. *J Oral Implantol*. 2019;45(1):59–64.

35. Cucchi A, Vignudelli E, Franceschi D, Randellini E, Lizio G, Fiorino A, Corinaldesi G. Vertical and horizontal ridge augmentation using customized CAD/CAM titanium mesh with versus without resorbable membranes. A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2021;32(12):1411–24.

36. Cucchi A, Vignudelli E, Sartori M, Parrilli A, Aldini N, Corinaldesi G. A microcomputed tomography analysis of bone tissue after vertical ridge augmentation with non-resorbable membranes versus resorbable membranes and titanium mesh in humans. *Int J Oral Implantol (Berl)*. 2021;14(1):25–38.

37. Cucchi, A.; Bianchi, A.; Calamai, P.; Rinaldi, L.; Mangano, F.; Vignudelli, E.; Corinaldesi, G. Clinical and volumetric outcomes after vertical ridge augmentation using computer-aided-design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) customized titanium meshes: A pilot study. *BMC Oral Health* 2020, 20, 219.

38. Cucchi, A.; Ghensi, P. Vertical Guided Bone Regeneration using Titanium-reinforced d-PTFE Membrane and Prehydrated Corticocancellous Bone Graft. *Open Dent. J*. 2014, 8, 194–200.

39. Dahl G. Om möjligheten för inplantation i kaken av metallskelett som bas eller retention för fasta eller avtagbara proteser. *Odontol Tidskr*. 1943

40. De Angelis, N.; Kassim, Z.H.; Frosecchi, M.; Signore, A. Expansion of the zone of keratinized tissue for healthy implant abutment Interface using de-epithelialized amnion/chorion allograft. *Int. J. Periodontics Restor. Dent*. 2019, 39, e83–e88.

41. De Santis D, Gelpi F, Verlato G, Luciano U, Torroni L, Antonucci N, Bernardello F, Zarantonello M, Nocini PF. Digital customized titanium mesh for bone

regeneration of vertical, horizontal and combined defects: a case series. *Medicina (Kaunas)*. 2021;57(1):60.

42. Derksen, W.; Wismeijer, D.; Flügge, T.; Hassan, B.; Tahmaseb, A. The accuracy of computer-guided implant surgery with tooth-supported, digitally designed drill guides based on CBCT and intraoral scanning. A prospective cohort study. *Clin. Oral Implant. Res.* 2019, 30, 1005–1015.

43. Dohan Ehrenfest, D.M.; Rasmusson, L.; Albrektsson, T. Classification of platelet concentrates: From pure platelet-rich plasma (P-PRP) to leucocyte- and platelet-rich fibrin (L-PRF). *Trends Biotechnol.* 2009, 27, 158–167.

44. Dohan, D.M.; Choukroun, J.; Diss, A.; Dohan, S.L.; Dohan, A.; Mouhyi, J.; Gogly, B. Platelet-rich fibrin (PRF): A second-generation platelet concentrates. Part I: Technological concepts and evolution. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontol.* 2006, 101, e37–e44.

45. El Morsy, O.A.; Barakat, A.; Mekhemer, S.; Mounir, M. Assessment of 3-dimensional bone augmentation of severely atrophied maxillary alveolar ridges using patient-specific poly ether-ether ketone (PEEK) sheets. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2020, 22, 148–155.

46. Elgali I, Omar O, Dahlin C, Thomsen P. Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(5):315–37.

47. Elgali, I.; Omar, O.; Dahlin, C.; Thomsen, P. Guided bone regeneration: Materials and biological mechanisms revisited. *Eur. J. Oral Sci.* 2017, 125, 315–337.

48. Farah, S.; Anderson, D.G.; Langer, R. Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications—A comprehensive review. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 2016, 107, 367–392.

49. Farnezi Bassi, A.P.; Ferreira Bizelli, V.; Mello Francatti, T.; Rezende de Moares Ferreira, A.C.; Carvalho Pereira, J.; Al-Sharani, H.M.; de Almeida Lucas, F.; Perez Faverani, L. Bone Regeneration Assessment of Polycaprolactone Membrane on Critical-Size Defects in Rat Calvaria. *Membranes* 2021, 11, 124.

50. Felice, P.; Lizio, G.; Barausse, C.; Roccoli, L.; Bonifazi, L.; Pistilli, R.; Simion, M.; Pellegrino, G. Reverse Guided Bone Regeneration (R-GBR) Digital Workflow for Atrophic Jaws Rehabilitation. *Appl. Sci.* 2022, № 12
51. Fortin, Y.; Sullivan, R.M. Terminal Posterior Tilted Implants Planned as a Sinus Graft Alternative for Fixed Full-Arch Implant-Supported Maxillary Restoration: A Case Series with 10- to 19-Year Results on 44 Consecutive Patients Presenting for Routine Maintenance. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2017, 19, 56–68.
52. Frizzera, F.; Calazans, N.N.N.; Hooper Pascoal, C.; Elen Martins, M.; Mendonça, G. Flapless Guided Implant Surgeries Compared with Conventional Surgeries Performed by Nonexperienced Individuals: Randomized and Controlled Split-Mouth Clinical Trial. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2021, 36, 755–761
53. Gottlow, J.; Nyman, S.; Karring, T.; Lindhe, J. New attachment formation as the result of controlled tissue regeneration. *J. Clin. Periodontol.* 1984, 11, 494–503.
54. Gulameabasse, S.; Gindraux, F.; Catros, S.; Fricain, J.C.; Fenelon, M. Chorion and amnion/chorion membranes in oral and per-iodontal surgery: A systematic review. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 2021, 109, 1216–1229.
55. Gulameabasse, S.; Gindraux, F.; Catros, S.; Fricain, J.C.; Fenelon, M. Chorion and amnion/chorion membranes in oral and per-iodontal surgery: A systematic review. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 2021, 109, 1216–1229.
56. Gupta, A.; Kediege, S.; Mittal, A.; Jain, K.; Gupta, S.; Chaudhry, S. Amnion and Chorion Membranes in the Treatment of Gingival Recession and their Effect on Gingival Biotype: A Clinical and Ultrasonographic Study. *J. Clin. Diagn. Res.* 2018, 12, 26–32.
57. Gupta, A.; Kediege, S.; Mittal, A.; Jain, K.; Gupta, S.; Chaudhry, S. Amnion and Chorion Membranes in the Treatment of Gingival Recession and their Effect on Gingival Biotype: A Clinical and Ultrasonographic Study. *J. Clin. Diagn. Res.* 2018, 12, 26–32.

58. Gutta, R.; Baker, R.A.; Bartolucci, A.A.; Louis, P.J. Barrier Membranes Used for Ridge Augmentation: Is There an Optimal Pore Size? *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009, 67, 1218–1225.
59. Hartmann, A.; Hildebrandt, H.; Schmohl, J.U.; Kämmerer, P.W. Evaluation of Risk Parameters in Bone Regeneration Using a Customized Titanium Mesh: Results of a Clinical Study. *Implant. Dent.* 2019, 28, 543–550.
60. Hartmann, A.; Seiler, M. Minimizing risk of customized titanium mesh exposures—A retrospective analysis. *BMC Oral Health* 2020, 20, 36
61. Hasegawa H, Kaneko T, Endo M, Kanno C, Yamazaki M, Yaginuma S, Igarashi H, Honma H, Masui S, Suto M, et al. Comparing the efficacy of a microperforated titanium membrane for guided bone regeneration with an existing mesh retainer in dog mandibles. *Materials (Basel)*. 2021;14(12):3358.
62. Hassan, M.; Prakasam, S.; Bain, C.; Ghoneima, A.; Liu, S.S.-Y. A randomized split-mouth clinical trial on effectiveness of amnion-chorion membranes in alveolar ridge preservation: A clinical, radiologic, and morphometric study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2017, 32, 1389–1398.;
63. Hassan, M.; Prakasam, S.; Bain, C.; Ghoneima, A.; Liu, S.S.-Y. A randomized split-mouth clinical trial on effectiveness of amnion-chorion membranes in alveolar ridge preservation: A clinical, radiologic, and morphometric study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2017, 32, 1389–1398.
64. Heath, J.K.; Atkinson, S.J.; Hembry, R.M.; Reynolds, J.J.; Meikle, M.C. Bacterial antigens induce collagenase and prostaglandin E2 synthesis in human gingival fibroblasts through a primary effect on circulating mononuclear cells. *Infect. Immun.* 1987, 55, 2148–2154.
65. Hirota M, Ikeda T, Tabuchi M, Ozawa T, Tohnai I, Ogawa T. Effects of ultraviolet Photofunctionalization on bone augmentation and integration capabilities of titanium mesh and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(1):52–62.

66. Hoornaert, A.; D'Arros, C.; Heymann, M.-F.; Layrolle, P. Biocompatibility, resorption and biofunctionality of a new synthetic biodegradable membrane for guided bone regeneration. *Biomed. Mater.* 2016, 11, 045012.
67. Huang, H.-L.; Ma, Y.-H.; Tu, C.-C.; Chang, P.-C. Radiographic Evaluation of Regeneration Strategies for the Treatment of Advanced Mandibular Furcation Defects: A Retrospective Study. *Membranes* 2022, 12, 219.
68. Inoue K, Nakajima Y, Omori M, Suwa Y, Kato-Kogoe N, Yamamoto K, Kitagaki H, Mori S, Nakano H, Ueno T. Reconstruction of the alveolar bone using bone augmentation with selective laser melting titanium mesh sheet: a report of 2 cases. *Implant Dent.* 2018;27(5):602–7.
69. Iqbal, N.; Khan, A.S.; Asif, A.; Yar, M.; Haycock, J.W.; Rehman, I.U. Recent concepts in biodegradable polymers for tissue engineering paradigms: A critical review. *Int. Mater. Rev.* 2019, 64, 91–126.
70. Isobe, K.; Watanabe, T.; Kawabata, H.; Kitamura, Y.; Okudera, T.; Okudera, H.; Uematsu, K.; Okuda, K.; Nakata, K.; Tanaka, T.; et al. Mechanical and degradation properties of advanced platelet-rich fibrin (A-PRF), concentrated growth factors (CGF), and platelet-poor plasma-derived fibrin (PPTF). *Int. J. Implant Dent.* 2017, 3, 1–6.
71. Joshi, C.P.; D'Lima, C.B.; Samat, U.C.; Karde, P.A.; Patil, A.G.; Dani, N.H. Comparative alveolar ridge preservation using allogenous tooth graft versus free-dried bone allograft: A randomized, controlled, prospective, clinical pilot study. *Contemp. Clin. Dent.* 2017, 8, 211–217.
72. Jung, G.U.; Jeon, J.Y.; Hwang, K.G.; Park, C.J. Preliminary evaluation of a three-dimensional, customized, and preformed titanium mesh in peri-implant alveolar bone regeneration. *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.* 2014, 40, 181–187.
73. Kadkhodazadeh M, Amid R, Moscowchi A. Management of extensive peri-implant defects with titanium meshes. *Oral Maxillofac Surg.* 2021;25(4):561–8.

74. Kakabadze, A.; Mardaleishvili, K.; Loladze, G.; Karalashvili, L.; Chutkerashvili, G.; Chakhunashvili, D.; Kakabadze, Z. Reconstruction of mandibular defects with autogenous bone and de-cellularized bovine bone grafts with freeze-dried bone marrow stem cell paracrine factors. *Oncol. Lett.* 2017, 13, 1811–1818.
75. Khojasteh, A.; Kheiri, L.; Motamedian, S.R.; Khoshkam, V. Guided bone regeneration for the reconstruction of alveolar bone defects. *Ann. Maxillofac. Surg.* 2017, 7, 263–277.
76. Khojasteh, A.; Kheiri, L.; Motamedian, S.R.; Khoshkam, V. Guided bone regeneration for the reconstruction of alveolar bone defects. *Ann. Maxillofac. Surg.* 2017, 7, 263–277.
77. Kothiwale, S.; Ajbani, J. Evaluation of anti-inflammatory effect of chorio membrane in periodontal pocket therapy: A clinical and biochemical study. *J. Indian Soc. Periodontol.* 2018, 22, 433–437.
78. Kurtz, S.M.; Devine, J.N. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007, 28, 4845–4869.
79. Lee, J.-Y.; Kim, Y.-K.; Yun, P.-Y.; Oh, J.-S.; Kim, S.-G. Guided bone regeneration using two types of non-resorbable barrier membranes. *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.* 2010, 36, 275–279.
80. Li L, Wang C, Li X, Fu G, Chen D, Huang Y. Research on the dimensional accuracy of customized bone augmentation combined with 3D-printing individualized titanium mesh: a retrospective case series study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2021;23(1):5–18.
81. Li, S.; Zhang, T.; Zhou, M.; Zhang, X.; Gao, Y.; Cai, X. A novel digital and visualized guided bone regeneration procedure and digital precise bone augmentation: A case series. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2021, 23, 19–30.
82. Liang, Y.; Luan, X.; Liu, X. Recent advances in periodontal regeneration: A biomaterial perspective. *Bioact. Mater.* 2020, 5, 297–308.
83. Liang, Y.; Luan, X.; Liu, X. Recent advances in periodontal regeneration: A biomaterial perspective. *Bioact. Mater.* 2020, 5, 297–308.

84. Liu, J.; Kerns, D.G. Mechanisms of Guided Bone Regeneration: A Review. *Open Dent. J.* 2014, 8, 56–65.
85. Lizio G, Pellegrino G, Corinaldesi G, Ferri A, Marchetti C, Felice P. Guided bone regeneration using titanium mesh to augment 3-dimensional alveolar defects prior to implant placement. A pilot study. *Clin OralImplants Res.* 2022;33(6):607-21.
86. Lizio, G.; Corinaldesi, G.; Marchetti, C. Alveolar ridge reconstruction with titanium mesh: A three-dimensional evaluation of factors affecting bone augmentation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* 2014, 29, 1354–1363.
87. Lizio, G.; Pellegrino, G.; Corinaldesi, G.; Ferri, A.; Marchetti, C.; Felice, P. Guided bone regeneration using titanium mesh to augment 3-dimensional alveolar defects prior to implant placement. A pilot study. *Clin. Oral Implant. Res.* 2022, 33, 607–621.
88. Lorenz J, Al-Maawi S, Sader R, Ghanaati S. Individualized titanium mesh combined with platelet-rich fibrin and Deproteinized bovine bone: a new approach for challenging augmentation. *J Oral Implantol.* 2018;44(5):345–51.
89. Machtei, E.E. The Effect of Membrane Exposure on the Outcome of Regenerative Procedures in Humans: A Meta-Analysis. *J. Periodontol.* 2001, 72, 512–516.
90. Maiorana C, Manfredini M, Beretta M, Signorino F, Bovio A, Poli PP. Clinical and radiographic evaluation of simultaneous alveolar ridge augmentation by means of preformed titanium meshes at dehiscence-type Peri-implant defects: a prospective pilot study. *Materials (Basel).* 2020;13(10):2389.
91. Maiorana, C.; Manfredini, M.; Beretta, M.; Signorino, F.; Bovio, A.; Poli, P.P. Clinical and Radiographic Evaluation of Simulta-neous Alveolar Ridge Augmentation by Means of Preformed Titanium Meshes at Dehiscence-Type Peri-Implant Defects: A Prospective Pilot Study. *Materials* 2020, 13, 2389.
92. Maiorana, C.; Manfredini, M.; Beretta, M.; Signorino, F.; Bovio, A.; Poli, P.P. Clinical and Radiographic Evaluation of Simulta-neous Alveolar Ridge

Augmentation by Means of Preformed Titanium Meshes at Dehiscence-Type Peri-Implant Defects: A Prospective Pilot Study. *Materials* 2020, 13, 2389.

93. Maiorana, C.; Santoro, F.; Rabagliati, M.; Salina, S. Evaluation of the use of iliac cancellous bone and anorganic bovine bone in the reconstruction of the atrophic maxilla with titanium mesh: A clinical and histologic investigation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* 2001, 16, 427–432.

94. Malik R, Gupta A, Bansal P, Sharma R, Sharma S. Evaluation of alveolar ridge height gained by vertical ridge augmentation using titanium mesh and Novabone putty in posterior mandible. *J Maxillofac Oral Surg.* 2020;19(1):32–9.

95. Masquelet, A.C.; Begue, T. The Concept of Induced Membrane for Reconstruction of Long Bone Defects. *Orthop. Clin. N. Am.* 2010, 41, 27–37.

96. Masquelet, A.C.; Begue, T. The Concept of Induced Membrane for Reconstruction of Long Bone Defects. *Orthop. Clin. N. Am.* 2010, 41, 27–37.

97. Miron, R.J.; Moraschini, V.; Fujioka-Kobayashi, M.; Zhang, Y.; Kawase, T.; Cosgarea, R.; Jepsen, S.; Bishara, M.; Canullo, L.; Shirakata, Y.; et al. Use of platelet-rich fibrin for the treatment of periodontal intrabony defects: A systematic review and me-ta-analysis. *Clin. Oral Investig.* 2021, 25, 2461–2478.

98. Misch, C.E.; Judy, K.W. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int. J. Oral Implantol.* 1987, 4, 7–13.

99. Misch, C.E.; Judy, K.W. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int. J. Oral Implantol.* 1987, 4, 7–13. [Google Scholar]

100. Miyamoto, I.; Funaki, K.; Yamauchi, K.; Kodama, T.; Takahashi, T. Alveolar ridge reconstruction with titanium mesh and autogenous particulate bone graft: Computed tomography-based evaluations of augmented bone quality and quantity. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2012, 14, 304–311.

101. Miyamoto, I.; Funaki, K.; Yamauchi, K.; Kodama, T.; Takahashi, T. Alveolar ridge reconstruction with titanium mesh and autogenous particulate bone graft: Computed tomography-based evaluations of augmented bone quality and quantity. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2012, 14, 304–311.

102. Mounir, M.; Shalash, M.; Mounir, S.; Nassar, Y.; El Khatib, O. Assessment of three-dimensional bone augmentation of severely atrophied maxillary alveolar ridges using prebent titanium mesh vs customized poly-ether-ether-ketone (PEEK) mesh: A randomized clinical trial. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2019, 21, 960–967.
103. Najeeb, S.; Zafar, M.S.; Khurshid, Z.; Siddiqui, F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J. Prosthodont. Res.* 2016, 60, 12–19.
104. Neto, A.M.D.; Sartoretto, S.C.; Duarte, I.M.; Resende, R.F.D.B.; Alves, A.T.N.N.; Mourão, C.F.D.A.B.; Calasans-Maia, J.; Montemezzi, P.; Tristão, G.C.; Calasans-Maia, M.D. In Vivo Comparative Evaluation of Biocompatibility and Biodegradation of Bovine and Porcine Collagen Membranes. *Membranes* 2020, 10, 423.;
105. Neto, A.M.D.; Sartoretto, S.C.; Duarte, I.M.; Resende, R.F.D.B.; Alves, A.T.N.N.; Mourão, C.F.D.A.B.; Calasans-Maia, J.; Montemezzi, P.; Tristão, G.C.; Calasans-Maia, M.D. In Vivo Comparative Evaluation of Biocompatibility and Biodegradation of Bovine and Porcine Collagen Membranes. *Membranes* 2020, 10, 423.
106. Nguyen TM, Caruhel JB, Khonsari A subperiosteal maxillary implant causing severe osteolysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2018;119:523–525
107. Nyman, S.; Lindhe, J.; Karring, T.; Rylander, H. New attachment following surgical treatment of human periodontal disease. *J. Clin. Periodontol.* 1982, 9, 290–296.;
108. Nyman, S.; Lindhe, J.; Karring, T.; Rylander, H. New attachment following surgical treatment of human periodontal disease. *J. Clin. Periodontol.* 1982, 9, 290–296.
109. Paeng KW, Cha JK, Thoma DS, Jung RE, Jung UW, Benic GI. Effect of collagen membrane and of bone substitute on lateral bone augmentation with titanium mesh: an experimental in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2022;33(4):413–23.

110. Panda, S.; Sankari, M.; Satpathy, A.; Jayakumar, D.; Mozzati, M.; Mortellaro, C.; Gallesio, G.; Taschieri, S.; Del Fabbro, M. Adjunctive Effect of Autologous Platelet-Rich Fibrin to Barrier Membrane in the Treatment of Periodontal Intrabony Defects. *J. Craniofac. Surg.* 2016, 27, 691–696.
111. Papia, E.; Brodde, S.A.; Becktor, J.P. Deformation of polyetheretherketone, PEEK, with different thicknesses. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2022, 125, 104928.
112. Pieri, F.; Corinaldesi, G.; Fini, M.; Aldini, N.N.; Giardino, R.; Marchetti, C. Alveolar ridge augmentation with titanium mesh and a combination of autogenous bone and anorganic bovine bone: A 2-year prospective study. *J. Periodontol.* 2008, 79, 2093–2103.
113. Pitaru, S.; Tal, H.; Seldinger, M.; Grosskopf, A.; Noff, M. Partial regeneration of periodontal tissues using collagen barriers: Initial observations in the canine. *J. Periodontol.* 1988, 59, 380–386.
114. Poomprakobsri, K.; Kan, J.Y.; Rungcharassaeng, K.; Lozada, J. Exposure of Barriers Used in GBR: Rate, Timing, Management, And Its Effect on Grafted Bone. A Retrospective Analysis. *J. Oral Implantol.* 2021, 48, 27–36.
115. Qasim, S.B.; Najeeb, S.; Delaine-Smith, R.M.; Rawlinson, A.; Rehman, I.U. Potential of electrospun chitosan fibers as a surface layer in functionally graded GTR membrane for periodontal regeneration. *Dent. Mater.* 2017, 33, 71–83.
116. Qasim, S.S.B.; Baig, M.R.; Matinlinna, J.P.; Daood, U.; Al-Asfour, A. Highly Segregated Biocomposite Membrane as a Functionally Graded Template for Periodontal Tissue Regeneration. *Membranes* 2021, 11, 667.
117. Qasim, S.S.B.; Baig, M.R.; Matinlinna, J.P.; Daood, U.; Al-Asfour, A. Highly Segregated Biocomposite Membrane as a Functionally Graded Template for Periodontal Tissue Regeneration. *Membranes* 2021, 11, 667.
118. Quteish, D.; Singrao, S.; Dolby, A.E. Light and electron microscopic evaluation of biocompatibility, resorption and penetration characteristics of human collagen graft material. *J. Clin. Periodontol.* 1991, 18, 305–311.

119. Rakhmatia, Y.D.; Ayukawa, Y.; Furuhashi, A.; Koyano, K. Current barrier membranes: Titanium mesh and other membranes for guided bone regeneration in dental applications. *J. Prosthodont. Res.* 2013, 57, 3–14.

120. Rasia-dal Polo M, Poli PP, Rancitelli D, Beretta M, Maiorana C. Alveolar ridge reconstruction with titanium meshes: a systematic review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2014;19(6):e639–46.

121. Retzepi, M.; Donos, N. Guided Bone Regeneration: Biological principle and therapeutic applications. *Clin. Oral Implants Res.* 2010, 21, 567–576.

122. Rodella, L.F.; Favero, G.; Boninsegna, R.; Buffoli, B.; Labanca, M.; Scari, G.; Sacco, L.; Batani, T.; Rezzani, R. Growth factors, CD34 positive cells, and fibrin network analysis in concentrated growth factors fraction. *Microsc. Res. Tech.* 2011, 74, 772–777.

123. Rodriguez, I.A.; Selders, G.S.; Fetz, A.E.; Gehrmann, C.J.; Stein, S.H.; Evensky, J.A.; Green, M.S.; Bowlin, G.L. Barrier membranes for dental applications: A review and sweet advancement in membrane developments. *Mouth Teeth* 2018, 2, 1–9.

124. Rodriguez, I.A.; Selders, G.S.; Fetz, A.E.; Gehrmann, C.J.; Stein, S.H.; Evensky, J.A.; Green, M.S.; Bowlin, G.L. Barrier membranes for dental applications: A review and sweet advancement in membrane developments. *Mouth Teeth* 2018, 2, 1–9.

125. Ronda, M.; Rebaudi, A.; Torelli, L.; Stacchi, C. Expanded vs. dense polytetrafluoroethylene membranes in vertical ridge augmentation around dental implants: A prospective randomized controlled clinical trial. *Clin. Oral Implants Res.* 2014, 25, 859–866.

126. Ruggiero, R.; de Almeida Carvalho, V.; da Silva, L.G.; de Magalhães, D.; Ferreira, J.A.; de Menezes, H.H.M.; de Melo, G.P.; Naves, M.M. Study of in vitro degradation of cellulose acetate membranes modified and incorporated with tetracycline for use as an adjuvant in periodontal reconstitution. *Ind. Crop. Prod.* 2015, 72, 2–6.

127. Sagheb K, Schiegnitz E, Moergel M, Walter C, Al-Nawas B, Wagner W. Clinical outcome of alveolar ridge augmentation with individualized CAD-CAM-produced titanium mesh. *Int J Implant Dent.* 2017;3(1):36.
128. Sagheb, K.; Schiegnitz, E.; Moergel, M.; Walter, C.; Al-Nawas, B.; Wagner, W. Clinical outcome of alveolar ridge augmentation with individualized CAD-CAM-produced titanium mesh. *Int. J. Implant Dent.* 2017, 3, 36.
129. Sagheb, K.; Schiegnitz, E.; Moergel, M.; Walter, C.; Al-Nawas, B.; Wagner, W. Clinical outcome of alveolar ridge augmentation with individualized CAD-CAM-produced titanium mesh. *Int. J. Implant Dent.* 2017, 3, 36.
130. Santing, H.J.; Meijer, H.J.; Raghoobar, G.M.; Özcan, M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: A comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2012, 14, 882–889.
131. Sasaki, J.-I.; Abe, G.L.; Li, A.; Thongthai, P.; Tsuboi, R.; Kohno, T.; Imazato, S. Barrier membranes for tissue regeneration in dentistry. *Biomater. Investig. Dent.* 2021, 8, 54–63.;
132. Sbricoli, L.; Guazzo, R.; Annunziata, M.; Gobbato, L.; Bressan, E.; Nastri, L. Selection of collagen membranes for bone regeneration: A literature review. *Materials* 2020, 13, 786.;
133. Schlegel, A.; Möhler, H.; Busch, F.; Mehl, A. Preclinical and clinical studies of a collagen membrane (Bio-Gide®). *Biomaterials* 1997, 18, 535–538.
134. Schwitalla, A.; Müller, W.-D. PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *J. Oral Implant.* 2013, 39, 743–749.
135. Seiler M, Kammerer PW, Peetz M, Hartmann AG. Customized titanium lattice structure in three-dimensional alveolar defect: an initial case letter. *J Oral Implantol.* 2018;44(3):219–24.
136. Senoo, M.; Hasuike, A.; Yamamoto, T.; Ozawa, Y.; Watanabe, N.; Furuhashi, M.; Sato, S. Comparison of Macro-and Micro-porosity of a Titanium Mesh

for Guided Bone Regeneration: An In Vivo Experimental Study. *In Vivo* 2021, 36, 76–85.

137. Shi Y, Liu J, Du M, Zhang S, Liu Y, Yang H, Shi R, Guo Y, Song F, Zhao Y, et al. Customized barrier membrane (titanium alloy, poly ether-ether ketone and Unsintered hydroxyapatite/poly-L-Lactide) for guided bone regeneration. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022;10:916967.

138. Simion, M.; Rocchietta, I.; Fontana, F.; Dellavia, C. Evaluation of a resorbable collagen matrix infused with rhPDGF-BB in peri-implant soft tissue augmentation: A preliminary report with 3.5 years of observation. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* 2012, 32, 273–282.

139. Soldatos NK, Stylianou P, Koidou VP, Angelov N, Yukna R, Romanos GE. Limitations and options using resorbable versus nonresorbable membranes for successful guided bone regeneration. *Quintessence Int.* 2017;48(2):131–47.

140. Soldatos, N.K.; Stylianou, P.; Angelov, N.; Koidou, P.; Yukna, R.; Romanos, G.E. Limitations and options using resorbable versus nonresorbable membranes for successful guided bone regeneration. *Quintessence Int.* 2017, 48, 131–147.

141. Sumida T, Otawa N, Kamata YU, Kamakura S, Mtsushita T, Kitagaki H, Mori S, Sasaki K, Fujibayashi S, Takemoto M, et al. Custom-made titanium devices as membranes for bone augmentation in implant treatment: clinical application and the comparison with conventional titanium mesh. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015;43(10):2183–8.

142. Sumida, T.; Otawa, N.; Kamata, Y.; Kamakura, S.; Mtsushita, T.; Kitagaki, H.; Mori, S.; Sasaki, K.; Fujibayashi, S.; Takemoto, M.; et al. Custom-made titanium devices as membranes for bone augmentation in implant treatment: Clinical application and the comparison with conventional titanium mesh. *J. Cranio-Maxillofac. Surg.* 2015, 43, 2183–2188.

143. Sumida, T.; Otawa, N.; Kamata, Y.; Kamakura, S.; Mtsushita, T.; Kitagaki, H.; Mori, S.; Sasaki, K.; Fujibayashi, S.; Takemoto, M.; et al. Custom-made

titanium devices as membranes for bone augmentation in implant treatment: Clinical application and the comparison with conventional titanium mesh. *J. Cranio-Maxillofac. Surg.* 2015, 43, 2183–2188

144. Sun, D.-J.; Oh, Y.-A.; Yu, J.-A.; Lee, D.-W. Clinical Evaluation of Vertical Ridge Augmentation Using Titanium Reinforced PTFE membrane. *Implantology* 2018, 22, 2–11.

145. Surovas A. A digital workflow for modeling of custom dental implants. *3D Print Med.* 2019;5:9.

146. Taalab, M.R.; Gamal, R.M. The effect of amniotic chorion membrane on tissue biotype, wound healing and periodontal re-generation. *IOSR J. Dent. Med. Sci.* 2018, 17, 61–69. [Google Scholar]

147. Taalab, M.R.; Gamal, R.M. The effect of amniotic chorion membrane on tissue biotype, wound healing and periodontal re-generation. *IOSR J. Dent. Med. Sci.* 2018, 17, 61–69. [Google Scholar]

148. Taguchi, Y.; Amizuka, N.; Nakadate, M.; Ohnishi, H.; Fujii, N.; Oda, K.; Nomura, S.; Maeda, T. A histological evaluation for guided bone regeneration induced by a collagenous membrane. *Biomaterials* 2005, 26, 6158.

149. Taguchi, Y.; Amizuka, N.; Nakadate, M.; Ohnishi, H.; Fujii, N.; Oda, K.; Nomura, S.; Maeda, T. A histological evaluation for guided bone regeneration induced by a collagenous membrane. *Biomaterials* 2005, 26, 6158.

150. Tahmaseb, A.; Wu, V.; Wismeijer, D.; Coucke, W.; Evans, C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral Implant. Res.* 2018, 29 (Suppl. 16), 416–435.

151. Tallarico, M.; Ceruso, F.M.; Muzzi, L.; Meloni, S.M.; Kim, Y.-J.; Gargari, M.; Martinolli, M. Effect of Simultaneous Immediate Implant Placement and Guided Bone Reconstruction with Ultra-Fine Titanium Mesh Membranes on Radiographic and Clinical Parameters after 18 Months of Loading. *Materials* 2019, 12, 1710\$

152. Tallarico, M.; Park, C.-J.; Lumbau, A.I.; Annucci, M.; Baldoni, E.; Koshovari, A.; Meloni, S.M. Customized 3D-Printed Titanium Mesh Developed to

Regenerate a Complex Bone Defect in the Aesthetic Zone: A Case Report Approached with a Fully Digital Workflow. *Materials* 2020, 13, 3874.

153. Tannous, F.; Steiner, M.; Shahin, R.; Kern, M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent. Mater.* 2012, 28, 273–278.

154. Tanuja, B.; Kondareddy, K.M.; Ramesh, A.; Rajesh, N.; Prakash, R. Efficacy of Bovine Hydroxyapatite and Collagen Along with Platelet-Rich Fibrin as a Scaffold and Human Chorion as a Membrane for Ridge Preservation: A Case-Control Study. *Cureus* 2022, 14, e21362. [Google Scholar]

155. Toth, J.M.; Wang, M.; Estes, B.T.; Scifert, J.L.; Seim, H.B., III; Turner, A.S. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006, 27, 324–334.

156. Turri, A.; Elgali, I.; Vazirisani, F.; Johansson, A.; Emanuelsson, L.; Dahlin, C.; Thomsen, P.; Omar, O. Guided bone regeneration is promoted by the molecular events in the membrane compartment. *Biomaterials* 2016, 84, 167–183.

157. Ulery, B.D.; Nair, L.S.; Laurencin, C.T. Biomedical applications of biodegradable polymers. *J. Polym. Sci. Part B Polym. Phys.* 2011, 49, 832–864.

158. Van Steenberghe, D.; Johansson, C.; Quirynen, M.; Molly, L.; Albrektsson, T.; Naert, I. Bone augmentation by means of a stiff occlusive titanium barrier. *Clin. Oral Implant. Res.* 2003, 14, 63–71.

159. Vaquette C, Mitchell J, Ivanovski S. Recent advances in vertical alveolar bone augmentation using additive manufacturing technologies. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021;9:798393.

160. Vroom, M.; Gründemann, L. Nietresorbeerbare membranen. *Tandartspraktijk* 2014, 35, 8–13.

161. Wang, H.L.; Boyapati, L. “PASS” principles for predictable bone regeneration. *Implant Dent.* 2006, 15, 8–17.

162. Wang, J.; Wang, L.; Zhou, Z.; Lai, H.; Xu, P.; Liao, L.; Wei, J. Biodegradable Polymer Membranes Applied in Guided Bone/Tissue Regeneration: A Review. *Polymers* 2016, 8, 115.

163. Windisch P, Orban K, Salvi GE, Sculean A, Molnar B. Vertical-guided bone regeneration with a titanium-reinforced d-PTFE membrane utilizing a novel split-thickness flap design: a prospective case series. *Clin Oral Investig.* 2021;25(5):2969–80.
164. Xie, Y.; Li, S.; Zhang, T.; Wang, C.; Cai, X. Titanium mesh for bone augmentation in oral implantology: Current application and progress. *Int. J. Oral Sci.* 2020, 12, 37.
165. Xie, Y.; Li, S.; Zhang, T.; Wang, C.; Cai, X. Titanium mesh for bone augmentation in oral implantology: Current application and progress. *Int. J. Oral Sci.* 2020, 12, 37.
166. Xue, J.; He, M.; Liang, Y.; Crawford, A.; Coates, P.; Chen, D.; Shi, R.; Zhang, L. Fabrication and evaluation of electrospun PCL–gelatin micro-/nanofiber membranes for anti-infective GTR implants. *J. Mater. Chem. B* 2014, 2, 6867–6877.
167. Zhang T, Zhang T, Cai X. The application of a newly designed L-shaped titanium mesh for GBR with simultaneous implant placement in the esthetic zone: a retrospective case series study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(5):862–72.
168. Zhang, L.; Dong, Y.; Zhang, N.; Shi, J.; Zhang, X.; Qi, C.; Midgley, A.C.; Wang, S. Potentials of sandwich-like chitosan/polycaprolactone/gelatin scaffolds for guided tissue regeneration membrane. *Mater. Sci. Eng. C* 2020, 109, 110618.
169. Абакаров С.И., Алимовский А.В., Антоник М.М. и др. Ортопедическая стоматология: национальное руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016. – 824 с.
170. Андрианова А.В. Клинико-инструментальные критерии экспертной оценки тяжести вреда здоровью при травмах орбиты. Дисс. ...канд. мед. наук: 14.01.07:14.03.05/Андрианова Анна Владимировна – М., 2016.- 148с.
171. Антонова И. Н., Калакуцкий Н. В., Веселова К. А., Калакуцкий И. Н, Громова Н. В. Характеристика протетических материалов для протезов лица (обзор), *Институт стоматологии*, №1, 2019 С. 94-97

172. Апресян С.В., Степанов А.Г. Цифровое планирование в хирургической стоматологии. // Практическое пособие / Москва, 2021.

173. Арутюнов С.Д., Поляков Д.И., Муслов С.А. и др. Исследование качества жизни с помощью специфического опросника QL RAER пациентов после протетической реконструкции ушной раковины // Клиническая стоматология. – 2021. – Т. 97. – № 1. – С. 160–164.

174. Арутюнов С.Д., Поляков Д.И., Степанов А.Г. и др. Цифровое исследование качества жизни пациентов с временным эпитезом ушной раковины на период остеоинтеграции краниальных имплантатов // Современная стоматология. – 2020. – № 4. – С. 76–82.

175. Асташина Н.Б. Комплексное лечение и реабилитация пациентов с приобретенными дефектами челюстей. Экспериментально-клиническое исследование: Диссертация ... д.м.н. - Пермь, - 2009. - 272 с.

176. Бионический протез уха: Пат. 2729723 РФ. МПК А61F 2/18 / Арутюнов С. Д., Степанов А. Г., Арутюнов А. С., Асташина Н. Б., Южаков А. А., Еловигов А. М.; заявл. 18.10.2019; опуб. 11.08.2020, Бюл. № 23. – 9 с.

177. Болотин М. В., Стратегия выбора метода реконструкции при комбинированных дефектах средней зоны лица у пациентов со злокачественными опухолями, дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук., Москва, 2022

178. Боровиков А.М., Грищенко С.В. Аутоотрансплантация жировой ткани липофилинг. // Экспериментальная и клиническая дерматокосметология. - М., 2011. - № 6. - с. 17-31.

179. Василенко, И. П. Реконструктивная хирургия околоносовых пазух при травматических повреждениях: дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.03 / И. П. Василенко. Москва, 2013. 345 с

180. Вербо Е. В., Неробеев А. И., Реконструкция лица реваскуляризованными аутоотрансплантатами, Медицина, 2008.

181. Веселова К. А., Антонова И. Н., Громова Н. В. Замещение тотального дефекта носа с помощью экзопротеза. Два клинических случая, Стоматология №4, Т. 100, 2021, С. 98-103

182. Волкова Т.И. Оценка состояния мягких тканей, окружающих имплантаты, у больных после протезирования // Профилактика основных стоматологических заболеваний: тезисы Всероссийской конференции. – М., 2003. – С. 31–32.

183. Воробьев А.А., Михальченко В.Ф., Порошин А.В., Саргсян К.А., Методика изучения процесса остеогенеза в эксперименте // Современные наукоемкие технологии. – 2011. – № 1. – С. 104–105.

184. Врожденные пороки развития челюстно-лицевой области у детей, учебное пособие под ред. Топольницкого О. З., Гургенадзе А. П., М., Гэотар-Медиа, 2020

185. Выклюк М. В., Сангаева Л. М., Серова Н. С., Буланова Т. В. Лучевая диагностика травм глаза и структур орбиты // Вестник рентгенологии и радиологии. - М., 2007. - №2. - с. 60-64.

186. Гаврилова Д.В., Северинова С.К., Лавровская О.М. Применение цифровых технологий в стоматологии. //В сборнике: Многополярный мир от науки к практической реализации: состояние и перспективы развития. Сборник научных статей по итогам международной межвузовской научно-практической конференции. Санкт-Петербург, 2023. С. 38-43.

187. Гажва С.И., Тетерин А.И., Кушиева А.О. Использование цифровых технологий в ортопедической стоматологии. // Dental Forum. 2020. № 4 (79). С. 12-13.

188. Гажва, С. И. Временное протезирование на этапе остеоинтеграции дентальных имплантатов / С. И. Гажва, А. И. Тетерин, Ж. С. Просвиркина // Dental Forum. – 2020. – № 4(79). – С. 13-14.

189. Гайтер О. С., Митин Н. Е., Олейников А. А., Маничкина А. Р., Сердцева М. С. 2019. Исследование эффективности жевания у больных с

обширными приобретенными дефектами верхней челюсти после резекций опухолей носоглоточной зоны и различных сроков ортопедической реабилитации. Журнал Стоматология. Москва. 98 (4): 80–83. doi: 10.17116/stomat 20199804180

190. Герлоне Э.Ф.; Феррини Ф.; Креспи Р.; Гастальди Г.; Каппаре П. Цифровые оттиски для изготовления окончательных реставраций "все на четырех". Имплантат Дент. 2015, 24, 125-129

191. Гилева О.С., Либик Т.В., Халилаева Е.В. и др. Стоматологическое здоровье в критериях качества жизни // Медицинский вестник Башкортостана. – 2011. – № 3. – С. 6–11.

192. Гребнев Г. А., Багненко А. С., Москвин Г. В., Аддитивные технологии в персонализированной стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, Клиническая медицина, №2, 2019, С. 20-24

193. Грищенко С.В. Эффективные способы коррекции посттравматической ретракции нижнего века // Стоматология. - М., 2011. - Т.90, №5. - с. 3641.

194. Гуревич К., Барер Г., Фабрикант Е. и др. Качество жизни – новое гуманистическое направление в медицине // Cathedra – кафедра. – 2006. – № 2. – С. 62–65.

195. Давыдов М.И., Ганцев Ш.Х. Онкология. Учебник. М., Гэотар-Медиа. 2019, С. 30-89.

196. Давыдова М.М., Плахтий Л.Я., Царев В.Н. Микробиология, вирусология и иммунология полости рта. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. – С. 223–272.

197. Демикова Н. С., Лапина А. С., Подольная М. А., Кобринский Б. А., Динамика частоты врожденных пороков развития в РФ (по данным федеральной базы мониторинга ВПР за 2006-2012 гг.), Российский вестник перинатологии и педиатрии, №2, 2015, С.72-77

198. Жевательная эффективность у пациентов с обширными приобретенными дефектами верхней челюсти после ортопедической реабилитации, Гуйтер О.С., Митин Н.Е., Олейников А.А., Маничкина А.Р., Сердцева М.С., Стоматология №4, 2019

199. Жидовинов А. В., Михальченко Д. В. Ретроспективный анализ статистических данных заболеваемости злокачественными новообразованиями челюстно-лицевой локализации // Современные проблемы науки и образования. – 2016. – № 6.

200. Зюлькина Л.А., Зюлькина Г.Г., Емелин И.С., Шабанова Н.В. Новые методы лечения хронического генерализованного катарального гингивита. // Теоретические и прикладные аспекты современной науки. 2015. №7-6. с. 27-29

201. Иванов С.Ю., Гажва Ю.В., Мураев А.А., Бонарцев А.П. Использование мембранной техники для направленной регенерации костной ткани при хирургических стоматологических вмешательствах // Современные проблемы науки и образования. – 2012. – № 3

202. Иванова К. А., Клинико-экспериментальное обоснование эффективности применения модифицированного дезинфицирующего раствора для съемных пластиночных протезов, дисс. на соиск.уч. ст.канд. мед. наук, Воронеж, 2020

203. Илюнина О.О., Корецкая Е.А., Герасимова Т.В., Бахтурин Н.А. Направленная костная регенерация. Резорбируемые и нерезорбируемые мембраны. // Современные тенденции развития науки и технологий. 2016. № 4-3. С. 13-16.

204. Ипполитов В.П., Рабухина Н.А., Колескина С.С. Сравнительная клинико-рентгенологическая оценка методов остеосинтеза при лечении больных с посттравматическими дефектами и деформациями костей верхней и средней зон лица // Стоматология. 2003; 1: 23-26.

205. Исамутдинова Г.М. Хирургическое лечение послеожоговых рубцовых деформаций и дефектов ушных раковин: дис. ... канд. мед. наук. – М., 2011. – 133 с.

206. Йоффе Е. // Зубоврачебные заметки. –2004. – Вып. 54.

207. Кадыров М. Х., Борисов А. А., Кадыров М.М., Сальников А. Н., Кадырова С. М., Ортопедическая реабилитация больных со сложносоставными дефектами средней зоны лица, Актуальные проблемы медицины, 2022, Т. 45, №3

208. Каламкаров Х.А. Ортопедическое лечение с применением металлокерамических протезов. – М., 2003. – 175 с

209. Каприн А.Д., Поляков А.П., Ратушный М.В., Маторин О.В., Филюшин М.М., Васильев В.Н., Ребрикова И.В., Сугаипов А.Л. Клиническое наблюдение одномоментного устранения сквозного комбинированного орофациального 380 дефекта с использованием двух микрохирургических аутоотрансплантатов. // Опухоли головы и шеи, 2015; №2. С. 45-54.

210. Каприн А.Д., Старинский В.В., Петрова Г.В. Злокачественные новообразования в России в 2016 году. М., 2018. – 250 с

211. Карасева В.В. 2018. Опыт изготовления пустотелого полного съемного акрилового протеза пациента с послеоперационным дефектом верхней челюсти. Вятский медицинский вестник. 4 (60): 79–84.

212. Карасева В.В. 2020. Поэтапная ортопедическая реабилитация пациентки с приобретенным дефектом верхней челюсти. Материалы международного конгресса «Стоматология большого Урала». Издательский дом «Тираж». Екатеринбург. С. 66–68.

213. Кобылкина Т.Л., Перикова М.Г., Еникеев А.М., Гатило И.А. Клинический случай периимплантита после ортодонтического лечения. // Справочник врача общей практики. 2022. № 11. С. 33-43.

214. Кобылкина Т.Л., Перикова М.Г., Еникеев А.М., Гатило И.А. Клинический случай периимплантита после ортодонтического лечения. // Справочник врача общей практики. 2022. № 11. С. 33-43.

215. Куртыкин Д.В., Зубкова А.А. Цифровые технологии в ортопедической стоматологии. // В сборнике: Современные проблемы науки и образования. Материалы XI Международной студенческой научной конференции. 2019. С. 58.

216. Лесных Н.И. 2003. Ортопедическая реабилитация больных с послеоперационными дефектами органов челюстно-лицевой области. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук. ВГМУ имени Н.Н. Бурденко. 34 с.

217. Лицевые протезы для закрытия послеоперационных дефектов мягких тканей лица у онкологических больных, Кулаков А. А., Чучков В. М., Матякин Е. Г., Подвязников С. О., Мудунов А. М., Романов И. С., Чучков М. В., Опухоли головы и шеи, №3, 2011, С. 21-25

218. Луцевич Е.Э., Альхумиди К. Современные аспекты диагностики и лечения переломов орбиты // Вестник офтальмологии. 2013; 129 (6): 89-95.

219. Луцевич Е.Э., Подгорная Н.Н., Тихомирова Т.В., Альхумиди К. Возможности физиотерапевтического лечения при травматических повреждениях орбиты // Вестник офтальмологии. 2013; 129 (4): 37-43.

220. Луцкая И. К., Обоснование выбора оптических устройств в стоматологии / И. К. Луцкая, О. А. Лопатин // Медицинские новости. – 2012. - № 8. – С. 62-65

221. Малышев В. А., Кабаков Б. Д. Переломы челюстей /. Санкт-Петербург: Спец Лит, 2005. 224 с

222. Маркеева М.В., Николенко В.Н., Алешкина О.Ю., Мареев О.В. Применение краниометрических данных решетчатой кости, полученных с помощью компьютерной краниометрии, в клинической практике врача оториноларинголога // REJR. 2017; 7 (4): 9-14.

223. Медведев Ю.А., Николенко В.Н., Волкова В.А., Петрук П.С. Анатомотопометрические показатели нижней стенки глазницы в травматологии

скулоглазничного комплекса // Российский стоматологический журнал. 2015; 19 (4): 9-12

224. Медведев, Ю. А. Сочетанные травмы средней зоны лицевого скелета. Статистика. Анатомо-клиническая классификация / Ю. А. Медведев // Клинич. стоматология. 2012. № 6. С. 12–19.

225. Метелев И.А., Шевченко Д.П., Онтобоев А.А. Возможности 3d технологий в хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. // В сборнике: актуальные вопросы современной хирургии. сборник научно-практических работ, посвященный 70-летию заведующего кафедрой общей хирургии им. проф. М. И. Гульмана КрасГМУ им. проф. В. Ф. Войно-Ясенецкого заслуженного деятеля науки РФ, заслуженного врача России, академика РАЕН, профессора, доктора медицинских наук Юрия Семеновича Винника. 2018. С. 384-388.

226. Методика определения жевательной эффективности с применением оригинальной компьютерной программы на основе методов анализа многомерных данных, Митин Н. Е., Васильева Т. А., Васильев Е. В., Российский медико-биологический вестник имени академика И. П. Павлова, №1, 2016, С. 129-134

227. Минайчева Л. И. Генетико - эпидемиологическое исследование врожденных пороков развития в сибирских популяциях: мониторинг, медико-генетическое консультирование, диспансеризация, дисс. на соиск. уч. ст. д.м.н., Томск, 2014

228. Назарян Д. Н., Персонализированный подход к устранению дефектов челюстно-лицевой области с применением свободных реваскуляризированных костных аутооттрансплантатов, дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук, Москва, 2020

229. Назоев К.В. Передний большеберцовый надкостнично-кортикальный аутооттрансплантат в реконструктивной хирургии конечностей. Автореф. канд. дисс. М., 2011.

230. Неробеев А.И., Кулаков А.А., Буцан С.Б., Перфильев С. А., Сомова М. М., Тамаров А.Н., Гилева К.С.: Важные аспекты микрохирургической реконструкции средней зоны лица у онкологических больных // Международный онкологический научно-образовательный форум «Онкохирургия-2010», М.,2010,-с.172-173

231. Неробеев А.И., Перфильев С.А., Буцан С.Б., Сомова М.М.: Важные аспекты микрохирургической реконструкции средней зоны лица // Анналы пластической, реконструктивной и эстетической хирургии – 2008. С.37-41

232. Николаенко В.П., Астахов Ю.С. Орбитальные переломы: руководство для врачей. Спб.: Эко-Вектор, 2012. 436с.

233. Николаенко С. А., Зубарев А. И., Шапиро Л. А., Бит М., Федоров Ю. В., Протетическая реабилитация пациентов с приобретенными челюстно-лицевыми дефектами адгезивно-фиксированными эпитезами, Клиническая стоматология, 2016, №4

234. Николаенко С. А., Халапян А. А., Ильченко О. А., Шапиро Л. А., Производство и применение универсальной системы фиксации эпитезов при реабилитации пациентов с дефектами лица, Стоматология, 2022, Т. 101, №2, С. 36-41

235. Николаенко С.А., Халапян А.А., Шапиро Л.А. Сравнительная оценка эффективности реабилитации больных с тканевыми дефектами челюстно-лицевой области при применении эпитезов на магнитной и клеевой фиксации. — Клиническая стоматология. — 2023; 26 (1): 138—146. DOI: 10.37988/1811-153X_2023_1_138

236. Омурзакова, А.Т. Анатомия лицевой артерии и возможности ультразвуковой доплерографии в оценке ее параметров (краткий обзор литературы)/ А.Т. Омурзакова, В.А. Изранов // Вестник новых медицинских технологий. Электронное периодическое издание. – 2020. - №5. – С. 25 – 30.

237. Ортопедическая стоматология: учебник / под ред. Э. С. Каливрадзияна, И. Ю. Лебеденко, Е. А. Брагина, И. П. Рыжовой. – 2-е изд., перераб. и доп. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2018. – 800 с.

238. Ортопедическое лечение дефектов и деформаций челюстно-лицевой области: учебное пособие / С.И. Абакаров, К.С. Аджиев, А.С. Баландина, И.А. Шпаковская, А.К., С.С. Абакарова, И.В. Крутер; ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования». – М.: ФГБОУ ДПО РМАНПО, 2017. – 184 с. ISBN 978-5-7249-2809-0

239. Поляков Д.И., Муслев С.А., Степанов А.Г. и др. Механические свойства тканей уха и биосовместимых силиконов для протезирования ушной раковины // «Физико-химическая биология»: Материалы VIII международной научной интернет-конференции. – Ставрополь, 2020. – С. 135–141.

240. Ретинский Б. В., Кудряшов А. Е.; Современные компьютерные технологии в ортопедической стоматологии, Международный научный журнал «Символ науки», №8, 2016, С. 191-195

241. Современные методы оценки жевательной эффективности на этапах ортопедического лечения (обзор литературы), Митин Н. Е., Васильева Т. А., Гришин М. И., Вестник новых медицинских технологий, 2015, №4, электронный журнал

242. Степанов А.Г., Апресян С.В. Цифровые технологии в хирургической стоматологии. // Москва, 2021.

243. Стучилов В.А., Никитин А.А., Рябов А.Ю. Комплексная диагностика и лечение больных с переломами орбиты // Российская ринология. 2005; 2: 158.

244. Стучилов В.А., Никитин А.А., Рябов А.Ю. Особенности клинических проявлений и устранения дефектов стенок глазницы, гипопнофтальма при «взрывных» переломах глазницы с использованием эндоскопического метода // Клиническая стоматология. 2006; 3: 60-64.

245. Судебно-медицинская экспертиза переломов костей средней зоны лица: пособие / С89 Л. Н. Гришенкова [и др.]. – Минск: БГМУ, 2018. – 98 с. ISBN 978-985-21-0040-3.)

246. Сулемова Р.Х. Сравнительная характеристика динамики микробной колонизации съемных зубных протезов с базисами из полиуретана и акриловых пластмасс: дис. ... канд. мед. наук. Москва, 2008. 126 с.

247. Сысолятин, П. Г. Переломы костей лицевого черепа / П. Г. Сысолятин // Хирургическая стоматология и челюстно-лицевая хирургия: нац. руководство / под ред. А. А. Кулакова, Т. Г. Робустовой, А. И. Неробеева. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2010. Гл. 21. С. 696–722

248. Талларико М.; Церузо Ф.М.; Муззи Л.; Мелони С.М.; Ким Ю.-Дж.; Гаргари М.; Мартинолли М. Влияние одновременной немедленной установки имплантата и направленной реконструкции кости с использованием ультратонких титановых сетчатых мембран на рентгенографические и клинические параметры после 18 месяцев нагрузки. Материалы 2019, 12, 1710

249. Тесевич, Л. И. Пластическое возмещение дефектов и деформаций челюстно-лицевой области свободной пересадкой тканей: учебно-методическое пособие / Л. И. Тесевич, В.В. Барьяш. - Минск: БГМУ, 2010. - 61 с.

250. Токаревич И.В., Наумович Ю.Я., Богуш А.Л. Методика определения жевательной эффективности с применением разработанной жевательной пробы // Военная медицина. 2011. № 2. С. 106–109.

251. Травматизм челюстно-лицевой области (опыт 50-летнего наблюдения) / И. С. Копецкий [и др.] // Вестн. Рос. гос. мед. ун-та. 2010. № 2. С. 31–34.

252. Травмы мягких тканей и костей лица: руководство для врачей / под ред. А. Г. Шаргородского. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2004. 384 с.

253. Травмы челюстно-лицевой области / Н. М. Александров [и др.]. Москва: Медицина, 1986. 448 с.

254. Устройство для изготовления бионического протеза уха: Пат. 2724391 РФ. МПК А61F 2/50 / Арутюнов С. Д., Степанов А. Г., Арутюнов А. С., Асташина Н. Б., Кузнецов Н. А.; заявл. 17.01.2020; опуб. 23.06.2020, Бюл. № 18. – 7 с.

255. Устройство для изготовления протеза ушной раковины: Пат. 2701749 РФ. МПК А61F 2/00 / Арутюнов С. Д., Степанов А. Г., Арутюнов А. С., Поляков Д. И., Гусев М. Н., Асташина Н. Б.; заявл. 05.02.2019; опуб. 01.10.2019, Бюл. № 28. – 9 с.

256. Уход за ортопедическими конструкциями, Донченко А. С., Научное обозрение, медицинские науки, 2017, №4, С. 12-15

257. Халапян А. А., Экономические аспекты реабилитации пациентов с челюстно-лицевыми дефектами при помощи эпитезов (эктопротезов), Лечащий врач, Т. 25, №4, 2022

258. Харазян А.Э., Арутюнов А.С., Лебеденко И.Ю. и др. Эстетическое формирование лицевого протеза при дефектах средней зоны лица // Институт стоматологии. – 2008. – № 3. – С. 40–43.

259. Хирургическая стоматология и челюстно-лицевая хирургия: нац. руководство / под ред. А. А. Кулакова, Т. Г. Робустовой, А. И. Неробеева. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2010. Гл. 21. С. 696–722

260. Хитров Ф.М. Пластическое замещение дефектов лица и шеи филатовским стеблем. М.: Медгиз, 1954. 248с. 116.Хитров Ф.М. Атлас пластической хирургии лица и шеи. М.: Медицина, 1984. 203 с.

261. Царев В.Н., Абакаров С.И., Умарова С.Э. Динамика колонизации микробной флоры полости рта различных материалов, используемых для зубного протезирования // Стоматология. – 2000. – № 1. – С. 55–57.

262. Царев В.Н., Ипполитов Е.В., Трефилов А.Г. и др. Особенности адгезии анаэробных пародонтопатогенных бактерий и грибов *Candida albicans* к экспериментальным образцам базисной стоматологической пластмассы в

зависимости от шероховатости поверхности и способа полировки // Журнал микробиологии, эпидемиологии и иммунобиологии. – 2014. – № 6. – С. 21–27.

263. Цифровое исследование качества жизни пациентов с временным эпитезом ушной раковины на период остеоинтеграции краниальных имплантатов, Арутюнов С. Д., Поляков Д. И., Степанов А. Г., Муслов С. А., Современная стоматология, №4,2020

264. Чкадуа Т.З. Реабилитация пациентов с дефектами и деформациями ушных раковин: дис. ... д-р. мед. наук. – М., 2011. – 228 с.

265. Чкадуа Т.З., Абрамян С.В., Сухарский И.И. и др. Эктопротезирование ушной раковины с опорой на внутрикостные имплантаты у пациентов с микротией III степени // Стоматология. – 2017. – № 4. – С. 32–35.

266. Шанидзе З.Л., Муслов С.А., Арутюнов А.С., Асташина Н.Б., Арутюнов С.Д. 2020. Биомеханический подход к стоматологическому ортопедическому лечению пациентов с послеоперационным дефектом верхней челюсти, Актуальные проблемы медицины. 2022. Т. 45, № 3 (291–301)

267. Шаргородский, А. Г. Повреждения мягких тканей и костей лица / А. Г. Шаргородский, Н. М. Стефанцов. Москва: ВУНМЦ, 2000. 240 с

268. Шашок Ж.С., Касперович А.В. Технология эластомеров. – Минск: БГТУ, 2009. – 112 с.

269. Широков И.Ю.. Экспериментальное обоснование применения временных несъемных зубных протезов при дентальной имплантации : диссертация ... кандидата медицинских наук : 14.00.21 / Широков Иван Юрьевич; [Место защиты: ГОУВПО "Московский государственный медико-стоматологический университет"].- Москва, 2013.- 86 с.: ил.

270. Шмидт А.; Клюссман Л.; Вестман Б.; Шленц М.А. Точность цифровых и обычных оттисков полной дуги у пациентов: обновление. J. Clin. Med. 2020, 9, 688