

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

На правах рукописи

Копылов Максим Валерьевич

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ
ПРИМЕНЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ТИТАНОВЫХ МЕМБРАН ПРИ
НЕПОСРЕДСТВЕННОЙ ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ
ПАЦИЕНТОВ С ОТСУТСТВИЕМ ЗУБОВ**

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.....	16
1.1. Направленная костная регенерация в хирургической стоматологии	21
1.2. Способы временного протезирования в период остеоинтеграции дентальных имплантатов пациентов с полным отсутствием зубов	30
1.3. Цифровые технологии в хирургической стоматологии	36
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	45
2.1 Материал и методы теоретических исследований.....	48
2.1.1. Разработка конструкции индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.....	48
2.1.1. Материал и методы математического моделирования.....	52
2.2 Материал и методы лабораторно-экспериментального исследования.....	55
2.3 Материал и методы клинического исследования	57
2.4. Методы оценки качества жизни пациентов.....	64
2.5 Материал и методы клинико-лабораторного исследования	66
2.6. Статистические методы исследования.....	68
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ	70
3.1 Результаты лабораторно-экспериментального исследования	70
3.2 Результаты математического моделирования.	72
3.2.1 Результаты исследования напряженно-деформированного состояния в конструкции индивидуальной титановой сетки	72
3.2.2 Результаты исследования напряженно-деформированного состояния в конструкции индивидуальной титановой сетке с фиксированным временным зубным протезом.	78
3.2.3 Результаты исследования напряженно-деформированного состояния конструкции «индивидуальная титановая сетка - зубной протез - нижняя челюсть»	88
3.3 Результаты разработки технология направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования пациентов с полным отсутствием зубов и неблагоприятными клиническими условиями для дентальной имплантации	100

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО И КЛИНИКО- ЛАБОРАТОРНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ	117
4.1. Результаты оценки индекса заживления ран (ЕНИ)	117
4.2. Результаты оценки гигиенического состояния временных коронок.	120
4.3. Результаты морфометрического анализа кости	123
4.4. Результаты рентгенологического исследования	126
4.5. Результаты оценки коэффициента стабильности имплантата (КСИ).....	129
4.6. Результаты оценки качества жизни пациентов исследуемой группы	130
4.7. Результаты клинико-лабораторного исследования	135
4.8. Клинический пример.....	139
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	163
ВЫВОДЫ	176
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	178
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	179
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	180

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Приоритетным направлением современной стоматологии является дентальная имплантация с одномоментным временным протезированием (Музыкин М. И., 2022г., Иванов С. Ю., 2023г., Панин А. М., 2024г.). Однако, стоит отметить, что не всегда данная процедура возможна. По данным литературы, в 60-90% случаев комплексной стоматологической ортопедической реабилитации пациентов с отсутствием зубов, требуется реконструкция костной ткани (Амхадова М. А., 2005г., Ф. Кури, 2013г., Попов Н. В., 2018г., Ломакин М. В., 2022г., Яременко А. И., 2023г., Мураев А. А., Иванов С. Ю., 2024г.).

Именно в таких случаях непосредственное временное несъемное протезирование с опорой на неинтегрированный имплантат сопровождается большими рисками, а съемное временное протезирование негативно влияет на репаративный остеогенез трансплантата (Базикян Э. А., 2008г., S. Raikar, 2017г., Кулаков А. А., 2018г.). Из средств для направленной костной регенерации, по мнению ряда специалистов, наиболее предсказуемыми представляются нерезорбируемые мембраны, в частности, титановые сетки (Мецуку И., 2017г., Мураев А. А. 2017г.). Работа со стандартными титановыми сетками, требует особых навыков и времени для их адаптации к тканям протезного ложа в процессе операции. Изготовление индивидуальных титановых мембран, частично решает обозначенную проблему, однако, вопрос временного протезирования включенного дефекта, особенно в эстетически значимой зоне, в период направленной регенерации и остеоинтеграции дентальных имплантатов остается открытым (Степанов А. Г., 2022г., Мураев А. А., 2024г.).

Современные цифровые аддитивные технологии позволяют изготавливать конструкции зубных протезов сложной геометрии с высокой точностью (Арапова И. А., 2017г., Апресян С. В., Степанов А. Г. 2020г., 2023г., 2024г.).

В настоящее время в практике стоматологов уже применяется предварительное виртуальное планирование операции и его использование в изготовлении шаблонов для правильного позиционирования имплантатов, в том числе и на костных (Апресян С. В., Степанов А.Г., 2021г.). Данные технологии позволяют максимально точно проводить манипуляции и изготавливать зубные протезы на этапе планирования, сократить время вмешательства и облегчить послеоперационный период (Ackland DC, 2017г., Цициашвили А. М., 2023г.).

Но по сей день нет технологии, позволяющей восстановить утраченный объем костной ткани с применением аддитивных технологий и протезировать пациента с полным отсутствием зубов временными протезами в области проведенной операции по увеличению объема кости с одномоментной дентальной имплантацией, что и определило цель представленного исследования.

Цель исследования – повышение эффективности дентальной имплантации у пациентов с полным отсутствием зубов и атрофией альвеолярной кости, путем применения индивидуальных титановых сеток для направленной костной регенерации, изготовленных методом объемной печати.

Задачи исследования

1. Разработать конструкцию индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов для применения у пациентов с полным отсутствием зубов на период остеоинтеграции дентальных имплантатов.

2. Обосновать в математическом эксперименте методом конечных элементов конструктивные особенности разработанной конструкции индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов для временной ортопедической реабилитации.

3. Разработать технологию моделирования и компьютерного производства индивидуальной титановой мембраны для направленной костной регенерации с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов, включающий клинический протокол операции дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с полным отсутствием зубов и атрофией альвеолярной кости.

4. Провести клиническую апробацию и оценить эффективность применения предложенного протокола операции дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с полным отсутствием зубов, используя современные цифровые технологии планирования, моделирования и производства.

5. Провести гистоморфометрический анализ костной ткани, образованной при применении разработанной конструкции индивидуальной титановой мембраны для направленной костной регенерации с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.

6. Оценить качество жизни пациентов с полным отсутствием зубов до и на этапах комплексной ортопедической реабилитации, проведенной по приложенному способу замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов.

Научная новизна исследования

Разработан клинический протокол операции дентальной имплантации, включающий одномоментную направленную костную регенерацию и временное зубное протезирование для пациентов с полной адентией и атрофией альвеолярной кости. Результаты работы защищены патентом Российской Федерации № 2793523 от 04.04.2023г.

Впервые в математическом эксперименте методом конечных элементов обоснованы конструкционные особенности разработанной конструкции

индивидуальной титановой мембраны для направленной костной регенерации с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов для временной ортопедической реабилитации.

Впервые созданы персонифицированные конечно-элементные модели, составляющие челюстной сегмент и разработанную конструкцию для направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования пациента в период репаративного остеогенеза.

Впервые получены количественные данные прироста костной ткани по высоте и ширине верхней челюсти которые составили 4,3 мм и 4,1 мм соответственно, а нижней челюсти — 3,8 мм и 4,1 мм, после использования индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.

Впервые был проведен гистоморфометрический анализ костной ткани, сформированной при использовании разработанной индивидуальной титановой мембраны для направленной костной регенерации и фиксации временных несъемных зубных протезов. Результаты показали преобладание зрелой, структурированной, васкуляризированной костной ткани. Статистически значимых различий в относительном объеме соединительной и новообразованной костной ткани между биоптатами верхней и нижней челюстей не выявлено.

Впервые проведено исследование по оценке клинической эффективности технологии протезирования пациентов с полным отсутствием зубов с применением разработанных методов компьютерного моделирования и производства индивидуальных титановых сеток с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.

Теоретическая и практическая значимость

Разработана технология компьютерного моделирования и производства индивидуальной титановой сетки, предназначенной для направленной костной регенерации, с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.

Разработан клинический протокол операции дентальной имплантации, включающий одномоментную направленную костную регенерацию и временное зубное протезирование, для пациентов с полной адентией и атрофией альвеолярной кости. Результаты работы защищены патентом Российской Федерации № 2793523 от 04.04.2023г.

Проведены физико-механические испытания конструкционного материала, используемого в технологии аддитивного производства титановых сеток с элементами фиксации временных зубных протезов, позволившие сформулировать рекомендации к их клиническому использованию.

В математическом эксперименте получены новые теоретические данные о напряженно-деформированном состоянии и максимальных суммарных перемещениях, возникающих под действием жевательной нагрузки в челюстном сегменте: нижняя челюсть - титановая сетка - временный мостовидный зубной протез.

Получены новые теоретические данные о гистологическом строении костной ткани, образованной при применении разработанной конструкции индивидуальной титановой мембраны для направленной костной регенерации с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.

Проведена клиническая апробация использования и оценена эффективность применения, предложенного протокола операции дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с полным отсутствием зубов, используя современные цифровые технологии планирования, моделирования и производства.

Получены новые данные о динамике показателей качества жизни, таких как физическое и психофизиологическое здоровье, социальные взаимоотношения и

качество окружающей среды, у пациентов с полной адентией и атрофией слизистой оболочки, которые прошли реабилитацию с использованием предложенного метода замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Разработанная технология компьютерного моделирования и производства индивидуальной титановой сетки позволяет добиться прироста костной ткани по ширине и высоте, при этом обеспечивая временную ортопедическую стоматологическую реабилитацию пациентов с полным отсутствием зубов и неблагоприятными клиническими условиями для дентальной имплантации.

2. Разработанный клинический протокол операции дентальной имплантации, включающий одномоментную направленную костную регенерацию и временное зубное протезирование, значительно повышает качество жизни пациентов с полной адентией и атрофией альвеолярной кости.

Методология и достоверность исследования

Для разработки конструкции индивидуальной титановой мембраны с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов для применения у пациентов с полным отсутствием зубов на период остеоинтеграции дентальных имплантатов, был проведен анализ 546 научных источников из электронных библиотек PubMed, Scopus, eLibery и с сайта Роспатента за период с 2017 по 2022 год.

Для определения оптимальных параметров индивидуальной титановой сетки, количества и расположения внутрикостных фиксирующих опорных элементов, допустимой жевательной нагрузки на временный несъемный зубной протез, был проведен математический эксперимент методом конечных элементов.

В работе рассмотрены 5 объектов, составляющих изучаемый сегмент: кортикальная кость, губчатая кость, титановый сплав, стоматологический цемент и фотополимерная пластмасса, применяемая в технологии аддитивного производства временных зубных протезов.

Определение физико-механических свойств конструкционного материала заключалось в изучении предела пластичности по напряжению, предела пластичности по деформациям; предела пластичности по напряжению по допуску 0,2% на величину пластических деформаций (стандартная характеристика материала); предела прочности на растяжение по напряжениям; предел прочности на растяжение по деформациям. Исследование проводили на испытательной машине Zwick Z100 (Германия), работающей с максимальной нагрузкой 100кН, при максимальной скорости движения траверсы 3 мм/сек, с возможностью измерения продольной деформации на базе при температурных испытаниях.

В клинической апробации предложенной технологии протезирования приняли участи 24 пациента в возрасте от 55 до 72 лет с полным отсутствием зубов и атрофией челюстных костей. Всем пациентам проводили операцию по разработанному протоколу. При этом 18 пациентам на нижней челюсти была проведена дентальная имплантация непосредственно в день операции по установке индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования. Всего было установлено 260 дентальных имплантатов: 144 на верхней челюсти и 116 на нижней. Сетки нагружали временными несъемными ортопедическими конструкциями в день операции. Оценка эффективности дентальной имплантации проводилась с помощью магнитно-резонансного анализа в день установки, в период временного, постоянного протезирования и через год после операции.

Морфометрию проводили на гистотопограммах, полученных с использованием программного комплекса ZEN v3.0 (Carl Zeiss, Германия).

Анализ результатов исследования проводился с использованием программного обеспечения STATISTICA 10.0.

Для количественных показателей была проведена визуальная проверка нормальности распределения с помощью графика. Дополнительно был использован критерий Колмогорова-Смирнова с поправкой Лилиефорса для подтверждения результатов.

Для непрерывных величин достоверность различий была определена с использованием одностороннего двухпарного Т-критерия Стьюдента для независимых выборок.

Для категориальных величин достоверность различий была проверена с использованием W-критерия Уилкоксона.

Различия между выборками считались статистически значимыми при доверительной вероятности более 95% ($p < 0,05$).

Внедрение результатов исследования.

Результаты исследования успешно интегрированы в образовательный процесс Медицинского института ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы» и в клиническую практику клинικο-диагностических центров, стоматологических клиник, Центра цифровой стоматологии «МАРТИ» и пародонтологического центра «МаксТрит».

Личное участие автора

Автор провёл анализ 546 научных источников из электронных библиотек PubMed, Scopus, eLibery и с сайта Роспатента за период с 2017 по 2022 год. В результате исследования были выявлены особенности конструкции, технологии и материалы, используемые в аддитивном производстве индивидуальных титановых мембран.

Кроме того, был проведён патентный поиск, и на основе полученных данных была подготовлена заявка на патент на изобретение.

Автор организовал и провёл исследования, направленные на определение физико-механических свойств образцов исследуемого конструкционного материала, используемого в аддитивном производстве индивидуальных титановых мембран.

Была разработана технология моделирования и производства индивидуальных титановых сеток для направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования зубов на этапе остеоинтеграции дентальных имплантатов.

Также был подготовлен материал для проведения математического эксперимента методом конечных элементов.

Автор обследовал и лечил 24 пациента обоих полов с полным отсутствием зубов верхней и нижней челюсти и атрофией альвеолярного отростка верхней челюсти 3 класса по Шредеру и атрофией альвеолярной части нижней челюсти 2 класса по Келлеру. Все пациенты дали информированное добровольное согласие на участие в исследовании.

В ходе исследования проводилась оценка эффективности лечения с использованием индексной оценки гигиенического состояния временных зубных протезов, аппаратных методов оценки жёсткости закрепления дентальных имплантатов, современных рентгенологических методов, а также оценка качества жизни пациентов.

Все виды исследований, систематизация и статистическая обработка клинико-экспериментальных данных были проведены автором самостоятельно. Результаты исследования были использованы для подготовки публикаций по теме диссертации.

Список публикаций по теме диссертации

По материалам исследования опубликовано 6 печатных работ, из них 1 включена в международные базы цитирования WoS и Scopus, 1- в журналах, рекомендованных Перечнями РУДН/ВАК, 2 работы – в иных изданиях, а также получен 1 патент на изобретение.

Публикации в изданиях, включенных в международные базы цитирования WoS и Scopus

1. Решетников А.П., Трезубов В.Н., Розов Р.А., Апресян С.В., Гуревич К.Г., Ураков А.Л., Гаврюшова Л.В., **Копылов М.В.** Особенности трансплантации биоматериалов и имплантации титановых имплантатов при атрофии твердых и мягких тканей челюстей. — Клиническая стоматология. — 2023; 26 (2): 132—142. DOI: 10.37988/1811-153X_2023_2_13.

Публикации в изданиях, рекомендованных Перечнями РУДН/ВАК

2. 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.

3. **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.

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.

Ключевые положения диссертации были представлены и обсуждены на межвузовской конференции «Актуальные вопросы стоматологии», которая состоялась в Российском университете дружбы народов 9 ноября 2023 года.

Также работа была представлена на Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные проблемы стоматологии», посвящённой памяти профессора Исаака Михайловича Оксмана. Конференция прошла в Казани 13 марта 2024 года.

Кроме того, работа была представлена на Ломоносовских чтениях 2024 года, которые состоялись в Московском государственном университете имени М. В. Ломоносова 28 марта 2024 года.

Также работа была представлена на V международной научно-практической конференции молодых учёных-стоматологов «Ученики — учителям», которая прошла в Московском областном научно-исследовательском клиническом институте имени М. Ф. Владимирского в Москве 23 апреля 2024 года.

Работа была рассмотрена и одобрена на совместном заседании кафедры ортопедической стоматологии и института цифровой стоматологии Медицинского института Российского университета дружбы народов имени Патриса Лумумбы.

Работа была апробирована и рекомендована к защите.

Объем и структура диссертации. В диссертационном исследовании представлены следующие разделы: «Введение», «Обзор литературы», «Материалы и методы исследования», две главы с результатами собственных исследований, «Заключение», «Выводы», «Практические рекомендации» и «Список литературы». Обзор литературы включает в себя 360 источников, из которых 191 принадлежит отечественным авторам, а 169 — зарубежным. Диссертация состоит из 224 страниц компьютерного текста. В работе также представлено 18 таблиц, 133 рисунка и фотографии.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Введение

Несмотря на значительные успехи в развитии современной стоматологии до сих пор частичная и полная потеря зубов (ППЗ) не утрачивают своей актуальности, как наиболее часто встречающиеся диагнозы в определенных возрастных группах населения [24, 26, 58, 67, 68, 70, 79, 97, 135, 147]. Отсутствие зубов является важной медико-социальной проблемой, существенно снижающей качество жизни пациентов за счет уменьшения эффективности жевания, нарушения нормального функционирования жевательных мышц и височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), развития заболеваний желудочно-кишечного тракта, а также изменения психологического статуса [24, 26, 28, 58, 59, 75, 152, 182].

Данные эпидемиологических исследований стоматологических заболеваний показывают, что среди различных возрастных групп полное отсутствие зубов по-прежнему составляет значительную долю заболеваний жевательно-речевого аппарата [24, 26, 58, 67, 68, 69]. Так, по данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), в 2022 г. распространенность полной потери зубов среди лиц старше 20 лет в мире составила 7%, а среди лиц старше 60 лет – уже 23% [358]. Исследования, проведенные компанией Nobel Biocare (2018), показали, что на Западе почти 40 миллионов человек страдают от полного отсутствия зубов, причем 44% населения приходится на США и 20% - на Бразилию. В азиатских странах уже 250 миллионов человек нуждаются в восстановлении утраченных зубов, из них 67 % живут в Индии и Китае [360]. В России, по данным Федеральной службы государственной статистики (2021), среди лиц старше 60 лет, более 25 % имеют полную потерю зубов. А с учетом того, что ежегодно происходит увеличение доли населения старше трудоспособного возраста, прогнозируется и рост числа лиц с отсутствием зубов [359]. Так исследования, проведенные Гребневым Г.А. с соавторами (2013) показали, что частота встречаемости полной потери зубов на верхней и нижней

челюстях у лиц пожилого и старческого возраста составила 12,4% и 7,5%; и 9,0% и 6,2% соответственно [35]. В 2015 г. Иорданишвили А.К. с соавторами изучали распространённость полной утраты зубов у разных возрастных групп населения Ленинградской области. Результаты исследования показали, что среди лиц пожилого возраста полная потеря зубов обеих челюстей встречалась в 9,8% случаев, верхней челюсти – в 16,2 % случаев, а нижней челюсти – 11,16%. Для лиц старческого возраста было характерно ухудшение клинической ситуации: полная утрата зубов на обеих челюстях наблюдалась в 19,46% случаев, только на верхней челюсти – 20,77%, только на нижней челюсти -13,46%. [58]. Многие авторы также отмечают варьирование статистических данных в зависимости от региона страны, причем цифры могут достигать 70% [26, 58, 69, 78, 84] и наличия сопутствующей соматической патологии [145].

Важным объектом исследования является нуждаемость населения в протезировании при полной потере зубов, чему уделяли внимание многие авторы [35, 58, 70, 96, 145]. Так, на сегодняшний день по-прежнему распространенным методом протезирования является съёмное [22, 46, 49, 59, 70, 78], основными достоинствами которого являются относительно простое и быстрое изготовление протезов и незначительные временные и материальные затраты [70, 78, 96]. При этом известно, что съёмные протезы при полной потере зубов восстанавливают жевательную эффективность в среднем на 25% [22, 360]. Недостатками съёмного протезирования являются частая неудовлетворительная фиксация, травматизация слизистой оболочки протезного ложа, психологический дискомфорт, связанный с необходимостью извлечения протезов из полости рта, социальная отстраненность пациентов [18, 22, 57, 61, 153, 240]. Исследования различных авторов показывают, что около 26 % пациентов не пользуются уже изготовленными съёмными протезами при полной потере зубов в силу указанных недостатков [57, 61, 141, 154].

На сегодняшний день, как отмечают многие авторы, наиболее прогрессивным, современным и эффективным методом восстановления

утраченных зубов является дентальная имплантация [49, 76, 148, 186, 197, 297, 299]. Протезирование с опорой на дентальные имплантаты позволяет восстановить жевательную эффективность от 50 до 100% в зависимости от выбранной конструкции [360]. Кроме того, наличие в полости рта несъемного протеза, занимающего незначительный объем, существенно повышает качество жизни пациента, его уверенность и социальную адаптацию, улучшает общий эмоциональный фон, способствует восстановлению нормальной жизнедеятельности организма [72, 106, 147, 187].

Однако, несмотря на неоспоримые достоинства ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты, Гажва С.И. с соавторами (2018) отмечают, что протезирование съемными протезами при полной потере зубов встречается существенно чаще, чем протезирование с опорой на дентальные имплантаты (85% к 15%), причем временные конструкции на период остеоинтеграции применялись только у 11% пациентов, принимавших участие в исследовании [146]. По данным Стоматологической ассоциации России (СТАР) в 2021 году имплантаты были установлены не более чем у 5% от числа нуждающихся лиц [358]. Подобная клиническая картина может быть обусловлена финансовой стороной вопроса, временными затратами на ожидание процесса остеоинтеграции, сложностью самой операции, наличием соматической патологии и значительно выраженной убылью костной ткани, особенно у пациентов пожилого и старческого возраста, что может быть причиной отказа от дентальной имплантации [146].

На выраженность атрофии костной ткани как основного фактора, ограничивающего применение дентальной имплантации для стоматологической реабилитации пациентов с полной потерей зубов, обращали в своих исследованиях внимание многие авторы [9, 27, 52, 53, 66, 67, 95, 188]. Как правило, более 50 % пациентов нуждаются в предварительном восстановлении объема костной ткани для установки дентальных имплантатов и последующего протезирования [37, 269]. Известно, что для успешного имплантологического

лечения необходим определенный объем костной ткани как по ширине (не менее 6 мм), так и по высоте [38, 74, 86, 95, 345]. Факторами риска при дентальной имплантации являются толщина кортикальной кости в области шейки имплантата 1 мм и менее, незначительное увеличение объема костной ткани после проведенной аугментации, тип костной ткани D3 и D4 по классификации Misch C. [22, 48, 317, 318].

Однако, идеальные условия для хирургического лечения на практике встречаются нечасто. Сама операция удаления зуба, наличие заболеваний пародонта, воспалительных изменений в периодонте, структура костной ткани, время, прошедшее с момента удаления зубов, приводят к неизбежной атрофии костной ткани в горизонтальном направлении [9, 27, 66, 95, 187, 200] и в меньшей степени – в вертикальном [213, 242, 243]. В работах Tan W.L. с соавторами (2012) показано, что горизонтальная убыль костной ткани спустя 6 месяцев после удаления зуба составила 29%- 63%, а вертикальная – 11-28 % [95]. Михайловский А.А. с соавторами (2015) показали уменьшение кости в горизонтальном направлении на 4 мм, в вертикальном – на 2 мм за полгода после удаления зубов [86]. Схожие результаты получены и другими авторами [73, 76, 87, 89, 94, 288].

Исследования, проведенные Araújo с соавторами (2006), показали, что в первые три месяца после удаления зуба процесс резорбции костной ткани идет довольно быстро и замедляется спустя полгода после удаления зуба [213, 214]. Максимально активная перестройка костной ткани идет в первые две недели после удаления зуба [73, 86, 94, 200]. Уменьшение альвеолярного гребня в ширину до 50 % в течение первого года после удаления зуба показано в работе Schropp с соавторами (2003) [336]. Через три года после удаления зуба отмечается уменьшение объема костной ткани на 40-60% [217, 232, 235]. В последующем отмечается резорбция костной ткани на 0,5-1% в год [94, 95, 232, 240]. При отсутствии жевательной нагрузки или же при пользовании пациентами съемными протезами атрофия костной ткани продолжается [50, 240, 286, 298].

Подобная клиническая картина обуславливает необходимость проведения операций по реконструкции утраченных высоты и объема костной ткани в области дефекта [4, 151, 191, 201, 206, 208, 250]. Причем наибольшую актуальность имеет аугментация костной ткани в боковых отделах челюстей, что связано с более ранней потерей данной группы зубов [95]. Также некоторые авторы отмечают более выраженную утрату объема костной ткани на нижней челюсти в сравнении с верхней [49, 336]. Установка дентальных имплантатов в условиях дефицита костной ткани приводит к развитию таких осложнений в послеоперационном периоде, как периимплантит, и, как следствие, утрата имплантата и всего ортопедического лечения в целом [2, 3, 6, 132, 178, 213]. Кроме того, исследования выживаемости имплантатов после проведенной аугментации костной ткани показывают, что при трехмерных дефектах все еще довольно высок процент осложнений (20-30% случаев) [88].

Интересны исследования по оценке качества жизни пациентов с частичной и полной потерей зубов, пользующихся различными конструкциями протезов с опорой на имплантаты. Результаты исследований, проведенных с помощью опросников OHIP-14 и OHIP-49-RU едины: достоверно доказано повышение качества жизни пациентов после ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты, а также высока удовлетворенность пациентов имеющимися протезами по шкале GRS [22, 56, 57, 60, 62]. Стоматологическая ассоциация России прогнозирует ежегодный прирост количества устанавливаемых имплантатов на 6 % [358].

Таким образом, на сегодняшний день нуждаемость в ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты очевидна. Хирургический этап может быть реализован практически во всех клинических ситуациях, а возможные противопоказания все чаще становятся относительными, что связано с совершенствованием и развитием имплантационных систем и протоколов лечения [9, 23, 214, 244, 269]. Однако проблема восстановления утраченного объема костной ткани при протезировании пациентов с полной потерей зубов с

опорой на дентальные имплантаты, несомненно, является актуальной и сегодня и требует поиска новых методик и решений.

1.1. Направленная костная регенерация в хирургической стоматологии

Для восстановления необходимого объема костной ткани существует три основных группы методов, к которым относятся пересадка костных блоков в область дефекта, направленная костная регенерация и разработанная в 2006 г. методика 3D-реконструкции [7, 20, 41, 49, 59, 75, 80]. Применение костных аутогенных блоков для пластики дефектов верхней и нижней челюстей показано во многих исследованиях [20, 49]. Однако, данный метод отличается высокой травматичностью, выраженным болевым синдромом в послеоперационном периоде, кроме того, возможна резорбция аутогенных блоков, что в конечном итоге снижает эффективность лечения [49, 237, 303, 315]. 3D - пластика костной ткани по Khoufy F. основана на восстановлении вестибулярных и оральных костных стенок блоками аутокости, из которых получают тонкие пластины, и заполнении пространства между ними аутогенной костной стружкой или смесью аутогенного и ксеногенного материала. Достоинством данной методики является восстановление как горизонтального, так и вертикального объема дефекта костной ткани [49, 298, 299].

Методика направленной костной регенерации (НКР) может применяться для восстановления дефектов различной протяженности и конфигурации [7, 10, 23, 91, 99], однако чаще всего данная методика используется для увеличения ширины альвеолярного гребня. Основными принципами НКР являются исключение проникновения эпителия и соединительной ткани в операционную область, создание необходимого пространства для регенерации костной ткани, стабилизация кровяного сгустка и его изоляция от внешнего воздействия, создание условий для ангиогенеза и первичного натяжения для закрытия раны [7, 179, 213]. В основе методики НКР лежит применение костнозамещающих

материалов и барьерных мембран [1, 37, 73]. Высокая эффективность направленной костной регенерации доказана многими авторами [7, 10, 23, 37, 54, 65, 80, 234, 237]. Данная методика способствует восстановлению необходимого объема костной ткани, создает барьер между твердыми и мягкими тканями, тем самым предотвращая прорастание эпителиальных и соединительных тканей в структуру аугментированного костнопластического материала и способствуя формированию нативной кости [125].

Реконструкция и восстановление костной ткани основаны на трех процессах: остеокондукции, остеоиндукции и остеогенезе [49, 298, 299]. Применяемые для НКР остеопластические материалы можно классифицировать в соответствии с данными процессами: остеокондуктивные и остеоиндуктивные. Остеокондукция – это процесс создания матрицы, на которой остеобласты будут синтезировать новую костную ткань. Подобные материалы должны полностью резорбироваться и замещаться аутокостью. Остеогенез обеспечивается применением аутогенных трансплантатов, естественные костные клетки которых синтезируют новую костную ткань. Остеоиндукция обеспечивает стимуляцию остеобластов и клеток мезенхимы, их деление и дифференцировку и, как следствие – образование новой костной ткани [1, 34, 37, 38].

Помимо остеопластического материала важнейшим компонентом методики НКР являются барьерные мембраны, роль которых в настоящее время доказана в исследованиях различных авторов [10, 23, 53, 65, 72, 195, 220, 221]. В экспериментальном исследовании Хафизова Р. Г. с соавторами (2016) была доказана высокая эффективность применения остеопластического материала с барьерными мембранами для закрытия искусственно созданных дефектов челюстных костей собак в сравнении с применением одного только костно замещающего материала без мембраны. Без использования мембран восстановления объема дефекта, особенно в вертикальном направлении, не происходило [176]. Эффективность сочетанного применения остеопластических материалов и барьерных мембран в сравнении с изолированным применением

только мембран или только остеопластических материалов доказана во многих исследованиях [179]. В практике применяют резорбируемые мембраны на основе коллагена и синтетических материалов и нерезорбируемые мембраны на основе титана и полимеров [65, 99]. Мембраны должны обладать хорошей биосовместимостью с тканями полости рта, легко интегрироваться и быть удобными в работе [83, 130, 176]. Применение резорбируемых мембран позволяет проводить операцию одномоментно и не требует последующего извлечения мембраны, что снижает операционную нагрузку на пациента [10, 23, 65, 99, 119]. В качестве материала для изготовления натуральных резорбируемых мембран применяются коллаген и хитозан, а для синтетических – сополимеры алифатических полиэфиров (PLLA мембраны из поли-L-лактида и поли-L-лактида-ко-гликолида) [176]. Коллагеновые резорбируемые мембраны чаще всего применяются при реконструктивных операциях местным костным лоскутом (такие операции, как межкортикальная остеотомия, пластика в технике сэндвич) и костным трансплантатом. Для производства коллагеновых резорбируемых мембран используется свиной, бычий и человеческий коллаген I и III типа (Bio-Gide, Geistlich Pharma, Швейцария; Biomend, Zimmer Dental, США; Cytoplast RTM collagen, Osteogenics Biomedical, США) [83, 91, 227, 304].

Панасюк А.Ф. (2000) предложил изготовление барьерной мембраны в виде пленки из пористого коллагенсодержащего материала [107]. Изготовление мембраны производится из коллагена компактной и губчатой кости. Авторам рекомендовано извлекать мембрану через 3 недели после установки. Известна мембрана в виде пленки из хитозана, предложенная Бристоу Д.Ф. (2012) толщиной от 100 мкм до 0,5 мм, содержащая поры, достаточные для проникновения кислорода и клеток крови человека [106].

В литературе встречается способ изготовления резорбируемой мембраны для НКР в виде пластины из ксеногенного коллагена I типа, насыщенной сульфатированными гликозаминогликанами (сГАГ), в смеси гепарина и хондроитин сульфата 1:3. Недеминерализованный или деминерализованный

коллаген для мембраны, а также хондроитин сульфат выделяются из губчатой кости сельскохозяйственных животных, процесс изготовления мембраны длительный и трудоемкий. Применение ксеногенного материала может вызвать иммунный ответ в виде аллергических реакций пациента, а плотность материала мембраны затрудняет ее адаптацию [104].

Известен также способ изготовления барьерной мембраны для НКР из аутологичной плазмы [127]. Сущность метода заключается в применении методики плазмолифтинга: забор крови пациента в пробирку, центрифугирование в течение пяти минут в определенном режиме, прогревание плазмы в термостате при температуре 95 °С 5 минут, после чего получают гель, помещают его на пищевую алюминиевую фольгу, термостатируют при температуре 180 °С 20 минут. Полученную мембрану отрезают от фольги и остужают. Применение аутологичной плазмы пациента исключает риск развития аллергических реакций, токсичность и канцерогенность. После коагуляции белка получается довольно прочная, эластичная, пористая структура, позволяющая решать задачи НКР. Мембрана обладает остеокондуктивными свойствами и полностью резорбируется через 4-6 месяцев.

Существует разработка гибридных кортикальных коллагенсодержащих мембран с каркасными свойствами, например Lamina (OsteoBiol, Италия). Увлажнение мембраны физиологическим раствором улучшает ее пластичность, обеспечивает легкое редактирование ножницами и адаптацию к дефекту. Срок резорбции таких мембран составляет 8 месяцев [83, 238, 289, 350].

Фиксация коллагеновых мембран осуществляется с помощью специальных пинов и швов [83]. Эти мембраны позволяют в ходе операции задать необходимый размер и форму для регенерируемой кости, являются проницаемыми для рентгеновского излучения, за счет биорезорбции устраняется напряжение в области дефекта [23, 99, 179]. К недостаткам резорбируемых мембран, как отмечают различные авторы, относят возможность иммунного ответа на чужеродный материал, ограниченность применения объемом дефекта,

возможность более быстрого рассасывания мембраны, чем формирования костной ткани и исчезновение барьерной функции [127], а также то, что мембрана сама по себе недостаточно жесткая и не определяет форму будущего регенерата, а служит только барьером [83, 277, 347]. Для предотвращения преждевременной быстрой резорбции мембраны было предложено ввести в ее состав глутаровый альдегид, формальдегид или специальные ферменты [323, 327].

Нерезорбируемые мембраны выполняют одновременно как барьерную функцию, так и являются жестким каркасом для удержания, формирования и защиты регенерата костной ткани [83, 246, 266, 349, 351, 352].

Для изготовления нерезорбируемых мембран используется политетрафторэтилен (ПТФЭ) и титановая сетка или фольга [83]. Мембраны из политетрафторэтилена по своей структуре могут быть пористыми (экспандированными), например мембрана Gore-Tex (США), и плотными [292]. Наличие мелких пор способствует прикреплению клеточных структур и стабильному взаимодействию между тканями, а также ограничивает прорастание эпителиальных клеток внутрь трансплантата. Альтернативу им составляют высокоплотные мембраны ПТФЭ (d-PTFE) с размером пор 0,2 мкм, примером которых является мембрана Cytoplast Regentex GBR-200 (США) [220, 221]. За счет такого малого размера пор практически полностью исключен риск инфицирования зоны хирургического вмешательства, даже при прорезывании мембраны не требуется полное закрытие раневой поверхности мягкими тканями при их дефиците [83].

В литературе известен способ изготовления мембран из полимеров акрилового или винилового ряда, содержащих антисептики и антибиотики (1-10%) с диаметром пор не более 0,22 мкм, предложенный Ивановым С.И. с соавторами (1998) [103].

Мембраны из политетрафторэтилена имеют ряд недостатков, к которым относятся нарушение трофики окружающих тканей вследствие недостаточной

проницаемости мембраны для питательных веществ, а также высокая адгезия к белковым структурам, способная затруднять перенос различных биологических компонентов через мембрану и тем самым способствовать развитию воспалительной реакции [127, 212, 221, 222, 319].

Применение нерезорбируемых титановых мембран для стабилизации костных трансплантатов показало хорошие клинические результаты [83]. Высокая жесткость материала обеспечивает стабильность и сохранение заданной формы, а эластичность предотвращает избыточное давление на слизистую оболочку. Пластичность конструкции позволяет адаптировать контуры мембраны к дефекту любой конфигурации [351, 352].

Главным недостатком нерезорбируемых мембран является необходимость повторной операции по их извлечению при завершении процесса остеоинтеграции, а также возможность механического раздражения слизистой оболочки при неправильной адаптации и ее прорезывание через мягкие ткани [125].

Титановые мембраны могут быть перфорированными (сетки) и неперфорированными. Неперфорированные мембраны практически не применяются, что связано с их неудовлетворительной адаптацией и низкой регенеративной активностью костной ткани [54, 83].

Галиакберовым Н.М. предложен способ изготовления нерезорбируемой мембраны для направленной тканевой регенерации в виде титановой проволочной сетки диаметром 0,02 – 0,2 мм с содержанием титана 80% [125]. Данная мембрана хорошо фиксирует костнопластический материал, обладает свойством адгезии к тканям, что позволяет фиксировать ее без использования пинов. Сетчатая структура способствует формированию сосудистого русла в зоне дефекта, и, что немаловажно, данная мембрана не требует извлечения. Фиксация нерезорбируемых мембран производится открытым доступом через разрез по альвеолярному гребню. В область дефекта помещается замещающий костный материал, производится вырезание необходимого контура и размера

мембраны и укладка поверх костно-пластического материала. Далее фиксируют слизисто-надкостничный лоскут узловыми швами.

Хие Yu с соавторами (2020) предложили применять для НКР титановую перфорированную пластину, которая плотно прилегает к контуру дефекта, повторяя его форму и размеры, но в области планируемого размещения костного материала имеется выпуклость для него. Для фиксации пластины имеются отверстия на ее концах.

Хафизовым Р.Г. с соавторами (2016) предложен способ изготовления остеointегрируемой нерезорбируемой мембраны из никелид-титанового сплава с памятью формы [174]. Никелид титана обладает высокой эластичностью, биосовместимостью и памятью формы. Мембрана представляет собой сетку из никелид-титановой проволоки, сердцевина которой состоит из наноструктур монолитного никелида титана, а поверхностный слой – из оксида титана. Авторы предложили следующую методику клинического применения индивидуальных никелид-титановых сеток: получение аналогового оттиска с участка планируемой операции, изготовление гипсовой модели, воссоздание необходимого объема и формы дефекта с помощью воска, нанесение границ будущей мембраны на модели, гравировка гипсового штампа, дублирование штампа и изготовление огнеупорной модели (штампа и контрштампа), изготовление воскового шаблона по размеру будущей мембраны, вырезание по шаблону никелид-титановой мембраны из заготовки, штамповка мембраны, прогревание в муфельной печи, охлаждение, проверка заданной формы и размера мембраны, стерилизация. Результаты гистологических исследований Хафизова Р.Г. с соавторами (2016) в разные периоды наблюдения за пациентами показали, что уже через 6 месяцев никелид-титановая сетчатая мембрана полностью покрывается новообразованной костной тканью и является полностью биосовместимой [174].

Венедиктовым А.А. с соавторами предложена биологически резорбируемая сетчатая мембрана, содержащая каркас из сплава титана.

Мембрана состоит из леофилизированного ацеллюлярного внеклеточного коллагенового матрикса из слоев подслизистой оболочки тонкий кишки свиньи. За счет наличия титанового армирования мембрана обладает хорошими фиксирующими каркасными свойствами, в то же время легко адаптируется, обладает высоким уровнем адгезии и способностью к гидратации [119].

Известна еще одна комбинированная нерезорбируемая барьерная мембрана из политетрафторэтилена высокой плотности, армированная титаном [220]. Мембрана может использоваться для закрытия обширных дефектов, обладает стабильностью формы, фиксируется пинами или винтами. Однако наличие жесткого титанового каркаса может нарушать кровоток, приводя к замедлению процессов регенерации.

Интересны и перспективны исследования по влиянию титана, как материала, на регенеративные процессы в костной ткани. Сирак С. В. (2012) с соавторами изучали влияние пористого титана на остеогенный потенциал клеток костного мозга в эксперименте *in vitro* [155]. При этом выделяли клетки костного мозга крупного рогатого скота, помещали в питательную среду с гранулами пористого титана и наблюдали за ростом культуры в течение двух недель. Результаты исследования показали, что пористый биоинертный титан может успешно применяться для формирования костных регенератов, создает условия для хорошей адгезии, миграции и экспансии остеобластов, обеспечивает хорошую васкуляризацию новообразованной костной ткани. Авторы рекомендуют применение пористого титана как альтернативу имеющимся материалам для аугментации при НКР [157].

Таким образом, на сегодняшний день известно довольно большое количество барьерных мембран для направленной костной регенерации тканей, применение каждой из которых имеет свои достоинства и недостатки. Базилян Э.А. и Смбатян Б.С. отмечают, что при необходимости восстановления костной ткани более чем на 4 мм необходимо использовать нерезорбируемую мембрану с титановым

каркасом, а в случае необходимости восстановления меньшего объема – возможно установить бескаркасную нерезорбируемую мембрану [89].

Протокол установки нерезорбируемой мембраны при горизонтальном дефекте костной ткани заключается в следующем:

1. Отслаивание слизисто-надкостничного лоскута, при этом необходимо учитывать, что край мембраны должен находиться на 1,5-2 мм отступа от линии разреза.
2. Декортикация костной поверхности зоны дефекта с целью создания доступа к губчатой кости для миграции остеобластов и прорастания кровеносных сосудов.
3. Укладка и фиксация мембраны начинаются с оральной стороны альвеолярного гребня с помощью титановых винтов или пинов, после чего проводится аугментация в необходимом объеме и фиксируется вестибулярная поверхность мембраны. Края мембраны должны герметично и плотно прилегать к костной ткани, так как в случае образования между ними промежутков возможно прорастание мягких тканей в зону дефекта и снижение эффективности вмешательства.
4. Проводится ушивание краев раны [89].

Протокол установки нерезорбируемой мембраны при вертикальном дефекте костной ткани включает следующие мероприятия:

1. Установка титановых винтов для формирования верхней границы восстановления костной ткани.
2. Фиксация мембраны поверх титановых винтов.
3. Ушивание мягких тканей с использованием тонкого шовного материала для минимальной травматизации. Базикян Э.А. и Смбатян Б.С. рекомендуют расщеплять слизисто-надкостничный лоскут на слизистый и надкостничный. Апикальную часть надкостницы смещают коронально и подворачивают под линию разреза, зафиксировав П-образными швами. Удаление мембраны проводится через 6-8 месяцев по достижении полной реконструкции дефекта [89].

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

На сегодняшний день проблема временного протезирования при ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты является особенно актуальной [48, 69, 78, 111]. Пациенты всех возрастных групп, как правило, стремятся оставаться социально активными, важное значение для них имеет сохранение не только жевательной функции, но и эстетических параметров внешности [47, 56, 84]. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты зачастую сопровождается длительным ожиданием завершения периода остеоинтеграции, особенно в случаях проведения реконструктивных операций на челюстных костях, значительной пластике мягких тканей. В то же время необходимость восстановления дефекта зубного ряда даже на период 3-4 месяца продиктована следующим: сохранение межальвеолярной высоты, профилактика заболеваний височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) и жевательных мышц, связанных с изменением положения нижней челюсти и потерей фиксированного межальвеолярного расстояния, сохранение жевательной функции, восстановление эстетических параметров, сохранение речевой функции, а также сохранение благоприятного психологического статуса пациента [17, 22, 48, 45, 55, 69, 78]. При планировании удаления зубов и операций дентальной имплантации в качестве временного протеза ранее часто использовались иммедиат-протезы, технические особенности и методики изготовления которых были описаны еще в 80-х годах 20 века [45, 55]. Однако, технология их применения достаточно трудоемка и не обеспечивает хорошей фиксации протеза. Кроме того, в случае удаления последних зубов на челюсти с установкой дентальных имплантатов наложение иммедиат-протеза будет иметь значительные трудности из-за несоответствия границ протезного ложа внутренним границам протеза, выполненным по фантомной резекции, что

повлечет за собой необходимость перебазировки и, как следствие, может вызвать избыточное давление на область имплантации [22, 71].

Существует практика изготовления временных полных съемных пластиночных протезов на период остеоинтеграции дентальных имплантатов с нанесением на внутреннюю поверхность протеза мягкой эластической подкладки («Ufi Gel P» фирмы «Voco», «Villacryl soft» фирмы «Zhermapol» и др.) [71]. При этом снижается степень давления базиса протеза на подлежащие ткани, однако изготовление подобного рода протезов сопряжено с временными затратами на ожидание периода заживления мягких тканей после операции и технологические этапы изготовления полного съемного протеза, включающие в себя получение анатомических и функциональных оттисков, определение центрального соотношения, проверку постановки искусственных зубов, наложение готового протеза, а также этапы коррекции базиса. Кроме того, для лиц с большим объемом регенеративного вмешательства применение данного вида протеза является нежелательным, поскольку требуется исключить любое давление на регенерат [153].

Некоторые авторы указывают на возможность использования имеющихся у пациента съемных протезов в качестве временных послеоперационных протезов, после предварительной коррекции и перебазировки с учетом изменившегося рельефа протезного ложа [69, 71, 140], однако их использование в условиях необходимости аугментации костной ткани существенно ограничено.

В литературе встречается метод изготовления временного имедиат-протеза для восстановления дефектов зубных рядов на период остеоинтеграции в виде каппы, изготовленной методом термовакуумного формования с искусственными зубами внутри и эластичной силиконовой массой в области прилегания каппы к дефекту [117].

Сальниковым В.Н. (2018) предложена конструкция замещающей временной каппы с искусственными зубами с увеличенными границами базиса, покрывающими твердое небо для временного протезирования пациентов с

частичной потерей зубов. Однако данные методики не могут быть реализованы у пациентов с полной потерей зубов [118].

Интересен способ протезирования пациентов с полной потерей зубов и опорой на дентальные имплантаты с использованием уже имеющихся у пациента съемных протезов в качестве ориентира для определения центрального соотношения (ЦС) и индивидуальной ложки. При этом методе проводится лабораторное сканирование съемного протеза, получение его трехмерного изображения, изготовление методом 3D-печати индивидуальной ложки для получения оттисков, которая является точной копией протеза и уже несет в себе предварительную постановку искусственных зубов. Ложка служит как для получения оттиска, так и для регистрации ЦС [116].

При применении съемных протезов при полной потере зубов передача жевательного давления через искусственные зубы идет на базис протеза, а с него на слизистую оболочку и костную ткань челюсти, что приводит к нарушению кровообращения и замедлению процессов регенерации [22, 48, 152, 153]. В связи с этим актуальной задачей временного протезирования пациентов с полной потерей зубов является изготовление протеза, исключающего давление на слизистую оболочку и костную ткань челюсти, особенно в зоне реконструктивного вмешательства. Для изготовления таких протезов могут применяться временные имплантаты и мостовидные или съемные протезы, опирающиеся на них [105, 111, 114].

Известен способ временного протезирования, предложенный Арутюновым С. Д. (2018), который заключается в изготовлении композитного мостовидного протеза с опорой на временные имплантаты, расположенные между двухэтапными дентальными имплантатами со смещением в вестибуло-оральном направлении. При этом временные импланты расположены в проекции контактных поверхностей искусственных зубов, а в области прилегания к слизистой оболочке имеются скругления в виде купола в форме десневого сосочка с отступом от него на 1,0 мм для обеспечения формирования профиля

мягких тканей [105]. Технически реализация данной методики состоит из следующих этапов:

1. Хирургический: установка двухэтапных и временных имплантатов;
2. Получение силиконовых оттисков с верхней и нижней челюстей и регистраторов окклюзии;
3. Изготовление рабочих моделей челюстей и их анализ в артикуляторе;
4. Изготовление временного мостовидного протеза из воска и замена его на композит;
5. Полирование и шлифование готового протеза;
6. Припасовка и фиксация в полости рта.

При этом данная методика также требует определенных временных затрат, кроме того, не всегда есть условия для установки временных имплантатов, а вынужденная их позиция затрудняет формирование окклюзионных отношений зубных рядов и формирование мягких тканей [105].

Предложен также способ установки временного мостовидного протеза на период остеоинтеграции непосредственно во время операции с использованием цементной фиксации [114]. При этом до операции изготавливают гипсовую модель челюсти и временный мостовидный протез. Во время операции делают разрез, отслаивают слизисто-надкостничный лоскут, устанавливают имплантаты, под каждый слизисто-надкостничный лоскут около установленных имплантатов вводят полунепроницаемую мембрану с отверстием в центре, через которое фиксируют супраструктуру и временный мостовидный протез на цемент. По завершении остеоинтеграции удаляют временный протез и абатменты, снимают полупроницаемые мембраны, устанавливают постоянные абатменты и изготавливают конструкцию.

В 2018 г. Степанов А.Г. разработал способ временного протезирования при концевых дефектах зубных рядов в виде съемного зубного протеза с дополнительной дистальной опорой [111]. Способ заключается в получении цифровых оттисков зубных рядов пациента до операции, создании виртуальных

3D моделей, гипсовки их в виртуальный артикулятор для планирования окклюзии. В цифровой среде проводится моделирование съемного протеза малой протяженности с кламмерной системой фиксации с медиальной стороны дефекта в области сохранившихся зубов (опора на 2-3 зуба). При этом между базисом протеза и тканями протезного ложа в области планируемой установки имплантатов остается зазор 2 мм. Протез изготавливается по технологии 3D-печати из полиметилметакрилата. Во время операции дистальнее устанавливаемых корневых имплантатов устанавливается также мини-имплантат со сферической головкой, который используется в качестве дистальной опоры протеза. С помощью перебазировки быстротвердеющей пластмассой в базис протеза фиксируется соответствующая головке имплантата матрица. Таким образом данный метод практически полностью исключает воздействие базиса протеза на область хирургического вмешательства, обеспечивая хорошие условия для регенерации. Однако, при полной потере зубов применение такой конструкции невозможно.

Отдельной группой методик временного протезирования на период остеоинтеграции дентальных имплантатов является применение субпериостальных временных имплантатов для фиксации ортопедической конструкции. Так, например, известен способ применения эндоосально-субпериостального имплантата, в составе которого есть поднадкостничная металлическая пластинка с отверстиями и элементы для фиксации временного протеза. На самом имплантате есть перфорированная пластинка высотой 10 мм и шириной 4 мм, которая расположена в центре поднадкостничной пластинки под углом от 60° до 90 ° к фиксирующим элементам [113].

Предложено также изготовление временного индивидуального субпериостального имплантата на период остеоинтеграции корневых имплантатов [115]. После предварительного планирования операции по данным конусно-лучевой компьютерной томографии в цифровой среде изготавливают субпериостальный имплантат, повторяющий контуры

челюсти с применением стереолитографических моделей. На этапе операции устанавливают сначала постоянные имплантаты, затем отступя от них – субпериостальный имплантат. Пространство между корневыми имплантатами и временным имплантатом заполняют остеопластическим материалом. Ушивают раневую поверхность. При этом над слизистой оболочкой остаются фиксирующие элементы субпериостального имплантата для временного мостовидного протеза. Недостатком данного метода является то, что предложенный субпериостальный имплантат располагается непосредственно на костном материале, оказывая на него давление и препятствуя регенерации тканей. Поэтому на данный момент актуальным является поиск новых методик временного протезирования у пациентов с полной потерей зубов после проведения направленной костной регенерации, которые позволяли бы с одной стороны восстановить жевательную эффективность и эстетическую составляющую на период интеграции дентальных имплантатов, а с другой стороны не препятствовали бы процессам заживления и формирования новой костной ткани.

Степановым А.Г. (2021) предложена конструкция для временного протезирования, заключающаяся в изготовлении индивидуальной титановой перфорированной пластины для НКР, соответствующей дефекту по форме и размерам, имеющей выпуклость в области будущего расположения костнопластического материала, а также монолитно соединённые с пластиной цилиндры с круговыми ретенционными элементами для фиксации временной ортопедической конструкции. На концах пластины имеются отверстия для фиксации к кости челюсти с помощью винтов. Пластина изготавливается методом прямого лазерного спекания титана, имеет толщину 0,2 – 0,3 мм. Достоинством данной методики является создание индивидуальной конструкции с помощью цифрового планирования, позволяющей обеспечить как процесс направленной регенерации тканей и восстановить необходимый объем, так и изготовление и фиксацию временной ортопедической конструкции [168].

1.3. Цифровые технологии в хирургической стоматологии

На сегодняшний день применение цифровых технологий становится ежедневной практикой врача-стоматолога любой специальности. Цифровое планирование стоматологического лечения – неотъемлемая часть любого лечения: терапевтического, ортопедического, ортодонтического, хирургического [12, 13, 14, 32, 39, 95, 151].

Все более широкое распространение получает изготовление хирургических шаблонов для установки дентальных имплантатов с учетом наиболее оптимальной ортопедической позиции [44, 50, 63, 101, 122, 124, 284], для проведения операций в ортогнатической хирургии [95, 190, 192]. Предложены шаблоны для резекции верхушки корня зуба [120], для проведения направленной костной регенерации [96, 285], забора костных блоков [283, 298], для вестибулопластики [101], операции синус-лифтинга [183] и др. Навигация в хирургической стоматологии обеспечивает точную реализацию планируемого объема вмешательства в полости рта пациента и соответственно повышение качества хирургического и последующего ортопедического лечения. Давно доказана эффективность конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) как основного метода диагностики и планирования реабилитации пациентов с частичным и полным отсутствием зубов [64, 133, 137, 150, 257, 260]. А современные рабочие программы CAD-CAM систем позволяют адаптировать данные КЛКТ, сопоставить их с цифровыми моделями зубных рядов для оценки исходной клинической ситуации и выбора методики лечения [12, 14, 15, 138, 161, 163].

Интересны исследования по цифровой реконструкции биомеханики жевательно-речевого аппарата при ортопедическом лечении пациентов с опорой на дентальные имплантаты, проведенные Розовым Р.А. с соавторами (2022). Авторы предлагают включить в лечение следующие этапы: цифровую регистрацию движений нижней челюсти и рентгеноцефалометрический анализ

для индивидуального построения окклюзионной схемы, изготовление временного протеза (прототипа) и его использование после периода адаптации как эталон для изготовления постоянного [151]. Прототипирование является эффективным методом как для планирования, так и для адаптации к временной конструкции протеза.

Особую роль применение цифровых методик имеет при планировании реконструктивных операций в челюстно-лицевой области (ЧЛО), к которым относится и направленная костная регенерация [39, 95, 138]. Как отмечали многие авторы, наибольшие трудности при работе с титановыми сетками для НКР вызывает их адаптация к тканям дефекта и фиксация, возможность образования складок при попытках наложения двухмерных мембран на область дефектов [125, 160]. Ким Йонгджин (2016) описал клиническое применение индивидуализированной трехмерной титановой мембраны Smart Builder (разработка компании Osstem, Южная Корея). Мембрана имеет закругленные края и форму, адаптированную к форме наиболее часто встречающихся дефектов костной ткани. Благодаря своей конфигурации ее не нужно сгибать, что предотвращает возникновение складок и прорезывания мембраны через мягкие ткани [72].

Сегодня все большее число клиницистов использует в своей практике аддитивные технологии 3D-печати [36, 81, 242, 243, 320]. Аддитивное производство позволяет получать пористые биоматериалы и изготавливать персонализированные конструкции для восстановления дефектов костной ткани различной конфигурации [16, 204, 242, 320]. При этом особенно важным является возможность создавать трехмерные объекты с заданной геометрией [215, 225]. Применение аддитивных технологий для направленной костной регенерации можно условно разделить на три направления: печать трехмерных моделей дефекта для предварительного планирования операции и адаптации стандартных барьерных мембран; печать персонализированных каркасов из фотополимеров, повторяющих контуры восстановленного дефекта для облегчения наложения

стандартных мембран; планирование и печать индивидуальных полимерных или титановых мембран заданной формы.

Ярошевич П. С. (2020) показал успешный опыт применения принтованной трёхмерной модели дефекта челюсти для адаптации стандартной титановой нерезорбируемой мембраны. Первым этапом на основании данных КЛКТ пациента методом 3D-печати была изготовлена стереолитографическая модель дефекта костной ткани нижней челюсти. На этой модели проведено планирование установки фиксирующих пинов и адаптация стандартной титановой сетки. Установка пинов также проводилась по спланированному шаблону [182].

Известно применение технологии 3D-печати для адаптации и придания необходимой формы каркасной резорбируемой мембране, предложенное Мураевым А.А. с соавторами (2017) [91]. При этом первоначально в цифровой среде проводили планирование восстановления необходимого объема дефекта костной ткани на основании данных КЛКТ, ориентируясь на уровень шеек рядом расположенных сохранившихся зубов. Затем моделировали необходимую форму мембраны, печатали на 3D-принтере ее прототип, который стерилизовали и использовали как основу для адаптации резорбируемой каркасной мембраны «Lamina». Результаты исследования показали, что применение трехмерного компьютерного моделирования и изготовление интраоперационных шаблонов для позиционирования мембраны для НКР позволяет повысить точность хирургического лечения, сократить время адаптации мембраны в полости рта и исключить возможность ее неправильного позиционирования.

Долгалевым А.А. (2018) предложен способ расчета необходимого объема костнозамещающего материала для проведения операций по установке дентальных имплантатов с НКР. Пациенту проводят КЛКТ челюстно-лицевой области, снимают оттиски с зубных рядов верхней и нижней челюстей, сканируют их лабораторным сканером и получают цифровые модели в формате STL. Анализ и сопоставление данных проводится в программе «Avantis 3D».

Планируют виртуальную установку имплантатов в ортопедически правильные позиции и необходимый объем костнозамещающего материала. Установка имплантатов в полости рта проводится по навигационному шаблону [110].

Никифоров А.Г. (2017) предложил применять технологию 3D-печати для изготовления индивидуальной полимерной мембраны. По данным КЛКТ пациента проводится моделирование формы, размера и геометрии мембраны, которая затем печатается. Возможно использование полимеров молочной и гликолевой кислоты для получения резорбируемых мембран и производных тетрафторэтилена для изготовления нерезорбируемых мембран [108].

Активное развитие аддитивных технологий, совершенствование методик производства и применение новых материалов позволяет осуществить печать индивидуальных титановых сеток для вертикального и горизонтального увеличения объема кости [331]. Применение таких мембран может существенно сократить время проведения операции и повысить ее точность [266]. Однако, как отмечают Chiapasco с соавторами (2021), возможны такие осложнения, как просвечивание сетки через мягкие ткани и несоответствие между запланированным и фактически созданным объемом костной ткани [246].

Для трехмерной печати металлов используются технологии селективного лазерного спекания, метод синтеза на подложке, прямое металлическое лазерное спекание и селективное лазерное наплавление [70]. В работе Агаповичева А.В. с соавторами (2018) проведено изучение структуры и механических свойств образцов из титанового порошка, полученных по технологии селективного лазерного сплавления, которое показало высокие прочностные характеристики и значительную шероховатость полученной структуры.

Для 3D-печати в стоматологии используется титан (ПТН-8, фракция 10-45 мкм), который обладает высокой прочностью, низкой пластичностью, малым удельным весом, высокой коррозионной устойчивостью и биосовместимостью, что в совокупности обуславливает его высокую эффективность в качестве

использования для барьерных мембран в хирургической стоматологии [29, 70, 81, 305].

Известны исследования по сравнении физико-химических свойств образцов кобальтохромовых сплавов, полученных по разным технологиям производства. Так Al Jabbari с соавторами (2014) сравнивали между собой образцы, изготовленные методом традиционного литья, фрезерования и технологии селективного лазерного наплавления. Для изучения образцов применялись электронная микроскопия и рентгеновский анализ. При этом образцы, полученные по технологии 3D-печати обладали наибольшей твердостью по Виккерсу и меньшим количеством пор [219]. В работах Lucchetti M. C. (2015) показана высокая коррозионная устойчивость образцов из кобальтохромовых сплавов, полученных по технологии селективного лазерного наплавления, в сравнении с традиционной технологией и методом фрезерования [310]. Результаты исследований Marta Revilla-Leon (2020) показали большую шероховатость печатных образцов в сравнении с фрезерованными [313, 314].

В отечественной и зарубежной литературе есть сравнительные исследования физико-механических свойств материалов, изготовленных по технологиям 3D-печати и фрезерования, однако эти исследования сводятся к изучению полимерных материалов (полиметилметакрилат), данных сравнительных характеристик образцов титана, полученных по технологии 3D-печати и фрезерования, нами найдено не было [11, 30].

Яременко А.И. (2019) предложил способ аугментации альвеолярного отростка челюсти с помощью индивидуально изготовленной методом селективного лазерного спекания титановой мембраны [109]. Предварительно проводят КЛКТ челюсти. Данные в формате STL импортируют в программное обеспечение 3Shape, где проводят создание 3D-модели зоны дефекта, виртуальное планирование операции с воссозданием объема утраченной костной ткани и моделируют мембрану. Затем из титанового порошка методом селективного лазерного спекания на 3D-принтере изготавливают

индивидуальную перфорированную сетку толщиной 0,3 мм. Во время оперативного вмешательства устанавливают мембрану в зоне дефекта, фиксируют и заполняют смесью стружки аутокости и ксенографта в соотношении 1:1. Автор отмечает значительную клиническую эффективность данного метода, сокращение времени проведения операции, восстановление заданного объема костной ткани.

Для изготовления титановых конструкций в стоматологии также возможно применение технологий субтрактивного производства, подразумевающих использование фрезерных станков. Однако, сегодня многие авторы указывают на ряд существенных преимуществ аддитивных технологий в сравнении с субтрактивными: экономичный расход сырья, отсутствие побочных продуктов при печати, в то время как при фрезеровании из блоков материала неизбежно остаются неиспользованные компоненты; точность и скорость изготовления конструкций; возможность одновременной печати нескольких изделий [36, 81]. Немаловажным является возможность моделирования и печати любой геометрической формы изделий, создание пустотелых конструкций. При использовании фрезерных станков оператор всегда ограничен возможностью и набором фрез, которые при работе с металлом быстро приходят в негодность [90, 162, 164]. В связи с вышеизложенным с экономической и технической точки зрения применение аддитивных технологий 3D-печати для изготовления индивидуальных титановых сеток для НКР является обоснованным и перспективным методом. Однако необходимо учитывать, что данная технология требует проведения постобработки, которая заключается в удалении коннекторов, очистки в моющем средстве или воде, пескоструйной обработки, струйной промывки, шлифования, сушки в муфельной печи для снятия внутреннего термического напряжения металлической детали [70].

Заключение

Таким образом, на сегодняшний день проблема ортопедического лечения пациентов с полной потерей зубов с опорой на дентальные имплантаты по-

прежнему остается актуальной [35, 56, 57, 71]. Утрата зубов может происходить постепенно и закономерно, и в этом случае пациенты легче переносят потерю функции и эстетики. В других случаях зачастую требуется одномоментное удаление большого числа зубов (как правило, по причине заболеваний пародонта), и тогда необходима реабилитация пациента с применением временной ортопедической конструкции [17, 22, 140]. Социально - клиническую значимость протезирования с опорой на дентальные имплантаты сложно переоценить. Многочисленные исследования по изучению качества жизни пациентов с разного рода несъемными и съемными протезами с опорой на имплантаты демонстрируют это [56, 58, 62, 69].

Однако, длительное отсутствие зубов, равно как и длительное пользование съемными протезами, заболевания пародонта, предшествующее травматичное удаление зубов приводят к значительной утрате объема костной ткани, что в сочетании с анатомическими условиями строения челюстно-лицевой области может представлять проблему для установки дентальных имплантатов [27, 67, 88]. При сохранении достаточного объема костной ткани в переднем отделе челюсти и ее утрате в боковых отделах возможно применение довольно широко распространенной в настоящее время методики «all-on-4», предложенной португальским ученым Пауло Мало и основанной на изготовлении несъемного протеза с опорой всего на 4 имплантата, установленных определенным образом в переднем отделе зубного ряда [140]. При резко выраженной атрофии альвеолярного гребня в вертикальном и горизонтальном направлении невозможно достичь желаемого результата без костной и мягкотканой пластики. А, как показывают многочисленные исследования, в большинстве случаев имеет место в той или иной степени выраженная атрофия костной ткани после экстракции зубов, причем с возрастом степень ее увеличивается [9, 27, 66, 95, 187, 200]. Достижения хирургической стоматологии в области направленной регенерации костной ткани позволяют решать даже самые сложные задачи восстановления утраченного объема тканей

при дентальной имплантации за счет использования современных разработок остеопластических материалов и барьерных мембран [9,10, 23, 51, 65, 83, 99]. Оптимальным методом с точки зрения времени реабилитации пациента является одномоментная сочетанная с НКР установка имплантатов, что сокращает общие сроки лечения.

Однако, особую нишу занимают пациенты с обширными трехмерными дефектами альвеолярных гребней, когда применение одноэтапного протокола установки дентальных имплантатов невозможно и требуется первоначальное восстановления необходимого объёма, занимающее порой длительный промежуток времени. Установка имплантата проводится в области новообразованной костной ткани после ее формирования на матриксе НКР [83].

Важным моментом успешного стоматологического лечения является не только грамотно выполненный хирургический этап по регенерации костной ткани и фиксация имплантатов в правильные позиции, но и временное протезирование на период остеоинтеграции, которое может занимать длительный промежуток времени. Сроки лечения в некоторых случаях могут быть причинами отказа пациентов от подобного лечения. Выбор методики временного протезирования у пациентов с НКР - сложная задача ввиду ограниченности ее возможностей. Применение временных съемных протезов затруднено у пациентов с повышенным рвотным рефлексом, у тех, чья профессиональная деятельность связана с речевой функцией. В целом наличие в полости рта съемной конструкции, занимающей значительный объем, плохо переносится многими [22, 24, 48, 140]. Важнейшим ограничением использования съемных временных конструкций у пациентов с ранее проведенной операцией НКР является неизбежное давление базиса протеза на костный регенерат, что приводит к сдавлению кровеносных сосудов, затруднению процессов микроциркуляции и, как следствие, снижение репаративных процессов [140]. Поэтому задача временного ортопедического лечения в подобных клинических ситуациях стоит особенно остро. Необходимость восстановления функции

жевания, эстетических параметров пациента, его социальной активности, с сохранением при этом новообразованного объема костной ткани и условий для его интеграции требуют поиска новых способов протезирования. Перспективным направлением исследований является сочетание барьерных нерезорбируемых мембран для НКР с фиксирующими устройствами для временных несъемных протезов [168]. Подобные работы в литературе практически не встречаются, являются единичными и находятся в стадии разработки. Создание индивидуальных устройств, позволяющих осуществлять фиксацию как костного регенерата, так и временного протеза, при этом не оказывая на него давления, является актуальной востребованной задачей стоматологии. С развитием и внедрением в специальность современных цифровых технологий моделирования и производства CAD-CAM появилась возможность индивидуального планирования ортопедического и хирургического лечения с созданием 3D-модели челюстно-лицевой области пациента, что позволяет провести операцию максимально точно и прогнозируемо, а также возможность создания навигационных хирургических шаблонов, индивидуальных барьерных мембран для НКР, временных протезов и других конструкций. Таким образом поиск новых методов хирургического и ортопедического лечения пациентов с полной потерей зубов и выраженной атрофией костной ткани является актуальной и перспективной задачей для научных исследований.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для достижения в рамках диссертационного исследования цели, были проведены теоретические, лабораторно-экспериментальные, клинические и клинико-лабораторные исследования.

На начальном этапе был проведен обзор информационных научных источников с целью выявления оптимальных технологий и конструкционных материалов, используемых в аддитивной технологии производства индивидуальных титановых сеток для направленной костной регенерации в стоматологии.

Вторым этапом являлась разработка конструкции индивидуальной титановой мембраны с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов для применения у пациентов с полным отсутствием зубов на период остеоинтеграции дентальных имплантатов, изготавливаемой по технологии селективного лазерного спекания (SLS).

Третьим этапом для определения оптимальных параметров индивидуальной титановой сетки, количества и расположения внутрикостных фиксирующих опорных элементов, допустимой жевательной нагрузки на временный несъемный зубной протез был проведен математический эксперимент методом конечных элементов.

Математическому моделированию предшествовали лабораторные исследования по определению физико-механических характеристик конструкционного материала, используемого в работе для изготовления индивидуальных титановых мембран.

Результаты проведенных теоретических и лабораторно-экспериментальных исследований позволили разработать протокол операции дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с полным отсутствием зубов, используя современные цифровые технологии планирования, моделирования и

производства. Эффективность протокола подтверждалась по результатам клинической апробации, проведенной на завершающем этапе исследования, объективность которой аргументировалась результатами гистоморфологического исследования новообразованной под разработанными конструкциями индивидуальных титановых сеток костной ткани.

Общий дизайн исследования представлен на рисунке 1.

Экспериментально-клиническое обоснование применения индивидуальных титановых мембран при непосредственной ортопедической реабилитации пациентов с отсутствием зубов

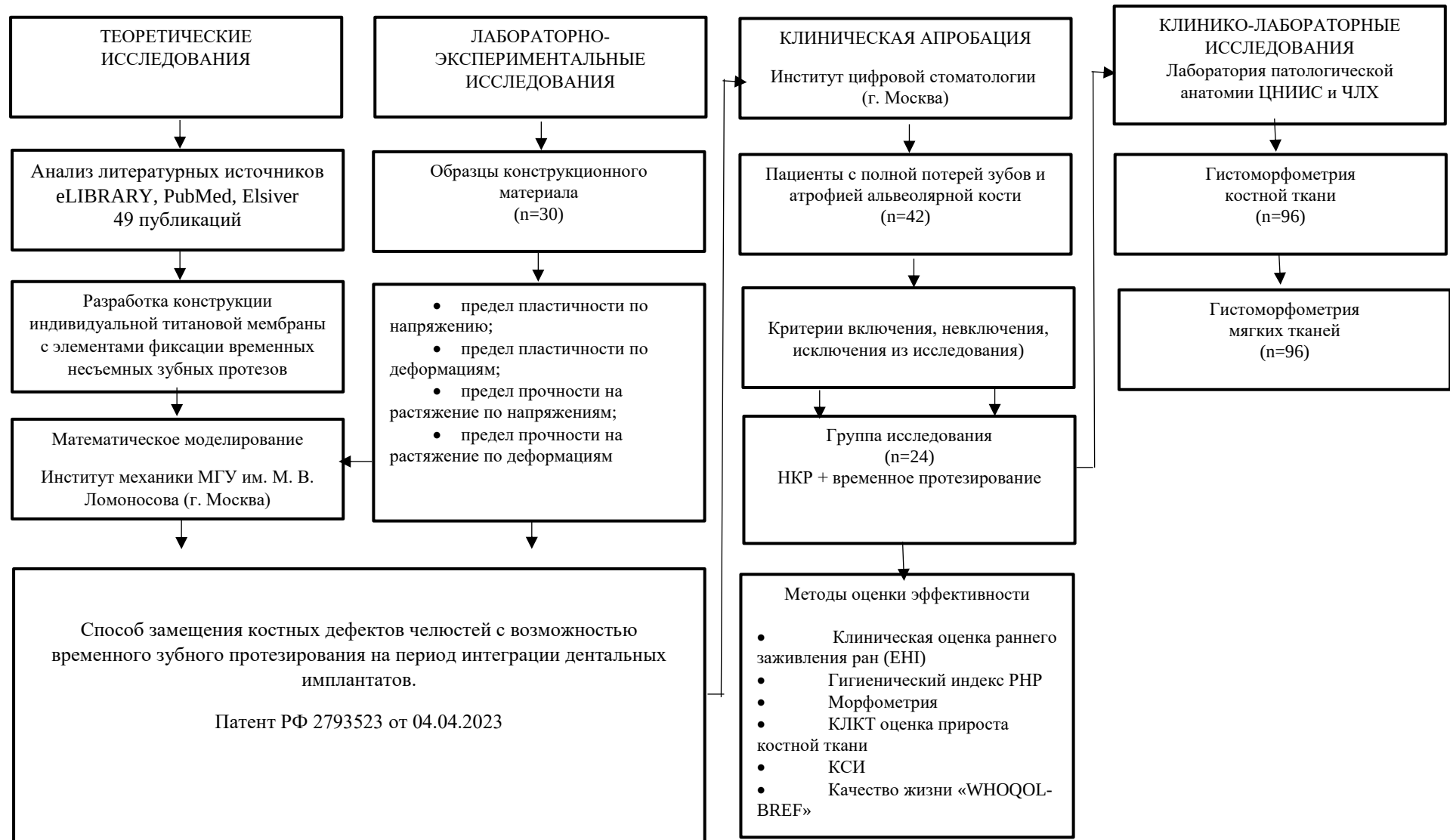


Рисунок 1. Схема-дизайн диссертационного исследования.

2.1 Материал и методы теоретических исследований

Теоретические исследования диссертационной работы включали в себя обзор информационных научных источников с целью выявления оптимальных технологий и конструкционных материалов, используемых в аддитивной технологии производства индивидуальных титановых сеток для направленной костной регенерации в стоматологии, и математическое моделирование методом конечных элементов.

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

При разработке конструкции и выявлении особенностей материалов для аддитивного производства индивидуальных титановых мембран, нами был проведен анализ информационных источников. В качестве информационных источников выбраны базы международных и отечественных электронных библиотек, таких как eLIBRARY, Scopus, PubMed, Роспатент и Google Patent в период с 2017 по 2022 годы. Глубина поиска составила пять лет. Использовались ключевые слова: титан для аддитивного производства медицинских изделий, индивидуальные субпериостальные имплантаты, титановые мембраны, компьютерное моделирование и 3D-печать. По итогам запроса было изучено 546 публикаций, преимущественно, в зарубежных источниках, 75% из которых приходились на период 2020–2022 годы, что подтверждает актуальность разрабатываемой темы.

В качестве конструкционного материала нами был выбран сплав титановый стоматологический в форме порошка для производства стоматологических протезов методом селективного лазерного плавления по ТУ 32.50.11–007-

31072128-2018, хорошо зарекомендовавший себя на стоматологическом рынке и имеющий регистрационное удостоверение РЗН 2019/8300 от 18.04.2019г.

В качестве технологии производства была выбрана технология селективного лазерного спекания (SLS). Для производства изделий применяли основной модуль для лазерного сплавления металлических порошков Concept Laser M2 Cusing, в том числе с лазером мощностью 200 Вт или 400 Вт, с маркировкой "Concept Laser" (продукция изготовлена в соответствии с директивами № 2004/108/CE "Электромагнитная совместимость" от 15.12.2004 года, № 2006/95/CE "Низковольтное оборудование" от 12.12.2006 года и № 2006/42/CE "Безопасность машин и оборудования" от 29.06.2006 года с изменениями от 29.12.2009 года). Технические характеристики используемого оборудования представлены в таблице 1.

Таблица 1. Технические характеристики SLS-принтера Concept Laser M2 Cusing.

Материал	Алюминиевые сплавы; Никелевый сплав; Титановый сплав; Чистый титан; Металлические сплавы из драгоценных металлов; Металлические порошки.
Размеры, мм	2440 x 1630 x 2354
Программное обеспечение	Marcam AutoFab M2, 3Shape CAMbridge, Materialise Magics
Страна производитель	Германия
Максимальная рабочая температура	15 - 35°C
Инертные газы	Азот или аргон
Модули контроля качества	QM meltpool (опция), QM powder (опция), QM atmosphere (входит в комплект поставки), QM documentation (входит в комплект поставки)

Ось Z	скорость 10 мм/с, макс. 1000 мм/с
Печать	LC
Повторяемость	$\pm 3\text{-}5$ мкм
Потребляемая мощность	7,0 кВт
Производительность	20 см ³ /час
Сжатый воздух	5 бар, безмасл
Скорость ракеля, мм/с	400
Тип лазера	Yb:YAG оптоволоконный лазер с диодной накачкой мощностью 200 Вт (опционально 400 Вт и более)
Точность позиционирования	$\pm 0,1$ мм
Требования по электропитанию	400 В $\pm 10\%$, 50 Гц, 3/N/PE, 32 А
Формат файла	CLS, STL
Область рабочей камеры	250 x 250 x 280 мм
Толщина слоя от	20 мкм
Интерфейсы	Ethernet
Область применения	Аэрокосмическая промышленность; Медицина; Оборонная промышленность; Автомобильная промышленность; Стоматология; Производство
Вес, кг	2000

При разработке конструкции индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов изучали известные субпериостальные имплантаты и титановые мембраны, изготовленные с применением аддитивных технологий для направленной костной регенерации, который, так же как имплантаты, повторяют геометрию челюсти и фиксируются к ней винтами, но имеет выпуклость в области, соответствующей той области,

где будет распределена костнозамещающая масса. Было принято решение о совмещении двух методик с возможностями отсутствия компрессии на костный трансплантат и полным восстановлением жевательной и эстетической функции.

Технической проблемой, на решение которой было направлено изобретение, являлось обеспечение возможности временного восстановления жевательной эффективности пациентов на период направленной костной регенерации челюстей, предшествующий дентальной имплантации, или в процессе выполненной дентальной имплантации.

В результате проведенных исследований была предложена конструкция, представленная на рисунке 2.

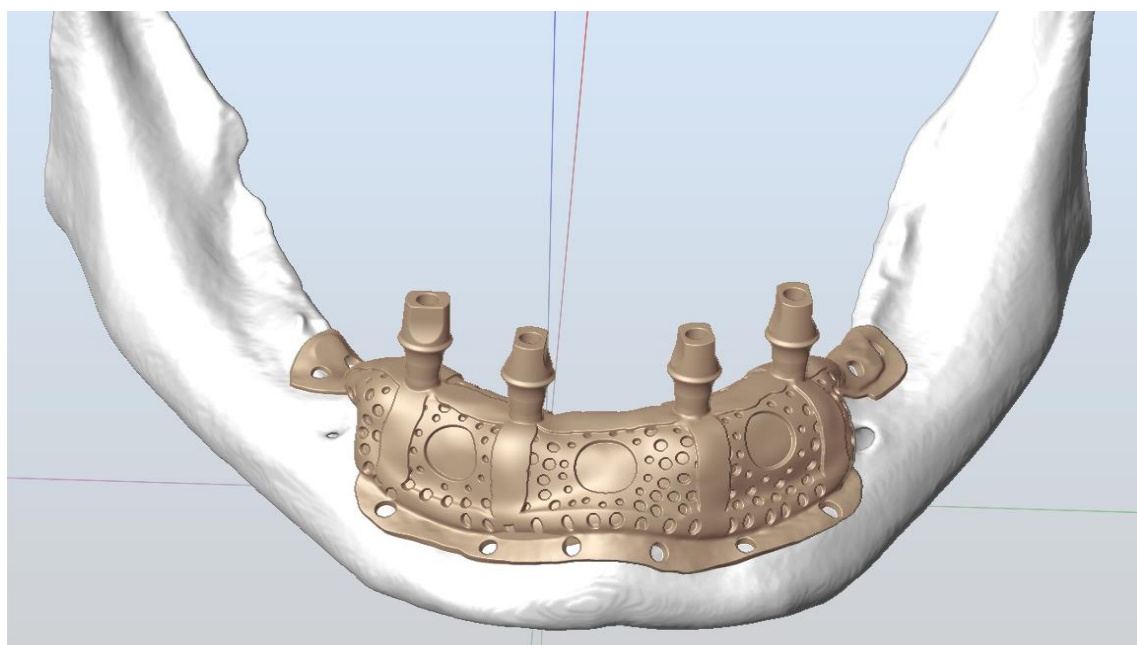


Рисунок 2. Виртуальная модель разработанной конструкции индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов.

Конструкция является высокоточной индивидуальной титановой пластиной для направленной регенерации кости с абатментами для фиксации временных несъемных зубных протезов.

2.1.1. Материал и методы математического моделирования.

Для определения оптимальных параметров индивидуальной титановой сетки, количества и расположения внутрикостных фиксирующих опорных элементов, допустимой жевательной нагрузки на временный несъемный зубной протез был проведен математический эксперимент.

Задачи со сложной геометрией обычно решаются численными методами, к которым относится, в частности, метод конечных элементов. Основными этапами численного исследования являются: построение физической и математической моделей, метод исследования математической модели и анализ полученных результатов.

Полное исследование тканей зубочелюстной системы и влияние протезных конструкций на их состояние возможно с помощью математических моделей методом конечных элементов (МКЭ).

Задача математического моделирования сводится к решению системы дифференциальных уравнений с линейными или нелинейными граничными условиями. В прочностных задачах, где определяются поля перемещений, деформаций и напряжений, исследуемую конструкцию можно рассматривать как некоторую совокупность конструктивных элементов, соединённых в конечном числе узловых точек. Если известны соотношения между силами и перемещениями для каждого отдельного элемента, то, используя известные приемы механики, можно описать свойства и исследовать конструкцию в целом. Критерием прочности может быть нормальное или касательное напряжение, максимальное удлинение, когда в опасном состоянии интенсивность касательных напряжений превышает их некоторое пороговое значение.

Для решения задач математического моделирования были выделены следующие этапы:

- Создание персонифицированных конечно-элементных моделей, составляющих челюстной сегмент и разработанную конструкцию для

направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования пациента в период репаративного остеогенеза;

- Создание расчетных вариантов для оценки напряженно-деформированного состояния: 1) в индивидуальной титановой сетке, 2) челюстном сегменте: титановая сетка - временный мостовидный зубной протез, 3) челюстном сегменте: нижняя челюсть - титановая сетка - временный мостовидный зубной протез;
- Определение значений максимальных суммарных перемещений и напряжений для отдельных частей челюстного сегмента с фиксированной внутрикостными винтами титановой сеткой: 1) при вертикальной нагрузке на зубной ряд и 2) под углом 45 градусов с язычной стороны наружу.

В работе исследовался челюстной сегмент, включающий фрагмент нижней челюсти пациента, фиксированная посредством винтов индивидуальная титановая сетка с четырьмя опорами и фиксированным на этих опорах мостовидным несъемным зубным протезом (рис. 3).

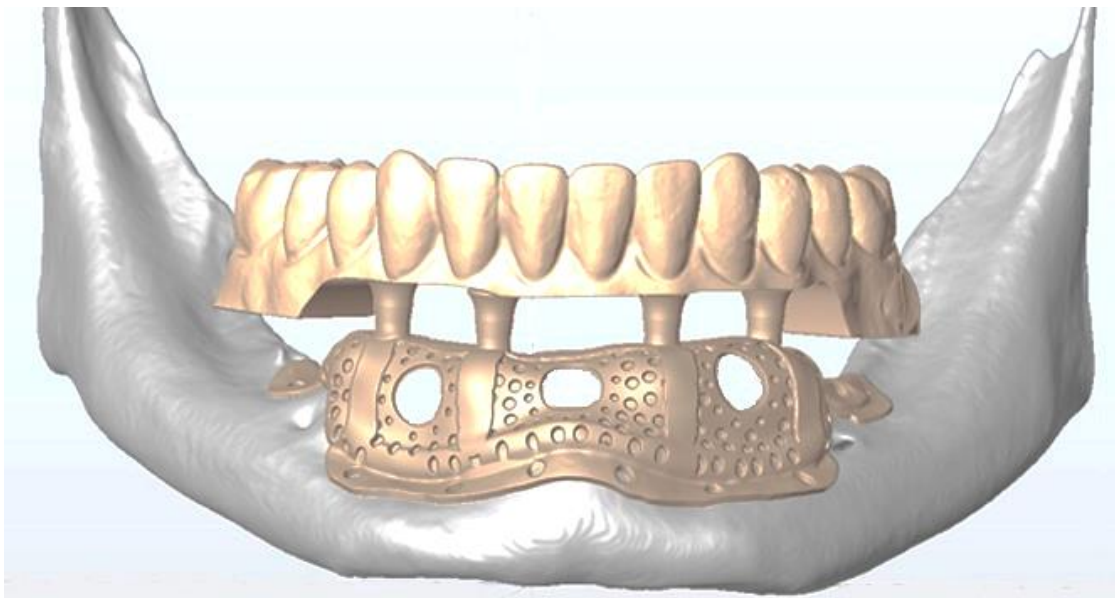


Рисунок 3. Челюстной сегмент, включающий нижнюю челюсть пациента, индивидуальную титановую сетку, временный несъемный зубной протез.

На рисунке 4 представлена виртуальная модель индивидуальной титановой сетки толщиной 0,75 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.

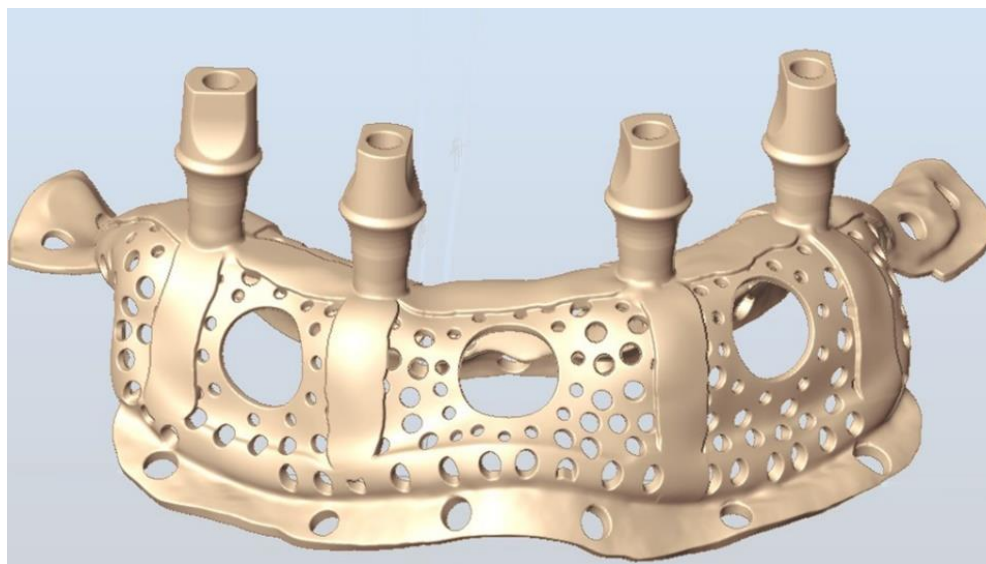


Рисунок 4. Виртуальная модель индивидуальной титановой сетки.

Ввиду сложности геометрии всей конструкции задача была разбита на 3 этапа решения. На первом этапе решалась задача только с одной титановой сеткой, на втором этапе – титановая сетка с фиксированным зубным протезом и на третьем этапе – вся конструкция, включая винты, которыми конструкция фиксируется к челюстной кости.

В работе рассмотрены 5 объектов, составляющие изучаемый сегмент: кортикальная кость, губчатая кость, титановый сплав, стоматологический цемент и фотополимерная пластмасса, применяемая в технологии аддитивного производства временных зубных протезов. Физико-механические характеристики объектов, их модуль Юнга и коэффициент Пуассона представлены в таблице 2. Для оценки сложного напряженного состояния во всех вариантах выбрано напряжение по Мизесу σ_i – среднеквадратичное значение касательных напряжений τ_i в окрестности данной точки, связанное с τ_i формулой $\sigma_i = (3/\sqrt{2})\tau_i$. Наибольшие касательные напряжения выражаются

через главные напряжения $\tau_{12} = \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)$; $\tau_{23} = \frac{1}{2}(\sigma_2 - \sigma_3)$; $\tau_{13} = \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_3)$, на так называемых октаэдрических площадках, равнонаклоненных к трем главным, действует среднее нормальное напряжение $\sigma_{окт} = \sigma_{cp} = \frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)$ и октаэдрическое касательное напряжение

$$\tau_{окт} = \tau_i = \frac{1}{3}\sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} = \frac{2}{3}\sqrt{\tau_{12}^2 + \tau_{23}^2 + \tau_{13}^2}.$$

Таблица 2. Механические свойства объектов, составляющих изучаемый сегмент.

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

Во всех вариантах на окклюзионную поверхность зубов задавалась одинаковая нагрузка $F = 100$ Н (максимальная сила, развиваемая жевательными мышцами), а граничные условия по перемещениям отличались для каждого этапа решения. Из довольно большого разброса в литературе значений модуля Юнга для кортикальной и губчатой костей были выбраны их средние значения.

2.2 Материал и методы лабораторно-экспериментального исследования

Для определения основных физико-механических характеристик конструкционного материала, используемого в технологии производства разработанных конструкций индивидуальных титановых сеток с элементами для фиксации несъемных зубных протезов, было проведено лабораторно-экспериментальное исследование.

По вышеописанной технологии селективного лазерного спекания на аппарате Concept Laser M2 Cusing из титанового порошка были изготовлены пластины в количестве 5 штук. Характеристики пластин представлены на рисунке 5.

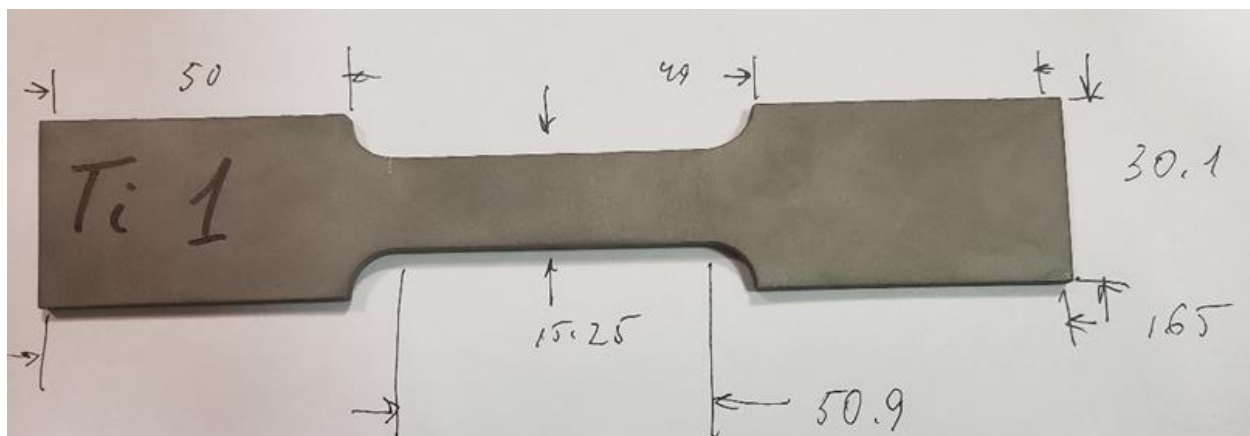


Рисунок 5. Характеристики образцов титана, используемого в технологии аддитивного производства стоматологических конструкций для проведения испытаний

Исследование проводили на испытательной машине Zwick Z100 (Германия), работающей с максимальной нагрузкой 100кН, при максимальной скорости движения траверсы 3 мм/сек, с возможностью измерения продольной деформации на базе при температурных испытаниях (рис. 6).



Рисунок 6. Общий вид установки Zwick Z100 (Германия) с закрепленным образцом.

Эксперимент состоял из двух этапов. На первом этапе образец деформировался только в упругом диапазоне (нагрузка-разгрузка) с целью определения модуля Юнга (E), на втором этапе образец деформировался вплоть до разрушения.

Определяли: предел пластичности по напряжению, предел пластичности по деформациям; предел пластичности по напряжению по допуску 0.2% на величину пластических деформаций (стандартная характеристика материала); предел прочности на растяжение по напряжениям; предел прочности на растяжение по деформациям.

2.3 Материал и методы клинического исследования

Клиническое исследование по подтверждению эффективности предложенной технологии проводилось на клинических базах Института цифровой стоматологии медицинского института Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы» (директор института, д.м.н., профессор Апресян С.В.) центре цифровой стоматологии МАРТИ и пародонтологическом центре «MAXTREAT». Исследование проводилось в соответствии с протоколом, утвержденным комитетом по этике медицинского института РУДН, протокол № 2 от 11.02.2025 года.

2.3.1. Характеристика клинической группы и основные клинические методы исследования

Всего было обследовано 44 пациента с полным отсутствием зубов верхней и нижней челюсти. В соответствии с критериями включения и невключения в исследование было отобрано 24 пациента.

Критерии включения в исследование:

- Пациенты обоих полов с полным отсутствием зубов (K08.1 - Потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни, (МКБ-10)).
- Атрофия альвеолярного отростка верхней челюсти 3 класс по Шредеру, и атрофия альвеолярной части нижней челюсти 2 класс по Келлеру. (K08.2 Атрофия беззубого альвеолярного края, МКБ-10).
- Отсутствие общих соматических заболеваний, влияющих на минеральный обмен костной ткани.
- Отсутствие психических заболеваний и заболеваний центральной нервной системы.

Критерии невключения в исследование:

- Пациенты обоих полов с частичным отсутствием зубов (K08.1 - Потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни, (МКБ-10)).
- Альвеолярный отросток верхней челюсти 1,2 класс по Шредеру, и альвеолярной части нижней челюсти 1,3,4 классы по Келлеру.
- Наличие у пациентов острых и хронических болезней слизистых оболочек рта.
- Наличие общих соматических заболеваний, влияющих на минеральный обмен костной ткани.
- Наличие некомпенсированных заболеваний сердечно-сосудистой системы.
- Прием на постоянной основе антикоагулянтов, нестероидных и стероидных препаратов.
- Наличие вредных привычек – курение и алкоголь.

- Отсутствие психических заболеваний и заболеваний центральной нервной системы.

Критерии исключения из исследования:

- Пациенты, отказавшиеся от дальнейшего участия в исследовании по какой-либо причине.
- Возникновение у исследуемого больного в процессе клинической апробации состояний, относящихся к критериям невключения в исследование.

Характеристика пациентов исследуемой группы по полу и возрасту представлена в таблице 3.

Таблица 3. Характеристика пациентов по полу и возрасту.

Возраст	Пациенты	
	М	Ж
55-64	4	6
65-72	6	8
Всего:	24	

Всем пациентам проводили операцию по разработанному протоколу, описанному в разделе 3.3. При этом 18 пациентам на нижней челюсти была проведена дентальная имплантация непосредственно в день операции по установке индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования. Всего было установлено 260 дентальных имплантатов: 144 на верхней челюсти и 116 на нижней. Сетки нагружали временными несъемными ортопедическими конструкциями в день операции. Индивидуальные титановые сетки на верхней и нижней челюсти удаляли через 8 месяцев с одномоментной дентальной имплантацией. При формировании имплантационного ложа в зоне проведенной аугментации использовали сверло-трепан для забора костной ткани, также производили забор мягких тканей мукотомом. Полученные костные мягкотканые препараты подвергали гистоморфофункциональному анализу.

Имплантаты непосредственно нагружали временными ортопедическими конструкциями в день дентальной имплантации. Постоянное протезирование имплантатов проводили через 6 месяцев. У пациентов, которым дентальные имплантаты были установлены в день фиксации индивидуальной титановой сетки, временное протезирование осуществляли в день удаления сетки. Постоянное протезирование пациентам проводили через 14 суток после временного.

Пациентам на этапе формирования клинической группы проводили стоматологическое обследование, включающее опрос, осмотр, общий клинический анализ крови, анализ крови по определению уровня глюкозы, на половые гормоны и гормоны щитовидной железы для исключения факторов, влияющих на минеральный обмен в костях. Выявляли вредные привычки, условием включения курящих пациентов в исследования являлся полный отказ от курения. Определяли степень атрофии слизистой оболочки рта. Оценивали рельеф, выраженность подслизистого слоя, уровень прикрепления уздечек и слизистых тяжей, глубину преддверия полости рта. При выявлении тонкого фенотипа десны и неглубокого преддверия в зоне планируемой имплантации за 2 месяца перед фиксацией индивидуальной титановой сетки проводили углубление преддверия с одномоментной пластикой прикрепленной десны свободным эпителизированным десневым трансплантатом с твердого неба пациента.

2.3.2. Дополнительные методы клинического исследования

После фиксации временных несъёмных зубных протезов на сроках наблюдения через 14 суток, 3, 6 и 8 месяцев проводили оценку уровня гигиены с помощью индекса эффективности гигиены полости рта РНР.

Прирост костной ткани оценивали, проводя морфометрический анализ, измеряя с помощью градуированного пародонтального зонда ширину

альвеолярной кости после удаления индивидуальной титановой сетки. Для оценки выбирали участки челюсти с наибольшими показателями прироста, после редукции, пере установкой дентальных имплантатов. Сравнивали медианы разницы ширины исходной кости по отношению к сформированному под сеткой регенерату.

Оценка заживления раневой поверхности проводилась на сроках основного послеоперационного периода - третьи, седьмые и четырнадцатые сутки, с помощью индекса заживления ран (ЕНІ) — Early Wound Healing Index (Wachtel H., Weng D., Zuhr O. 2003). В истории болезни вносились цифровые значения от 1 до 5, соответствующие тяжести заживления раневой поверхности:

- 1 – Края линии разреза плотно соединены, фибриновый налет отсутствует.
- 2 – Края линии разреза сопоставлены, но имеют тонкую полоску фибрина на линии разреза.
- 3 – Края линии разреза сопоставлены, но помимо налета по линии разреза фибрин покрывает прилежащие к ней края лоскута
- 4 – Края раневой поверхности разошлись и частично некротизировались, отмечается экссудация, вторичное натяжение вследствие отека.
- 5 – Расхождение и некроз краев раневой поверхности, визуализируется гнойное отделяемое из раны.

Также оценивали экспозицию сетки или возможный некроз слизистой и костного трансплантата на общих сроках наблюдений 3, 6 и 8 месяцев после основного хирургического вмешательства.

Жесткость закрепления дентальных имплантатов оценивали непосредственно в день установки, на этапах временного и постоянного протезирования, а также через один год после установки. У имплантатов определяли коэффициент стабильности (КСИ) методом магнитно-резонансного анализа, измеряя частоту колебаний многогранного штифта MulTiPeg при помощи бесконтактной техники прибором Penguin RFA (Integration Diagnostics, Швеция) (рис. 7).



Рисунок 7. Прибор для измерения коэффициента стабильности имплантата (КСИ) Penguin RFA (Integration Diagnostics, Швеция).

С целью определения полученного объема костной ткани после операции, а также, для мониторинга состояния костной ткани вокруг дентальных имплантатов всем пациентам проводилась конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ).

Рентгенологическое исследование проводилось на аппарате Vatech PaX-i 3D (Vatech, Корея) с лучевой нагрузкой 30 мЗв (рис. 8).



Рисунок 8. Конусно-лучевой компьютерный томограф Vatech PaX-i 3D (Vatech, Корея).

Рентгенологическое исследование проводилось на этапах формирования клинической группы до операции, после операции, в день удаления сетки через 8 месяцев: до и после операции, и после фиксации постоянной ортопедической конструкции с опорой на дентальные имплантаты, а также через год после протезирования. Проводили измерения с помощью виртуальной линейки, сравнивали медианы разницы высоты и ширины исходной кости по отношению к сформированному под сеткой регенерату. Для объективной оценки прироста костной ткани выбрали два срока наблюдений: после установки сетки и перед ее удалением. Данные сроки аргументированы тем, что в процессе установки сетки проводилась частичная редукция кости пациента также и как в момент установки дентальных имплантатов (рис. 9).

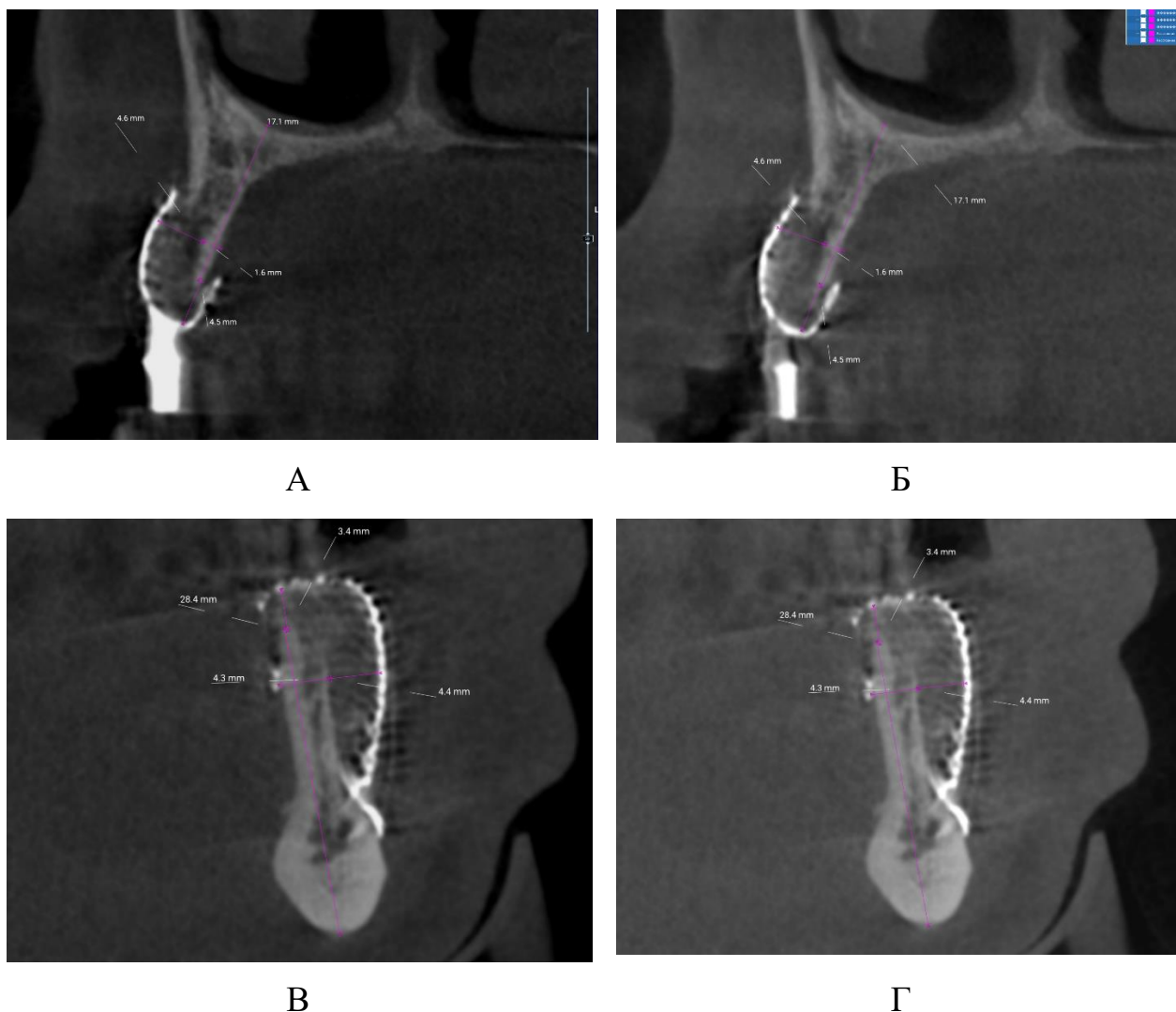


Рисунок 9. Рентгенограммы пациентов с фиксированной индивидуальной титановой сеткой: А – на верхней челюсти в день фиксации; Б – на верхней челюсти в день удаления; В – на нижней челюсти в день фиксации; Г – на нижней челюсти в день удаления.

Также оценивали убыль костной ткани вокруг дентальных имплантатов, вычитая высоту кости от шейки имплантата через год после нагружения из высоты кости в день фиксации постоянной ортопедической конструкции.

2.4. Методы оценки качества жизни пациентов.

Для того чтобы оценить уровень качества жизни пациентов, мы применили валидизированный и переведённый на русский язык краткий опросник Всемирной организации здравоохранения «WHOQOL-BREF».

В процессе обработки данных мы руководствовались рекомендациями, предоставленными для этого опросника. Анкетирование проводили до оперативного вмешательства, на этапах перед удалением сетки и через год после постоянного протезирования. Анкета включает 26 вопросов, разделенных на два блока. Первый блок из двух вопросов подсчитывается отдельно, а второй блок из 24 вопросов направлен на оценку качества жизни по четырем основным сферам: физическое здоровье, психологическое здоровье, социальные отношения и окружающая среда.

В текущей версии анкеты качество жизни в каждой из сфер выражается в процентах, как отношение текущего значения к максимально возможному значению. В рабочей версии анкеты качество жизни определяется по формуле: $KЖ = (\text{текущее значение} - \text{минимально возможное значение}) / (\text{максимально возможное значение} - \text{минимально возможное значение}) \times 100\%$. Максимально возможный размах рассчитывается как разница между максимально и минимально возможными значениями в каждой сфере.

Ответы респондентов на остальные 24 вопроса анкеты формировали исходные суммы по доменам:

$$\text{Физическое здоровье } (\alpha) = (6-Q3) + (6-Q4) + Q10 + Q15 + Q16 + Q17 + Q18,$$

$$\text{Психофизиологическое здоровье } (\beta) = Q5 + Q6 + Q7 + Q11 + Q19 + (6-Q26),$$

$$\text{Социальные взаимоотношения } (\gamma) = Q20 + Q21 + Q22,$$

$$\text{Окружающая среда } (\delta) = Q8 + Q9 + Q12 + Q13 + Q14 + Q23 + Q24 + Q25.$$

Далее, чтобы рассчитываемое качество жизни по сферам было сопоставимо, его пересчитывали по формуле:

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

где минимально возможные значения и максимально возможный размах представлены в табл. 4.

Таблица 4. 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

В случае, если индекс качества жизни пациента составлял менее 30%, это считалось низким показателем. Если индекс находился в диапазоне от 31% до 60%, то это указывало на снижение качества жизни. А если индекс был выше 61%, то качество жизни считалось нормальным.

2.5. Материал и методы клинико-лабораторного исследования

У пациентов исследуемой группы после удаления индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации с элементами фиксации временной ортопедической конструкции, при формировании имплантационного ложа в зоне проведенной аугментации использовали сверло-трепан для забора костной ткани, также производили забор мягких тканей мукотомом. Полученные

костные мягкотканые препараты подвергали гистоморфофункциональному анализу.

Полученные биоптаты фиксировали 10% раствором нейтрального формалина 3 суток. Декальцинацию содержащих костную ткань биоптатов проводили в Трилоне Б 14 суток. После обезвоживания в градиенте спиртов и ксилола образцы заключали в парафин. Далее изготавливали срезы толщиной 5-7 мкм. Срезы окрашивали гематоксилином и эозином, по Массону с анилиновым синим, и по Ван Гизон в соответствии с рекомендациями производителя окрасок (Biovitrum, Россия) (рис. 10). Срезы исследовали на световом микроскопе Axioimager M.1 (Carl Zeiss, Германия).

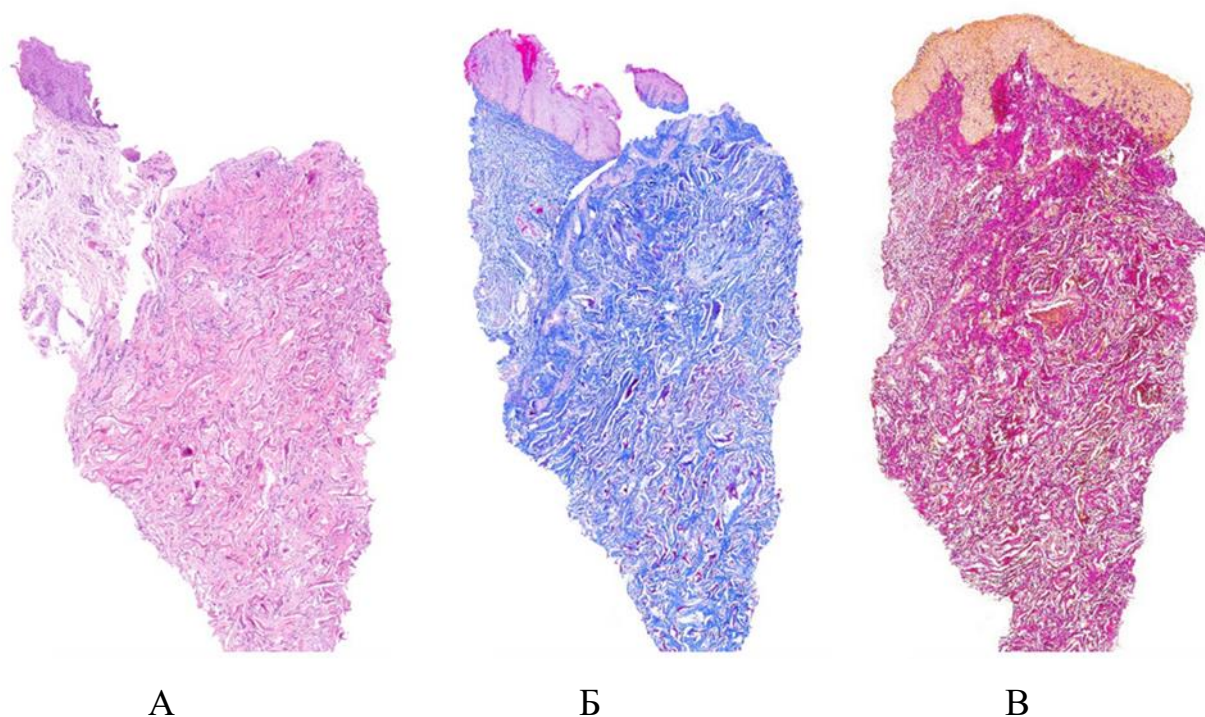


Рисунок 10. Виды окрасок препаратов на примере биопсии мягких тканей десны: А – гематоксилин-эозин; Б – по Массону; В – по Ван Гизон.

Морфометрию проводили на гистотопограммах, полученных с использованием программного комплекса ZEN v3.0 (Carl Zeiss, Германия). На срезах относительно объема всей биопсии оценивали объем новообразованной костной ткани, остатков костно-пластического материала и аутогенной костной стружки, соединительной ткани (Рис. 11). Сегментирование изображений и получение информации о площади измеряемых объектов проводили в Photoshop

(Adobe, США). При проведении морфометрии руководствовались общепринятыми рекомендациями [254,267,324].

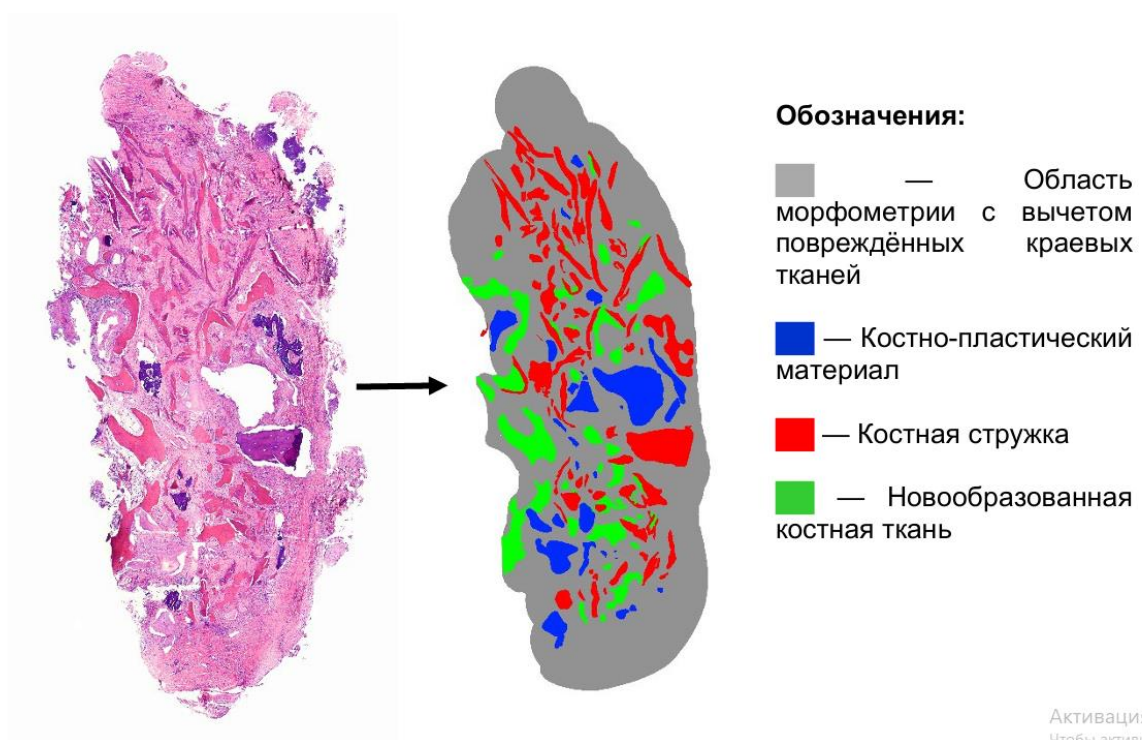


Рисунок 11. Сегментирование гистотопограмм при морфометрии.

Статистический анализ. Построение графиков и статистический анализ результатов выполняли в программе GraphPad Prism v.10 (США). Нормальность распределения оценивали с помощью теста Шапиро-Вилка. Межгрупповые различия выявляли с использованием t-теста. Статистически значимыми считали различия при вероятности ошибки отклонения от нулевой гипотезы или уровне статистической значимости ниже 5% ($p < 0,05$ или $\alpha=0,05$).

2.6. Статистические методы исследования

Анализ результатов исследования проводился с использованием программного обеспечения STATISTICA 10.0.

Для количественных показателей была проведена визуальная проверка нормальности распределения с помощью графика. Дополнительно был использован критерий Колмогорова-Смирнова с поправкой Лилиефорса для подтверждения результатов.

Для непрерывных величин достоверность различий была определена с использованием одностороннего двухпарного Т-критерия Стьюдента для независимых выборок.

Для категориальных величин достоверность различий была проверена с использованием W-критерия Уилкоксона.

Различия между выборками считались статистически значимыми при доверительной вероятности более 95% ($p < 0,05$).

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В данной главе представлены результаты теоретических и лабораторно-экспериментальных исследований, которые легли в основу разработки протокола операции дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с полным отсутствием зубов, используя современные цифровые технологии планирования, моделирования и производства, также описанного в указанном разделе диссертации.

3.1 Результаты лабораторно-экспериментального исследования

Для определения основных физико-механических характеристик конструкционного материала, используемого в аддитивной технологии производства разработанных конструкций индивидуальных титановых сеток с элементами для фиксации несъемных зубных протезов, были проведены эксперименты по изучению деформации образцов в упругом диапазоне и вплоть до разрушения (рис. 12).



Рисунок 12. Закрепленный в установке Zwick Z100 (Германия) образец в момент разрушения.

Полученные результаты представлены в таблице 5 и на рисунке 13.

Таблица 5. Результаты испытаний образцов конструкционного материала, используемого в аддитивном производстве индивидуальных титановых конструкций.

Модуль Юнга E, Мпа	σ_s , Мпа	ε_s , %	$\sigma_{0.2}$, Мпа	σ_B , Мпа	ε_B , %
1.26E5	1020	0.8	1066.7	1133	5.1

σ_s - предел пластичности по напряжению, 1020 Мпа;

ε_s - предел пластичности по деформациям;

$\sigma_{0.2}$ - предел пластичности по напряжению по допуску 0.2% на величину пластических деформаций (стандартная характеристика материала);

σ_B – предел прочности на растяжение по напряжениям;

ε_B - предел прочности на растяжение по деформациям.

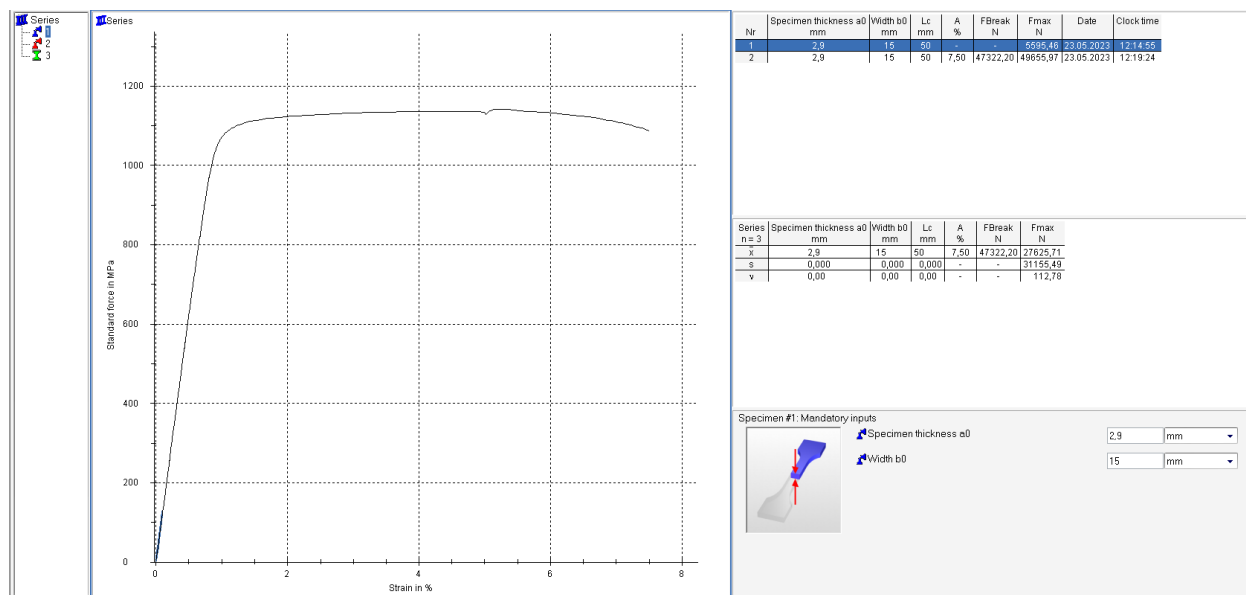


Рисунок 13. Диаграмма результатов экспериментального исследования по определению физико-механических характеристик конструкционного материала.

3.2 Результаты математического моделирования.

Определение оптимальных параметров индивидуальной титановой сетки, количества и расположения внутрикостных фиксирующих опорных элементов, допустимой жевательной нагрузки на временный несъемный зубной протез проводилось в математическом эксперименте методом конечных элементов.

3.2.1 Результаты исследования напряженно-деформированного состояния в конструкции индивидуальной титановой сетки

Для получения виртуальной модели индивидуальной титановой сетки пациенту в дооперационном периоде проводят компьютерную томограмму челюстей, данные конусно-лучевой компьютерной томографии челюстей пациента экспортируются в виде DICOM-файла в среду облачного искусственного интеллекта Diagnocat, и затем с помощью встроенной функции данного ПО создаются 3D-модели необходимых сегментов челюстей и зубов в формате STL (рис. 14). С помощью специальной компьютерной программы Ansys SpaceClaim фасетные модели всех составляющих частей конструкции были переведены в твердотельные модели.

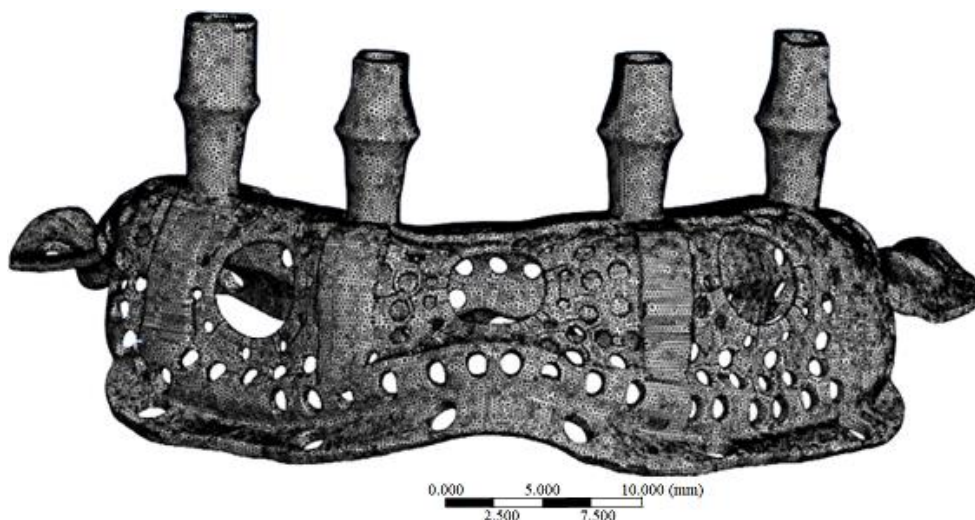


Рисунок 14. Фасетная модель индивидуальной титановой сетки.

На рисунке 15 изображена конечно-элементная модель титановой сетки. В качестве граничных условий по перемещениям было выбрано закрепление по внутренним поверхностям маленьких отверстий (их всего 20), расположенных по периметру нижней части сетки – заштриховано красным цветом; показано с двух ракурсов: вид снаружи и вид с язычной стороны; закрепление по всему периметру, перемещения запрещены по всем направлениям X , Y , Z .

$$U_{xi} = U_{yi} = U_{zi} = 0, \text{ где } i = 1, \dots, 20.$$

Задача решалась в линейно-упругой постановке методом конечных элементов. Математическая модель включала в себя систему уравнений теории упругости: дифференциальные уравнения равновесия, уравнения Коши для малых деформаций и закон Гука, согласно которому компоненты деформации являются линейными функциями компонента напряжения.

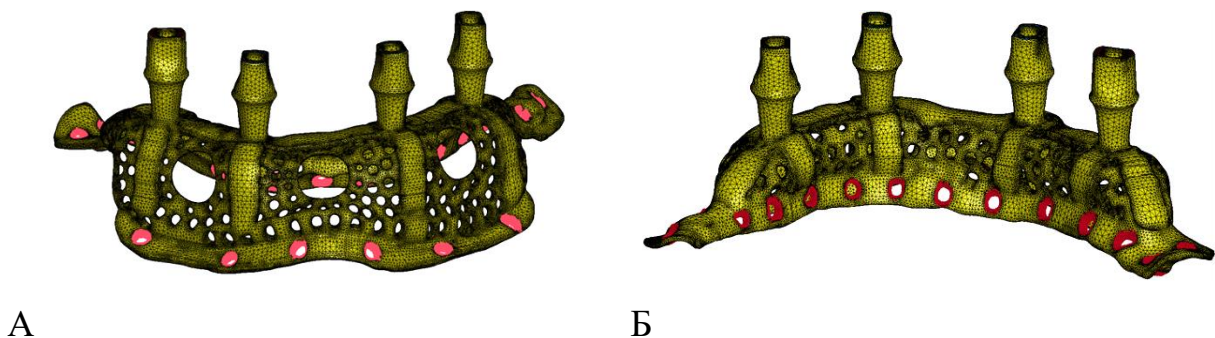


Рисунок 15. Конечно-элементная модель титановой сетки с визуализацией закрепления по всему периметру: А - вид снаружи; Б – вид изнутри.

Ввиду сложной геометрии моделей для построения сетки конечных элементов использовался объемный элемент тетраэдр с линейной функцией формы с 4-я узлами и 3-я степенями свободы в каждом узле (перемещение в каждом узле в направлениях X , Y , Z).

На рисунке 16 показана конечно-элементная модель сетки, на которой видно неравномерное распределение расчетной сетки: сгущение в перфорированных областях конструкции и местах соединения опор с верхней частью мембраны. Всего в этой модели более 700000 элементов.

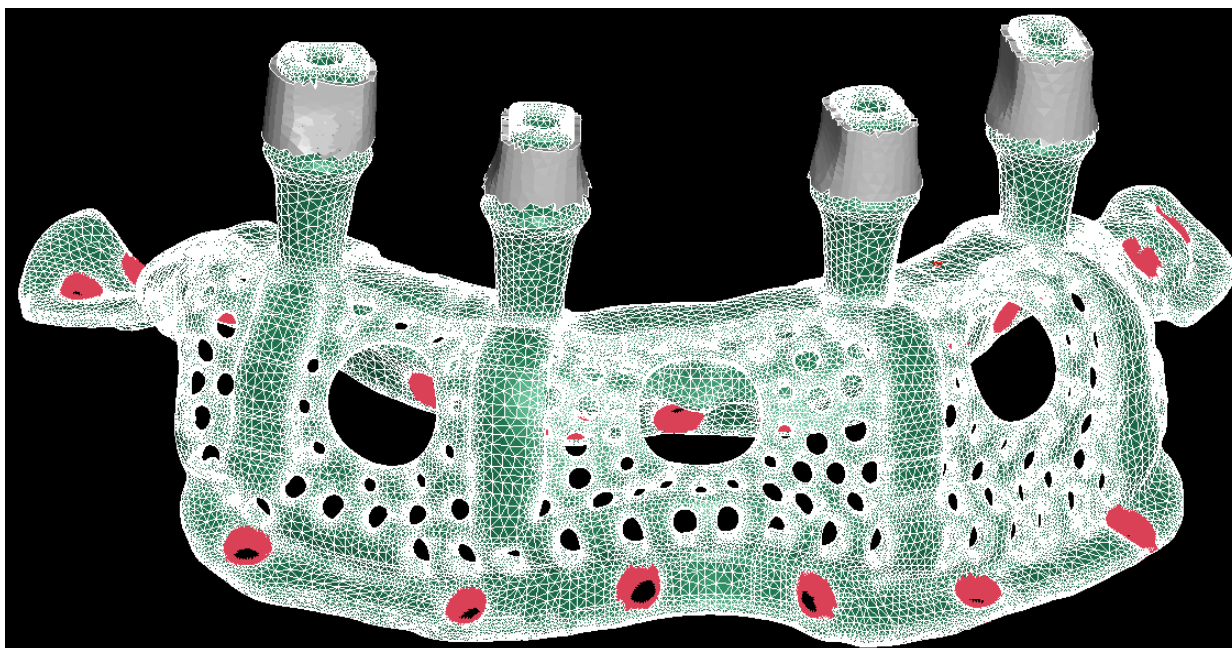


Рисунок 16. Конечно-элементная модель титановой сетки.

Для определения необходимого количества крепежных элементов на первом этапе эксперимента фиксировали модель сетки к челюсти через одно отверстие (рис. 17).

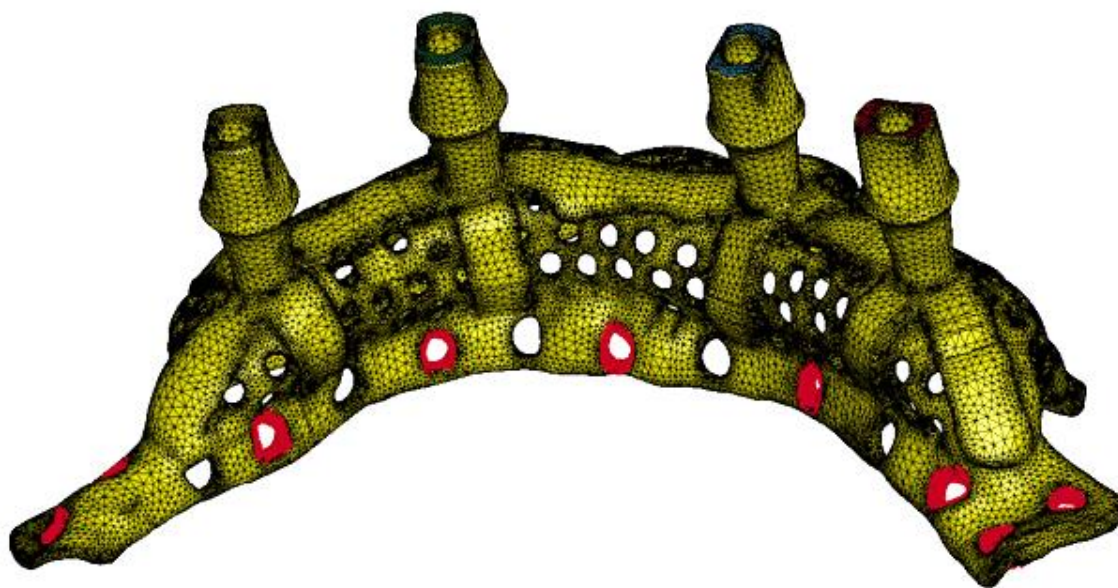


Рисунок 17. Конечно-элементная модель титановой сетки с визуализацией закрепления по всему периметру через одно отверстие.

Таким образом, задача с сеткой решалась в 2-х вариантах: при полном закреплении (20 винтов) и через одно отверстие (12 винтов).

Основная задача в такой постановке – это определение максимальных перемещений верхней части конструкции, которые должны быть очень незначительными для предотвращения давления на остеопластический материал.

Результаты численного решения при вертикальной нагрузке $F = 100$ Н (максимальная сила жевательных мышц на сжатие) на верхнюю часть опоры и полном закреплении показаны на рисунке 18. Максимальное значение перемещения принадлежит опоре (красный цвет) и равно $\Delta_{\max} = 0,0363$ мм (на 2-м этапе решения будет видно, что на эти 4 опоры фиксируется несъемный зубной протез), $\Delta_{\max}$ верха сетки существенно меньше – $\Delta_{\max} = 0,0145$ мм. При закреплении нижней части сетки через одно отверстие (рис. 19) – значения перемещений изменились весьма незначительно: $\Delta_{\max}$ опоры равен 0,0377 мм, а $\Delta_{\max}$ верха мембраны равен 0,0153 мм, т.е. отличие составляет всего 4-5%.

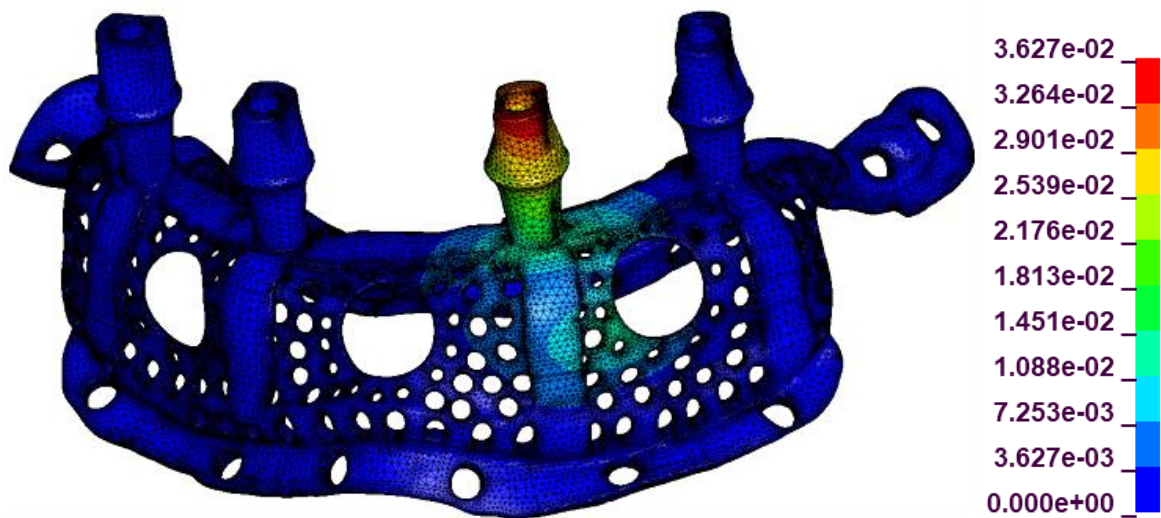


Рисунок 18. Распределение перемещений внутри сетки при полном закреплении. $\Delta_{\max}$ верхней части конструкции = 0,0145 мм

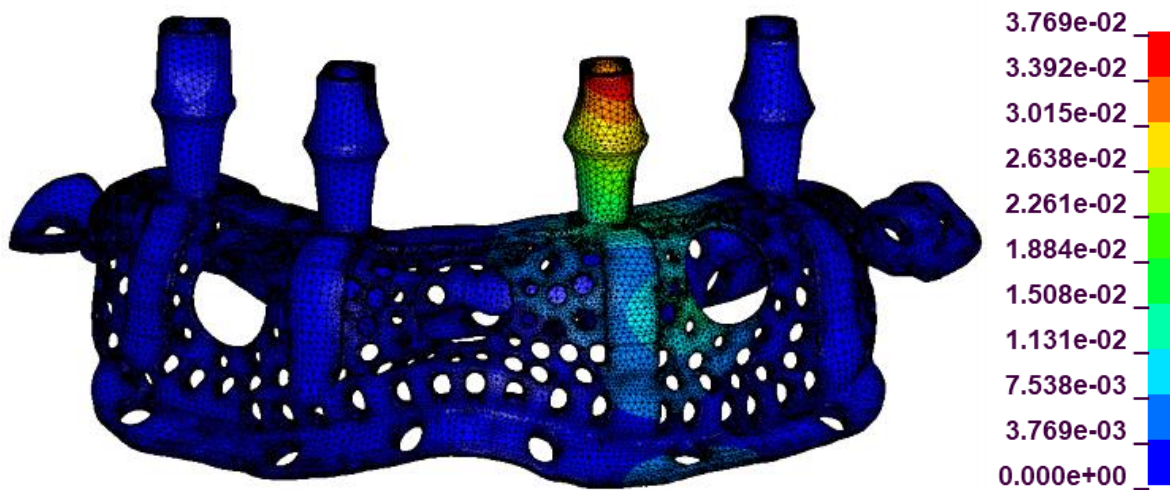


Рисунок 19. Распределение перемещений внутри сетки при закреплении через одно отверстие. $\Delta_{\max}$ верхней части конструкции = 0,0153 мм.

Распределение напряжений при тех же граничных условиях показано на рисунках 20, 21 – полное закрепление и на рисунках 22, 23 – закрепление через одно отверстие.

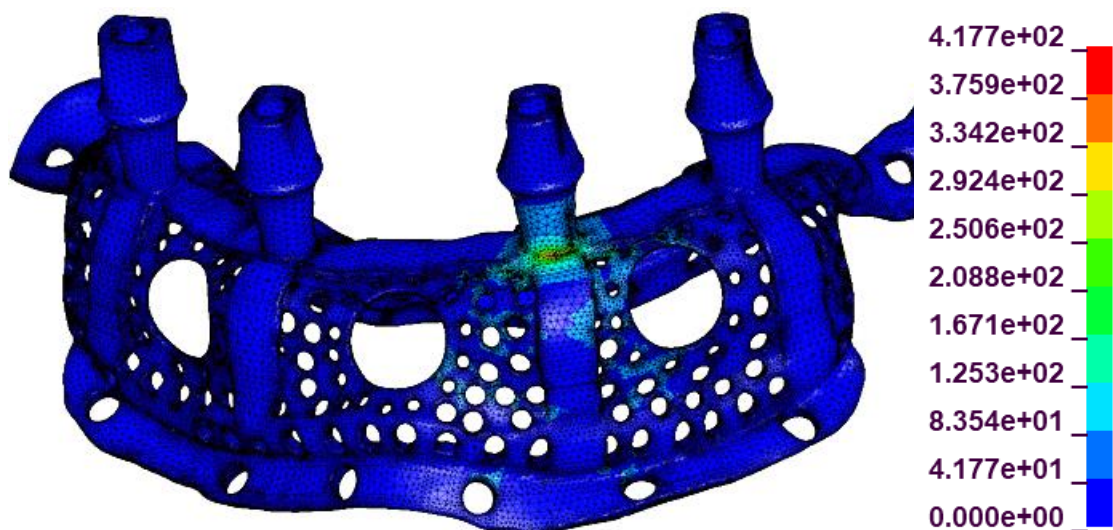


Рисунок 20. Распределение напряжений внутри сетки при полном закреплении. $\sigma_{\max} = 418$ МПа.

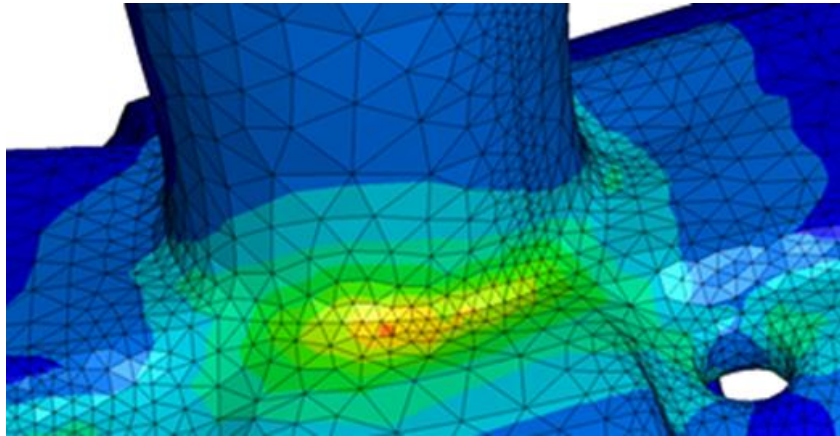


Рисунок 21. Распределение напряжений внутри сетки при полном закреплении, места с максимальными напряжениями в увеличенном масштабе.

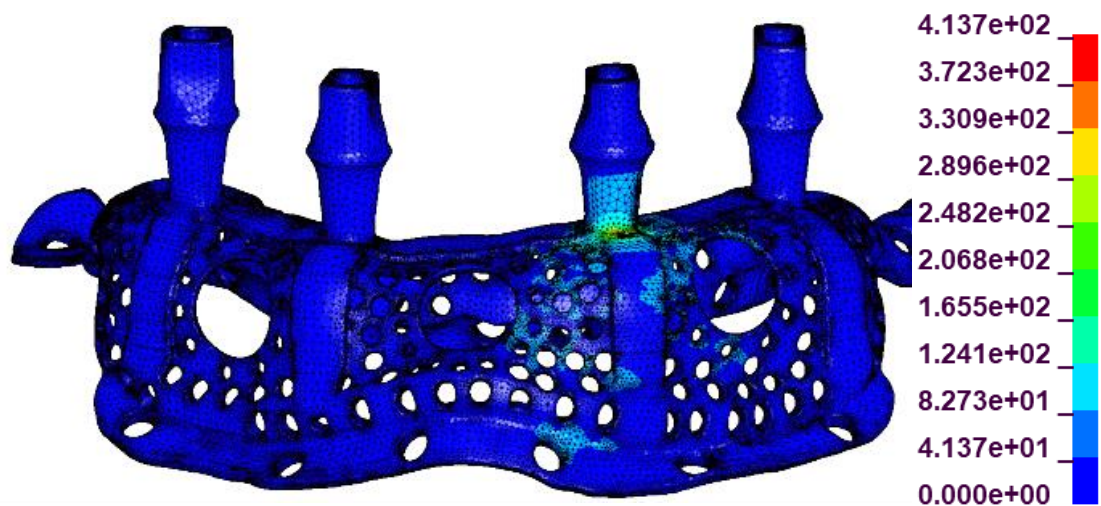


Рисунок 22. Распределение напряжений внутри сетки при закреплении через одно отверстие. $\sigma_{\max} = 414$ МПа.

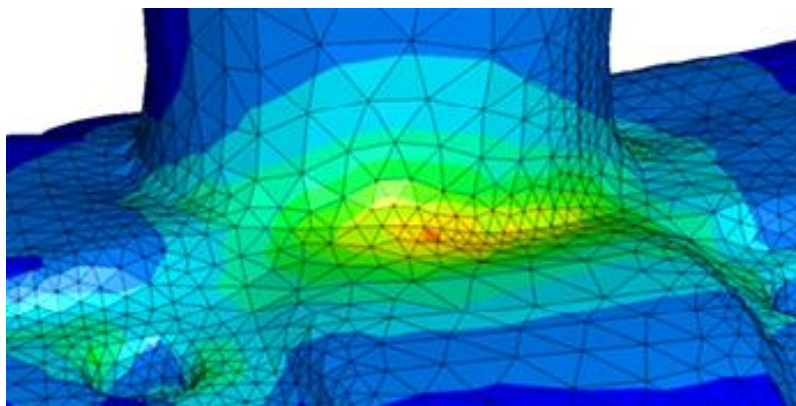


Рисунок 23. Распределение напряжений внутри сетки при закреплении через одно отверстие, места с максимальными напряжениями в увеличенном масштабе.

Как видно, максимальное значение напряжения в первом случае $\sigma_{\max} = 418$ МПа и во втором случае $\sigma_{\max} = 414$ МПа, т.е. отличие составляет меньше одного процента. Максимальные значения в обоих случаях находятся в местах соединения нижней части опоры с верхней частью сетки.

Результаты решения задачи на первом этапе (с одной сеткой) позволяют сделать вывод о том, что при разном закреплении – по всей нижней части конструкции (по 20 отверстиям) или через одно отверстие и при одинаковой нагрузке $F = 100$ Н максимальные значения по перемещениям отличаются на 4-5%, а по напряжениям меньше 1%. Значения максимальных напряжений в сетке и перемещений её верхней поверхности представлены в таблице 6.

Таблица 6. Значения максимальных напряжений в сетке и перемещений её верхней поверхности при различных условиях нагружения.

Условия нагружения конструкции $F = 100$ Н	Максимальные перемещения верха сетки $\Delta_{\max}$, мм	Максимальные напряжения $\sigma_{\max}$, МПа
На 1 зуб, полное закрепление	0.0067	246
На 2 зуба, полное закрепление	0.0060	223
На 2 зуба, закрепление через 1 отверстие	0.0062	217
На 2 зуба, закрепление через 9 отверстий	0.0066	219
На 8 зубов, закрепление через 9 отверстий	0.0064	119

3.2.2. Результаты исследования напряженно-деформированного состояния в конструкции индивидуальной титановой сетки с фиксированным временным зубным протезом.

На 2-м этапе решения исследуется часть конструкции, состоящая из титановой сетки и фиксированного на ней зубного протеза. На рисунках 23, 24, 25, 26 подробно показаны детали соединения сетки с протезом. Так, на рисунке 24 показана исследуемая часть конструкции – красным цветом закрашена окклюзионная поверхность зуба, на которую действует нагрузка $F = 100$ Н. На этом этапе решается контактная задача, геометрия модели усложнилась – зубной протез имеет углубления с ротационными элементами по центру, в которые вставлены опоры протеза для более крепкого соединения, поэтому эти 2 части конструкции были склеены цементом.

На рисунке 25 цемент закрашен зеленой краской вокруг опор мембраны, а на рисунке 26 зубной протез перевернут – показана его нижняя часть с 4-мя углублениями, в которые помещен цемент (зеленый цвет). На рисунке 27 – вид сверху на сетку, по периметру которой показано закрепление по боковым отверстиям, закрашенных красным цветом. На границе контактов создавались контактные пары: 4 контактные пары между цементом и временным несъемным зубным протезом, изготовленным из полиметилметакрилата (в местах крепления опор сетки с протезом), 4 контактные пары между титаном и цементом имеют склейку-контакт “tied contact”.

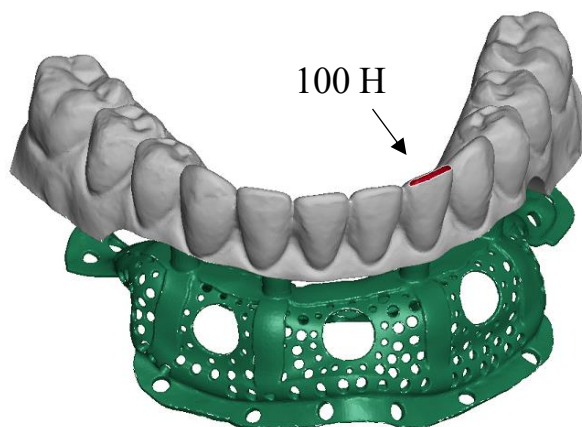


Рисунок 24. Вид виртуальной модели сетки с фиксированным на ней зубным протезом.

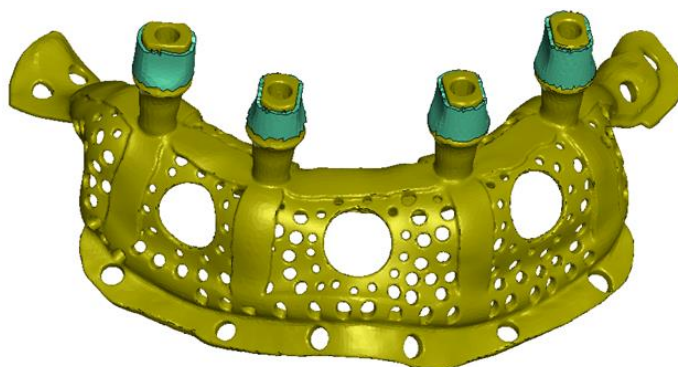


Рисунок 25. Вид виртуальной модели сетки с цементным соединением, выделенным зеленым цветом.



Рисунок 26. Вид виртуальной модели временного несъемного зубного протеза с цементным соединением, выделенным зеленым цветом.



Рисунок 27. Вид сверху виртуальной модели сетки с выделенными зонами крепления к кости.

На рисунках 28 – 36 представлены результаты численного исследования полей напряжений и перемещений по всем объемам модели. Одинаковая нагрузка $F = 100$ Н сначала задавалась на окклюзионную поверхность одного зуба и затем на два. На этом этапе решается контактная задача: имеется 4 контактных пары – между цементом и мостовидным протезом (4 опоры). Титан с цементом имеют

склейку-контакт “tied contact”. На рисунках 28 и 29 показаны конечно-элементные модели сетки с фиксированным протезом при полном закреплении, т.е. закреплены все боковые поверхности отверстий по периметру сетки. Красный цвет показывает максимальные перемещения, синий – минимальные. Количественные значения перемещений можно определить из столбцов, помещенных справа от модели. Значения перемещений в столбце указаны в миллиметрах. Максимальное значение перемещения при нагрузке на один зуб приходится на нагруженный зуб (красный цвет) и равно $\Delta_{\max}$ зуба = 0.057 мм, максимальное значение перемещения верхней части сетки составляет $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0065 мм. При нагрузке 100 Н на 2 зуба значения перемещений зубов и верхней части сетки уменьшились на 25% и 7% соответственно по сравнению с той же нагрузкой на один зуб.

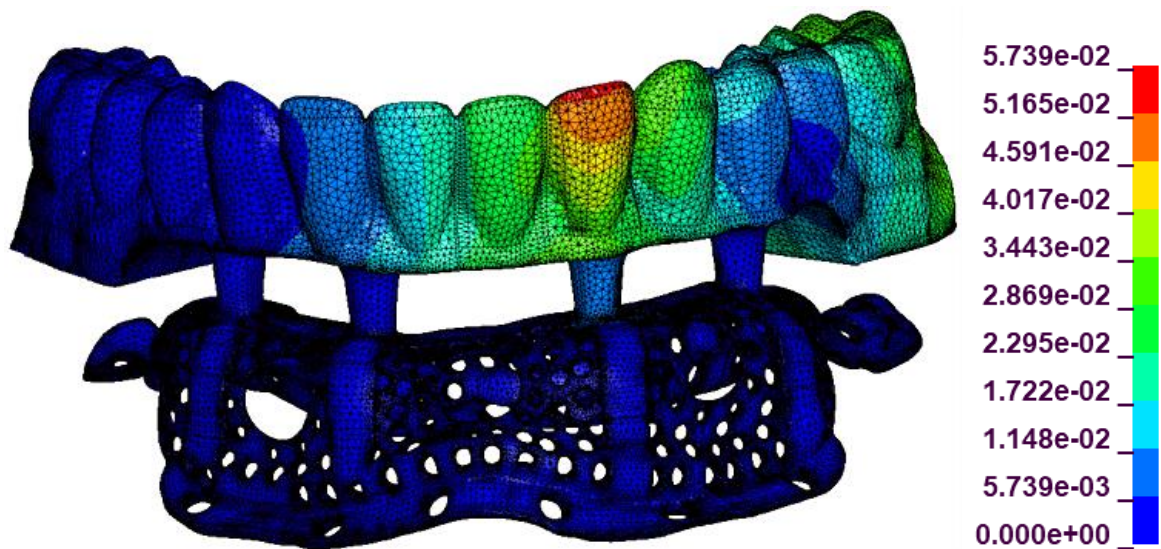


Рисунок 28. Распределение перемещений. Нагрузка на 1 зуб. $F = 100$ Н.

$\Delta_{\max}$ зуба = 0.057 мм. Полное закрепление. $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0067 мм.

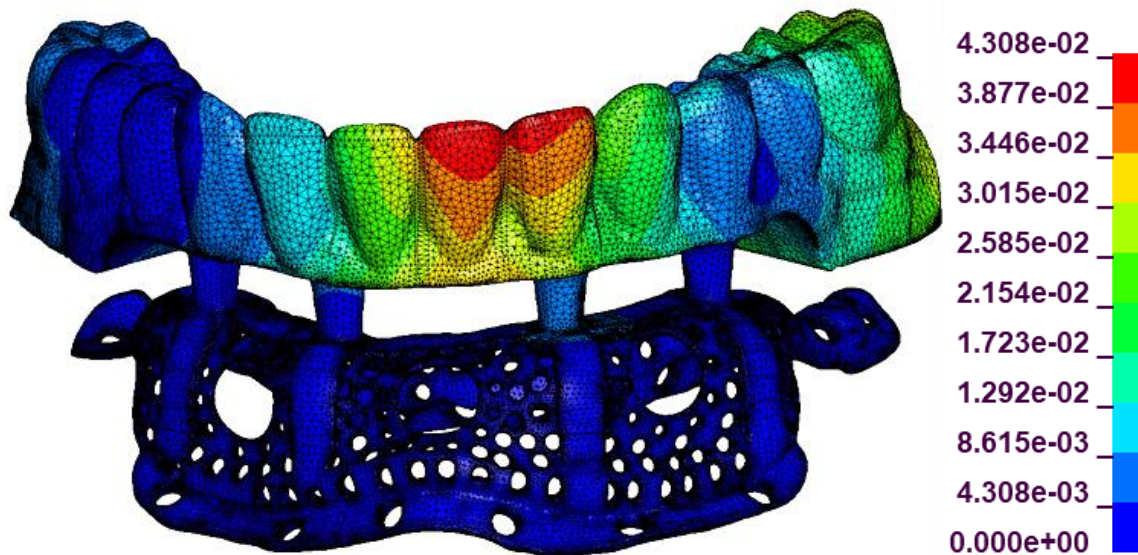


Рисунок 29. Распределение перемещений. Нагрузка на 2 зуба.

Δ_{max} зубов = 0.043 мм. Полное закрепление. Δ_{max} верха сетки = 0.006 мм.

На рисунках 30 и 31 показано распределение напряжений по Мизесу для вариантов с полным закреплением и нагрузкой на один зуб и на 2 зуба. На рисунках в увеличенном масштабе хорошо видно, что максимальные значения напряжений находятся в местах стыка опор с верхней поверхностью сетки. Для первого случая $\sigma_{\text{max}} = 246$ МПа, для второго – $\sigma_{\text{max}} = 223$ МПа, отличие составляет менее 10%.

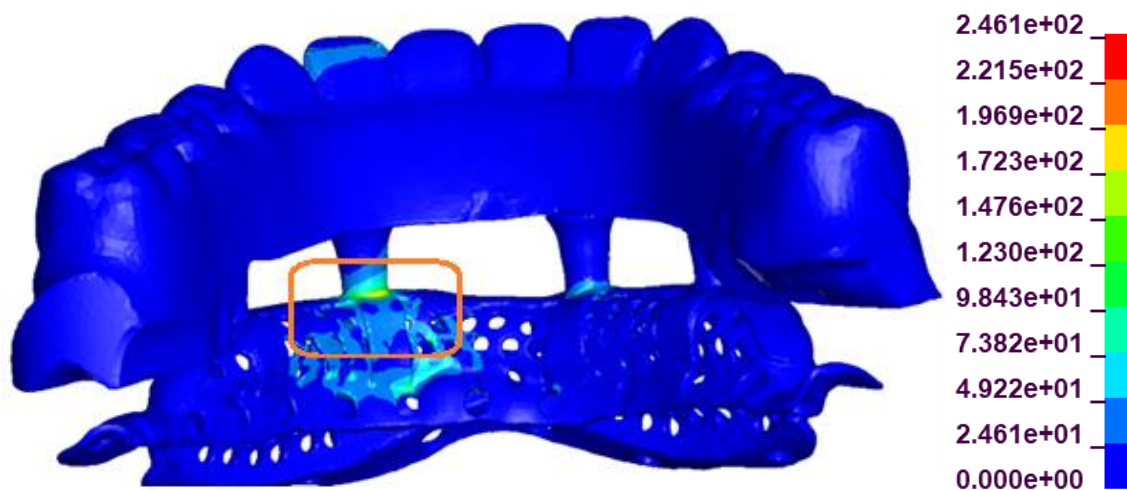


Рисунок 30. Распределение напряжений. Полное закрепление. Нагрузка на 1 зуб. $\sigma_{\text{max}} = 246$ МПа.

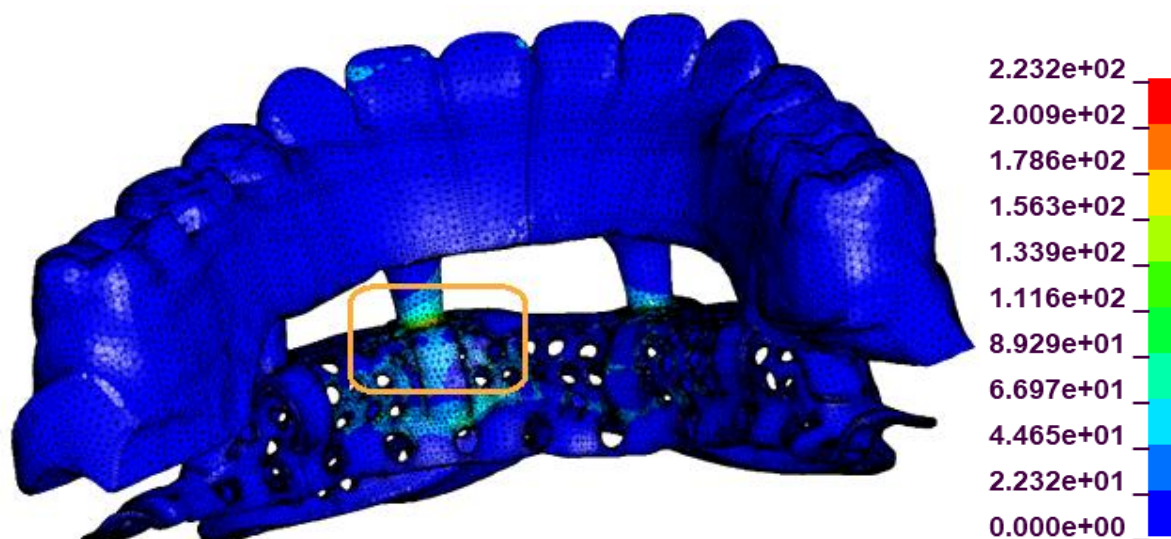


Рисунок 31. Распределение напряжений. Нагрузка на 2 зуба по 50 Н на каждый. Полное закрепление. $\sigma_{\max} = 223$ МПа.

Следующие рисунки показывают распределение перемещений и напряжений для другого варианта закрепления – через одно отверстие, т.е. закреплялись внутренние поверхности 12-ти отверстий по периметру сетки, с нагрузкой 100 Н на 2 зуба. Максимальное значение перемещения верхней поверхности сетки равно $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0062 мм (рис. 32), а максимальное значение напряжения составило $\sigma_{\max} = 217$ МПа. На рисунке 33 показано распределение напряжений с внешней стороны, а на рисунке 34 – с внутренней: видно, что бóльшие напряжения находятся в сетке с внутренней стороны в месте соединения опоры с поверхностью сетки.

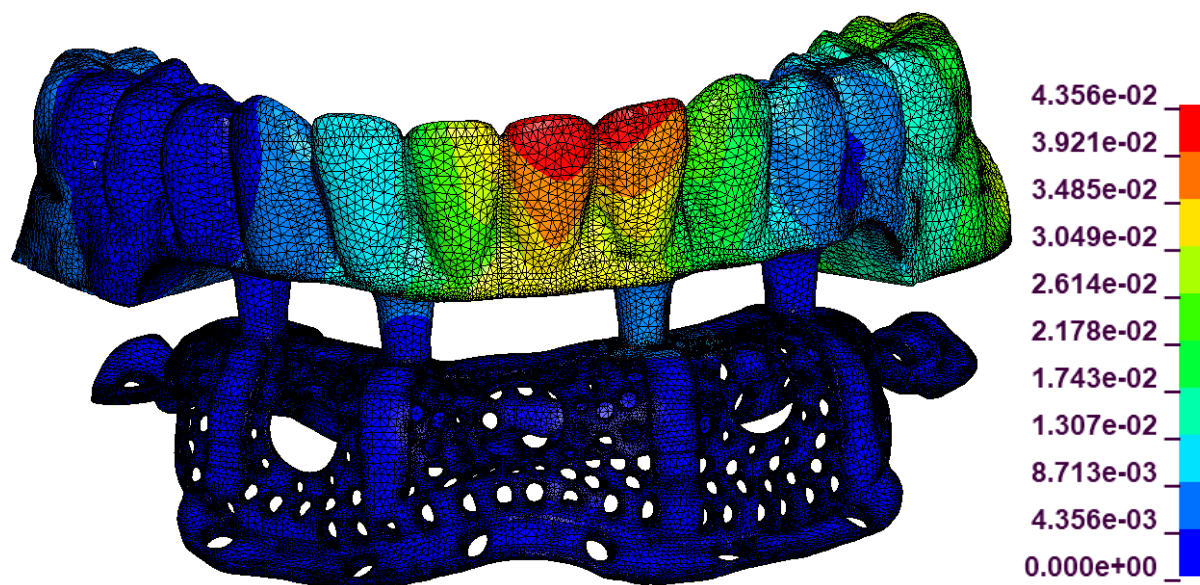


Рисунок 32. Распределение перемещений. Нагрузка на 2 зуба по 50 Н на каждый. $\Delta_{\max}$ зубов = 0.0436 мм. Закрепление через одно отверстие. $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.00623 мм.

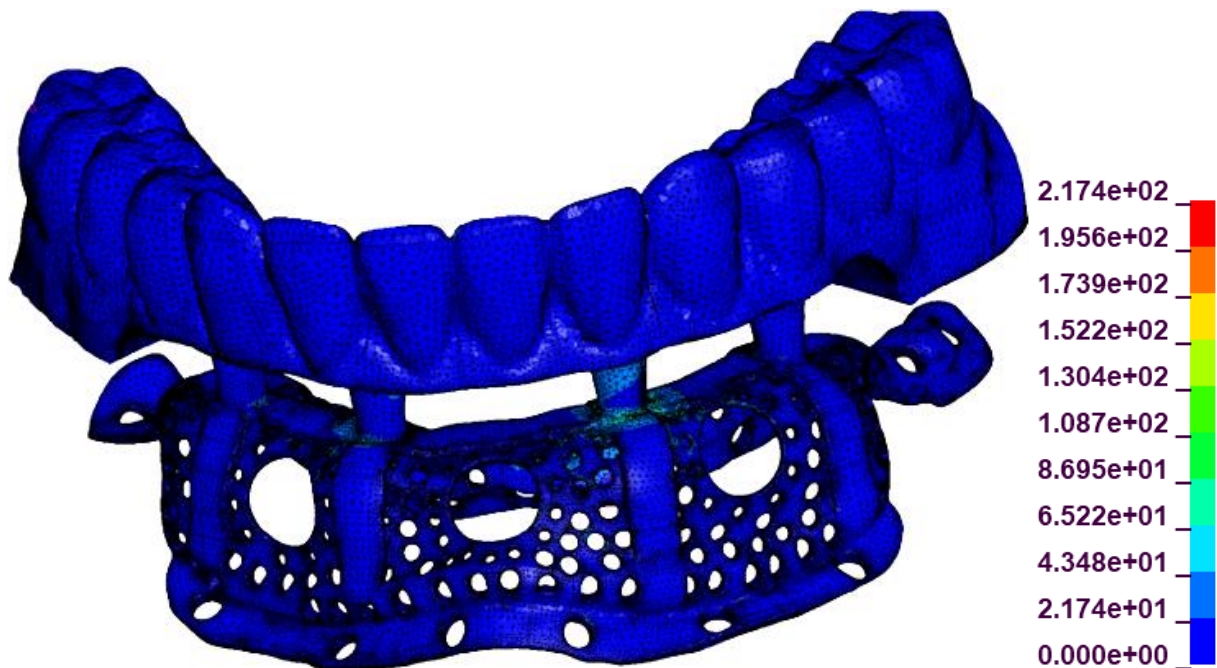


Рисунок 33. Распределение напряжений. Нагрузка на 2 зуба по 50 Н на каждый. $\sigma_{\max} = 217$ МПа. Закрепление через одно отверстие.

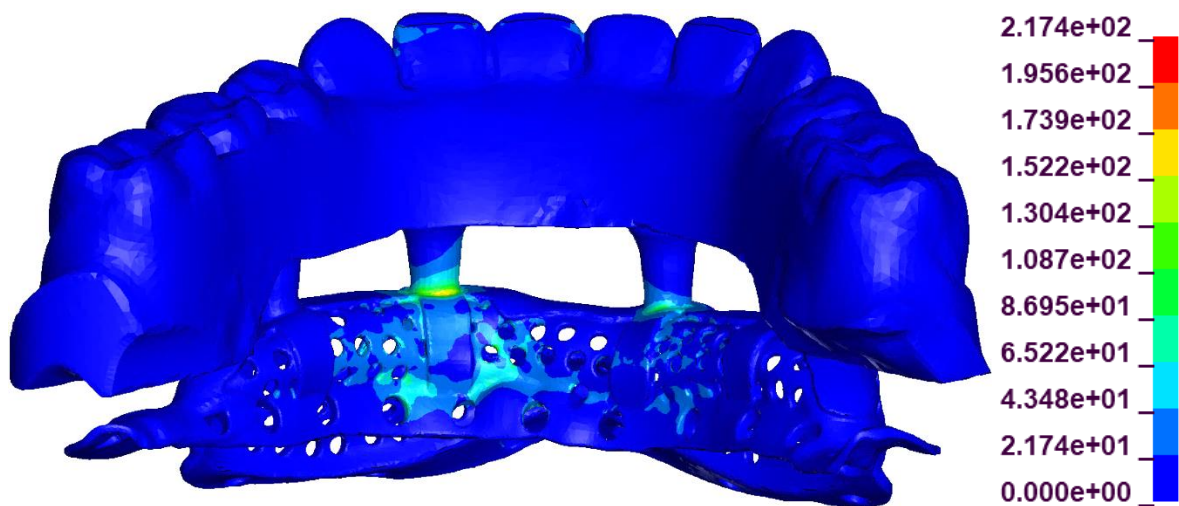


Рисунок 34. Распределение напряжений. Нагрузка на 2 зуба по 50 Н на каждый. $\sigma_{\max} = 217$ МПа. Закрепление через одно отверстие. Вид изнутри.

Сравнение значений перемещений и напряжений в вариантах с полным закреплением и через одно отверстие показало, что они отличаются между собой очень незначительно, перемещения верхней поверхности сетки практически

одинаковые для всех вариантов и ничтожно малы – всего 0.006 мм. Поэтому было решено ещё уменьшить количество закреплений.

Следующий вариант – закрепление через 9 отверстий. На рисунке 35 показано распределение перемещений, нагрузка на 2 зуба и закрепление по 9 внутренним поверхностям отверстий нижней кромки сетки. Максимальное значение перемещения зубов составило $\Delta_{\max}$ зубов = 0.0441 мм, а верхней поверхности сетки – $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0066 мм. Большие напряжения находятся в сетке с внутренней стороны в месте соединения опоры с поверхностью сетки $\sigma_{\max} = 219$ МПа (рис. 36) так же, как и для закрепления через одно отверстие – отличие менее 1%.

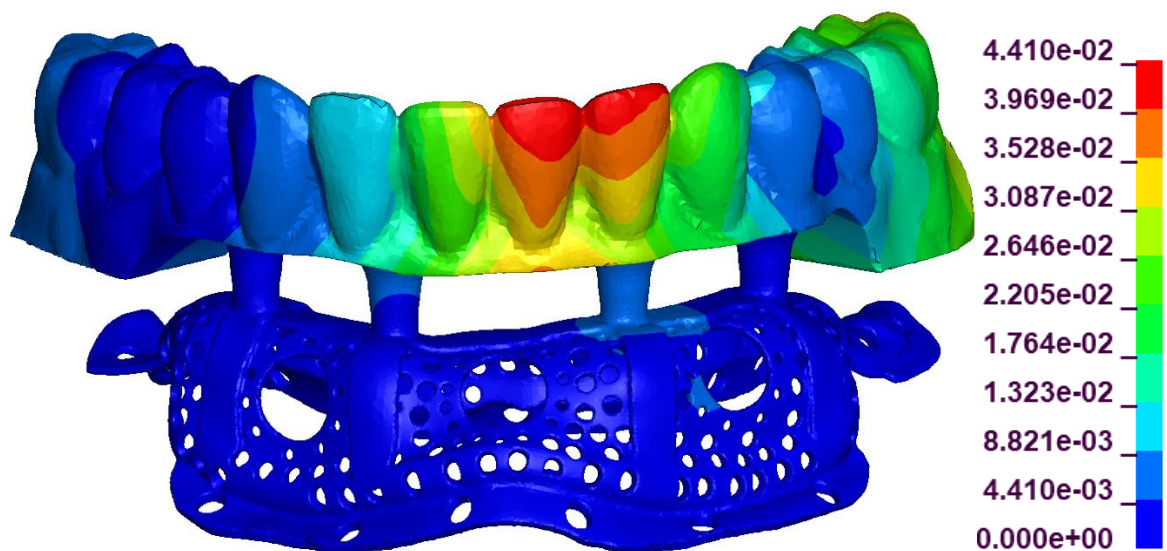


Рисунок 35. Распределение перемещений. Закрепление через 9 отверстий.

Нагрузка на 2 зуба. $\Delta_{\max}$ зубов = 0.0441 мм. $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0066 мм.

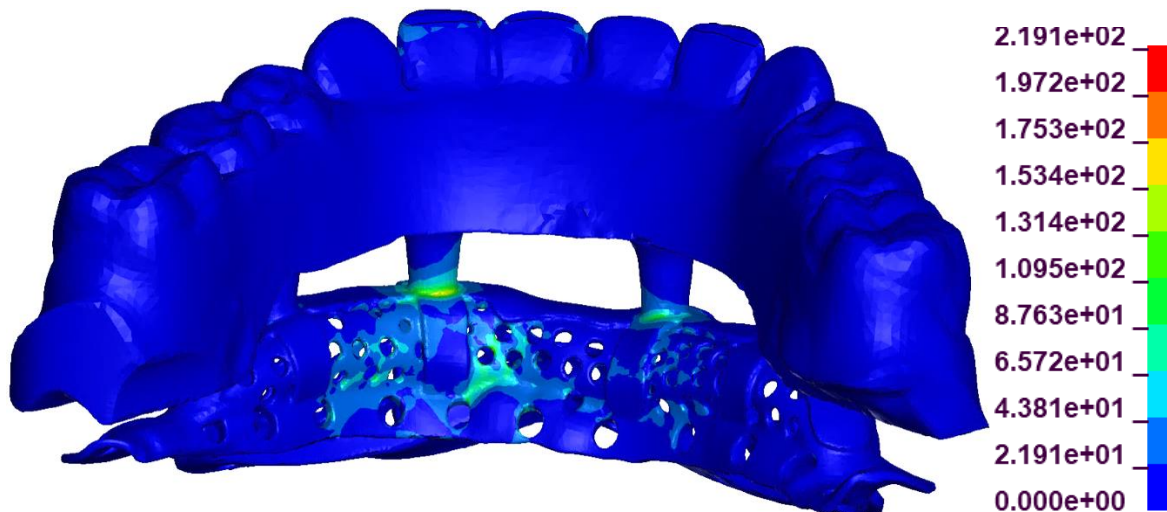


Рисунок 36. Распределение напряжений. Закрепление через 9 отверстий. Нагрузка на 2 зуба по 50 Н на каждый. $\sigma_{\max} = 219$ МПа. Вид изнутри

Следующий вариант: нагрузка $F = 100$ Н на окклюзионные поверхности 8-ми зубов – показан на рисунке 37, на котором изображена полупрозрачная модель. Эти окклюзионные поверхности представлены единым твердым телом, к которому приложена нагрузка F . По перемещениям в сравнении с предыдущим вариантом (нагрузка на 2 зуба и такое же закрепление через 9 отверстий) ничего не изменилось: там $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0066 мм и здесь $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0064 мм (рис. 38). Что касается напряжений, то в этом варианте значения напряжения оказались меньше напряжений варианта с нагрузкой на 2 зуба в 1.8 раз. В этом случае мы наблюдаем распределенную нагрузку на сетку, и поэтому напряжения значительно уменьшились.

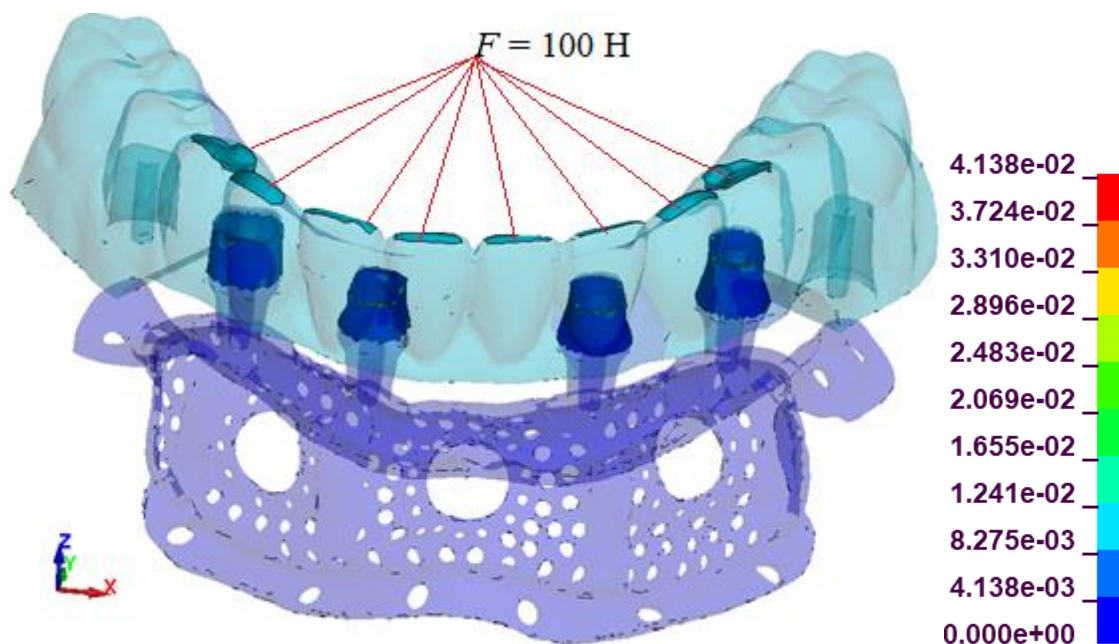


Рисунок 37. Нагрузка $F = 100$ Н на 8 зубов. Перемещения. $\Delta_{\max}$ зубов = 0.0414 мм. Закрепление через 9 отверстий. $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0.0064 мм.

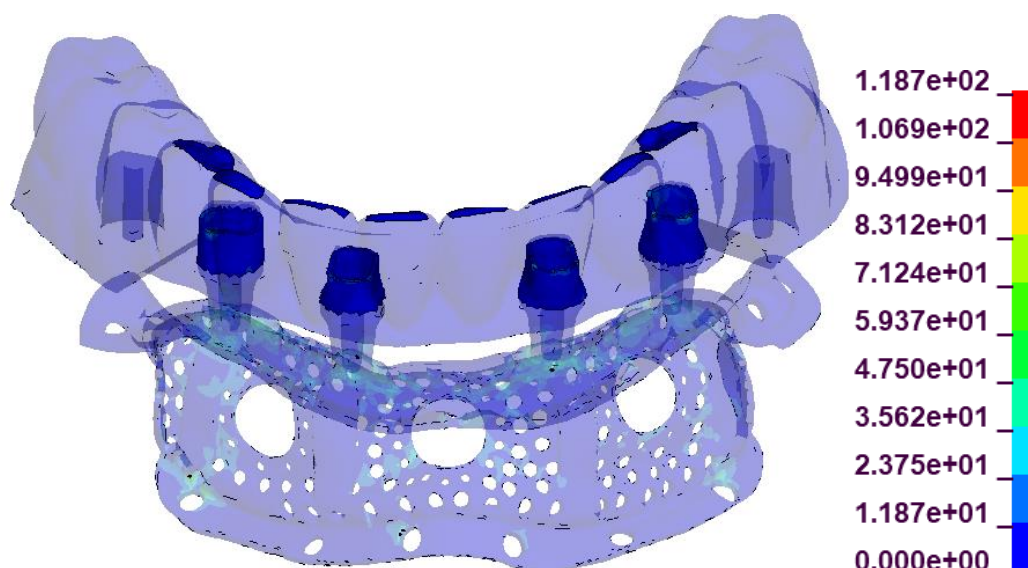


Рисунок 38. Нагрузка $F = 100$ Н на 8 зубов. Напряжения. $\sigma_{\max} = 119$ МПа.

Закрепление через 9 отверстий.

Значения максимальных значений напряжений в сетке и перемещений её верхней поверхности помещены в сводную таблицу 7.

Таблица 7. Значения максимальных напряжений и перемещений в сетке при различных условиях нагружения.

Условия конструкции $F = 100$ Н	нагружения	Максимальные перемещения сетки $\Delta_{\max}$, мм	Максимальные напряжения $\sigma_{\max}$, МПа
На 1 зуб, полное закрепление		0.0067	246
На 2 зуба, полное закрепление		0.0060	223
На 2 зуба, закрепление через 1 отверстие		0.0062	217
На 2 зуба, закрепление через 9 отверстий		0.0066	219
На 8 зубов, закрепление через 9 отверстий		0.0064	119

3.2.3. Результаты исследования напряженно-деформированного состояния конструкции «индивидуальная титановая сетка - зубной протез - нижняя челюсть».

В этом разделе (3-й этап решения) исследуется полная конструкция, состоящая из нижней челюсти, перфорированной титановой сетки и фиксированного на ней зубного протеза при вертикальной нагрузке в 100 Н на 8 зубов протеза.

На рисунке 39 показана полупрозрачная модель конструкции: зубной протез, на 8 зубов которого действует сила 100 Н, перфорированная сетка с опорами, на которые зафиксирован протез, нижняя челюсть, состоящая из кортикальной (темно-серый цвет) и губчатой кости (светло-серый цвет) и винтов, которыми крепится сетка к костной ткани челюсти, размером 4 мм в длину и 1,5 мм в диаметре.

Поскольку результаты решения на 1-м и 2-м этапах показали, что величина прогиба сетки (перемещение её верхней поверхности) практически не зависит от количества закреплений (в разумных пределах), то было решено закрепить сетку всего через 7 отверстий.

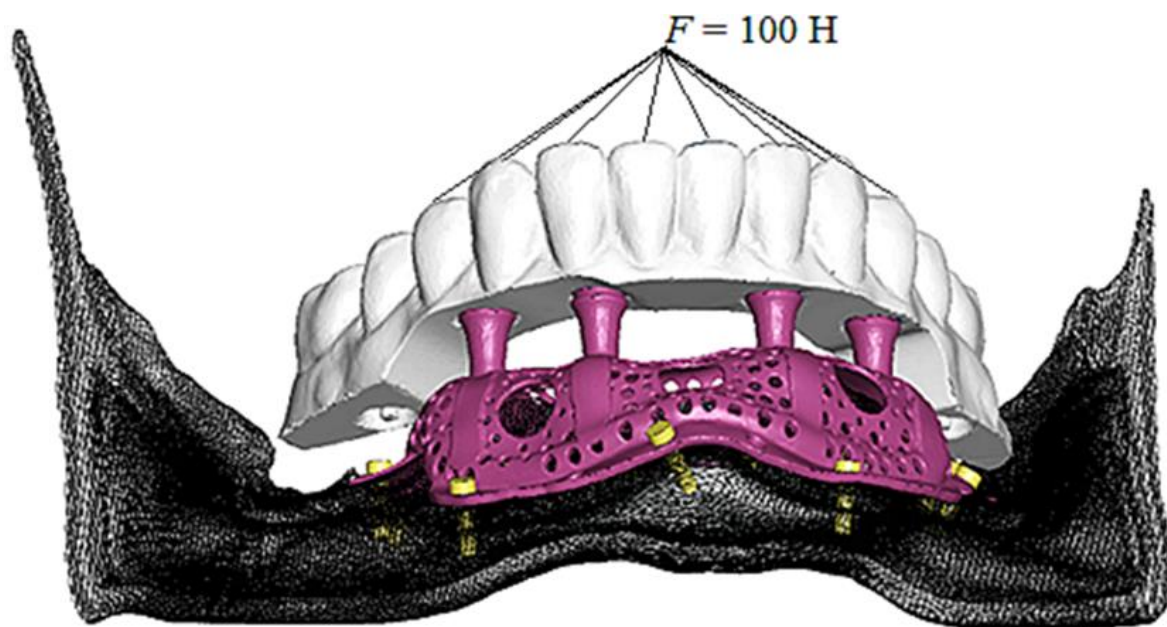


Рисунок 39. Модель челюсти с конструкцией сетки с закрепленным зубным протезом. Нагрузка $F = 100 \text{ Н}$ на 8 зубов.

На рисунке 40 показано распределение напряжений, максимальное значение которого $\sigma = 298$ МПа находится на стыках опор с верхней частью сетки, причем с одной сеткой (на 1-м этапе) было $\sigma_{\max} = 417$ МПа, а вместе с протезом (на 2-м этапе) $\sigma_{\max} = 246$ МПа, следовательно, величина 298 МПа располагается между этими значениями почти посередине. В качестве граничных условий по перемещениям сделано закрепление по боковым частям челюсти как твердого тела по всем степеням свободы. На границе контактов создавались контактные пары: 4 контактные пары между цементом и мостовидным протезом (в местах крепления опор сетки с протезом), 7 контактных пар винтов с сеткой, 1 контакт сетки с кортикальной костью, 1 контакт титана с цементом имеют склейку-контакт “tied contact”, 7 контактных пар винтов с кортикальной костью и 7 контактных пар винтов с губчатой (склейка-контакт). Для решения контактной задачи применялся метод штрафных функций и итерационный метод пошагового приращения нагрузки Ньютона – Рафсона.

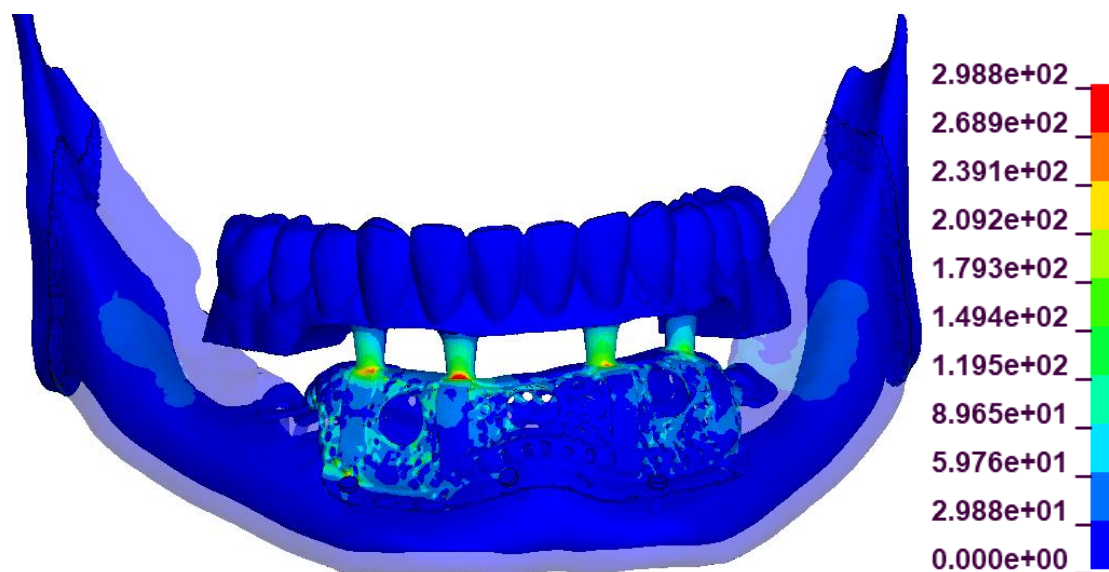


Рисунок 40. Распределение напряжений. Закрепление через 7 отверстий.

Нагрузка $F = 100$ Н на 8 зубов. $\sigma_{\max} = 298$ МПа.

На этом этапе способ закрепления отличается от предыдущих вариантов (этапы 1 и 2), где закрепление сетки проводилось фактически по её нижней кромке. В данном варианте, как уже было отмечено выше, крепление всей конструкции производилось по боковым частям челюсти – и это повлияло на значения

перемещений по сравнению с вариантами этапов 1 и 2. Рисунок 41 показывает распределение перемещений во всех материалах конструкции. Чтобы вычислить значение перемещения верхней части сетки, надо определить его относительную величину, а именно: нужно из величины перемещения на нижней части сетки вычесть величину значения перемещения на её верхней части $0,1241 \text{ мм} - 0,1064 \text{ мм} = 0,0177 \text{ мм}$.

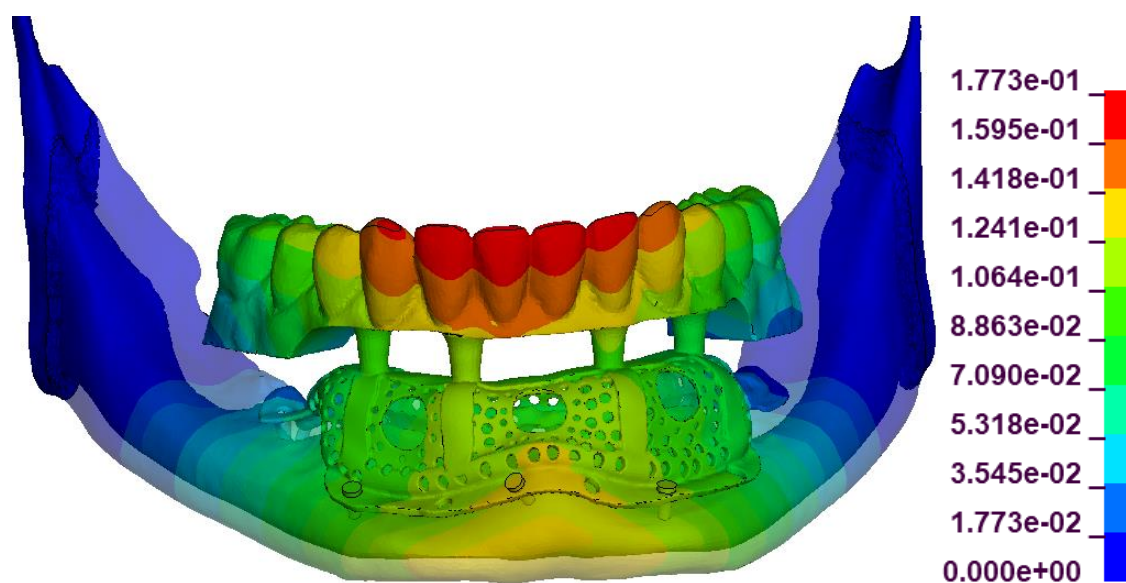


Рисунок 41. Распределение перемещений. Закрепление через 7 отверстий.

Нагрузка $F = 100 \text{ Н}$ на 8 зубов. $\Delta_{\max} = 0,0177 \text{ мм}$.

В соответствии с поставленными задачами, важно знать напряжения, возникающие в кортикальной и губчатой костях. На рисунке 42 показана полупрозрачная часть нижней челюсти с винтами. Видно, что максимальное напряжение $\sigma_{\max} = 23,9 \text{ МПа}$ (красное пятно) находится только в одном винте – контактная поверхность винта с кортикальной костью, для титана это незначительная величина. Рисунки 43 и 44 показывают распределение напряжений отдельно в кортикальной кости и отдельно в губчатой кости, для этого винты убраны, чтобы можно было увидеть напряжения в цилиндрических каналцах в костной ткани, в которые закручиваются винты. Максимальные значения напряжения в кортикальной кости составило $\sigma_{\max} = 29,4 \text{ МПа}$, а в губчатой – $\sigma_{\max} = 1,93 \text{ МПа}$. Поскольку предел прочности для обеих костей

значительно выше (в среднем 400 МПа и 10 МПа соответственно), то никакой деформации быть не должно.

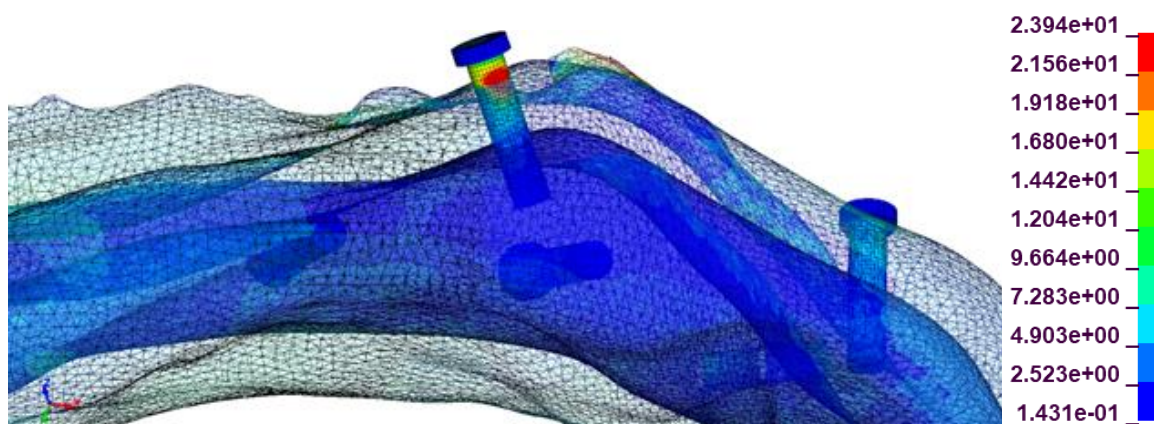


Рисунок 42. Математическая модель нижней челюсти с кортикальной и губчатой костью, и фиксированными винтами.

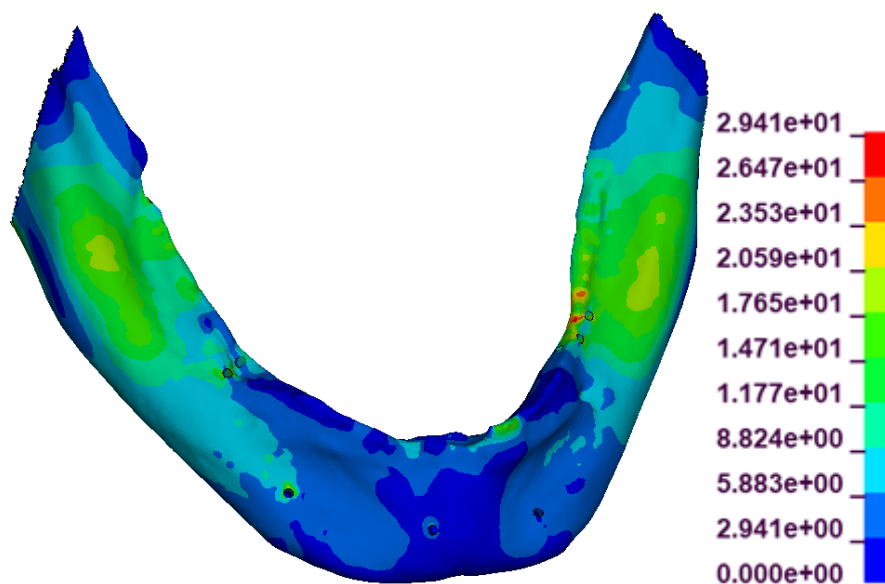


Рисунок 43. Распределение напряжений в кортикальной кости. $\sigma_{\max} = 29,4$ МПа. Без винтов.

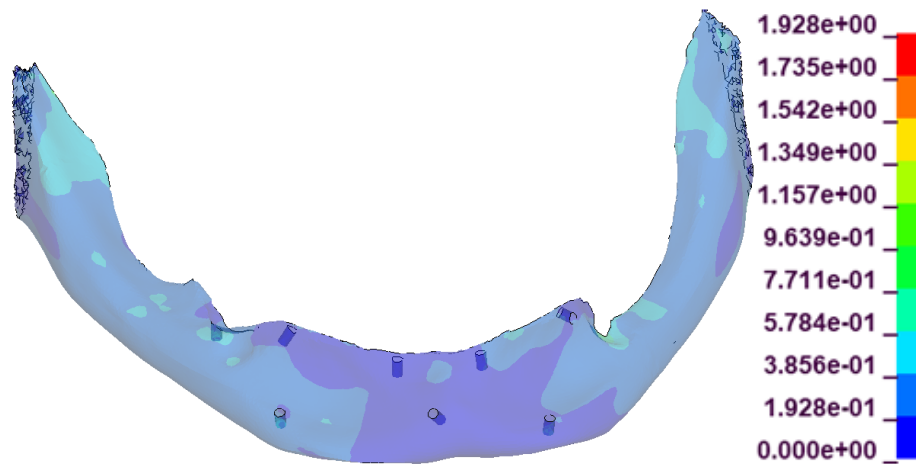


Рисунок 44. Распределение напряжений в губчатой кости. $\sigma_{\max} = 1,93$ МПа.
Без винтов.

При моделировании нагрузки под углом 45 градусов во фронтальном отделе зубного протеза на шесть зубов, все граничные условия по перемещениям сохраняются – они точно такие же, как и в предыдущем разделе при вертикальной нагрузке.

В этом разделе рассматривается та же конструкция, но сила $F = 100$ Н действует на 6 зубов под углом 45° с язычной стороны наружу – рисунок 45, на котором изображена полупрозрачная модель полной конструкции: видны зубной протез, действующая сила в 100 Н на окклюзионные поверхности 6-ти зубов (окрашены бордовым цветом), титановая сетка с опорами, челюсть, состоящая из кортикальной кости (тёмно-бежевый цвет) и губчатой кости (серый цвет), а также закрепляющие мембрану к челюсти винты (их всего 7 штук). Модель закреплена по боковым частям челюсти по всем степеням свободы $U_x = U_y = U_z = 0$ – закрашены синим цветом.

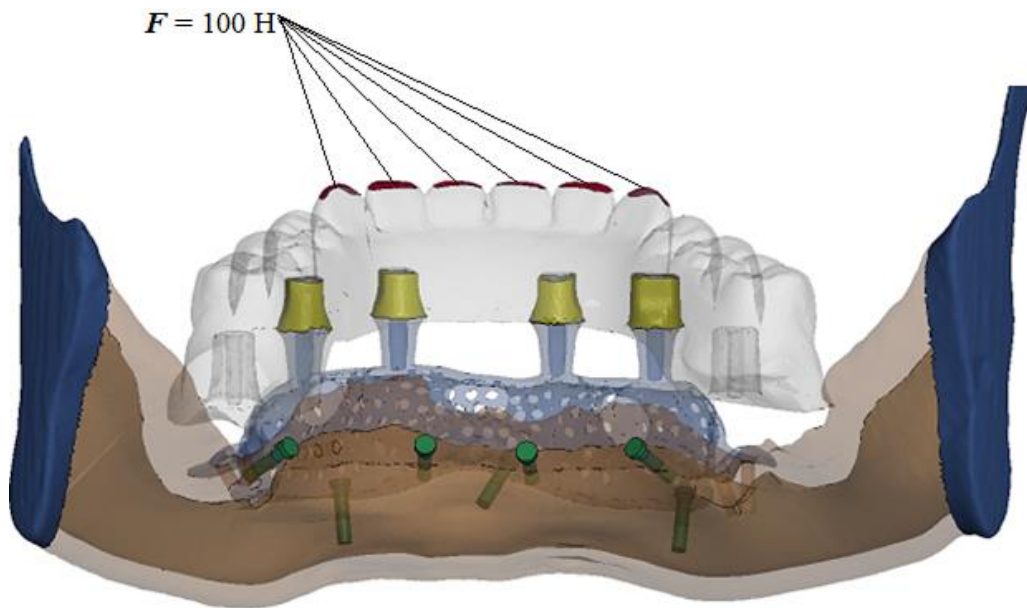


Рисунок 45. Полупрозрачная математическая модель полной конструкции, закрепленной винтами челюсти с распределенной нагрузкой в 100 Н на 6 передних зубов протеза.

Рисунки 46 и 47 демонстрируют распределение перемещений во всех материалах конструкции. Очевидно, что максимальные перемещения приходятся на зубы – красный цвет на всех 6 зубах.

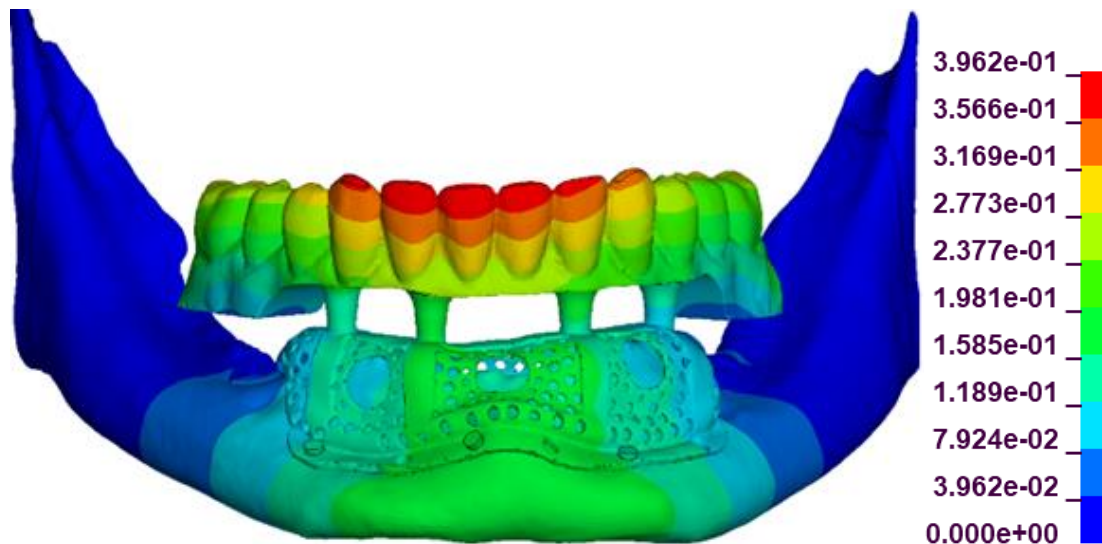


Рисунок 46. Распределение перемещений. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0,035 мм. Вид снаружи.

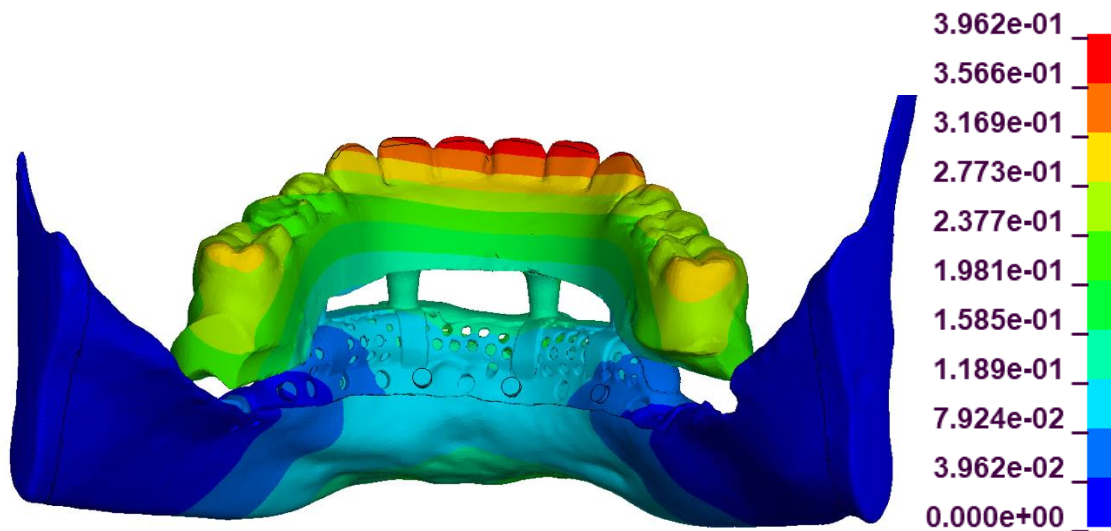


Рисунок 47. Распределение перемещений. Закрепление через 7 отверстий.

Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\Delta_{\max}$ верха сетки = 0,035 мм. Вид изнутри.

Для более точного определения перемещения верхней поверхности сетки построен график (рис. 48).

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 0,135 мм), а зеленая линия – точке на её нижней поверхности (конечное значение 0,100 мм). Нагрузка прикладывалась линейно от времени. Следовательно, действительное перемещение верха сетки равно их разности 0,035 мм.

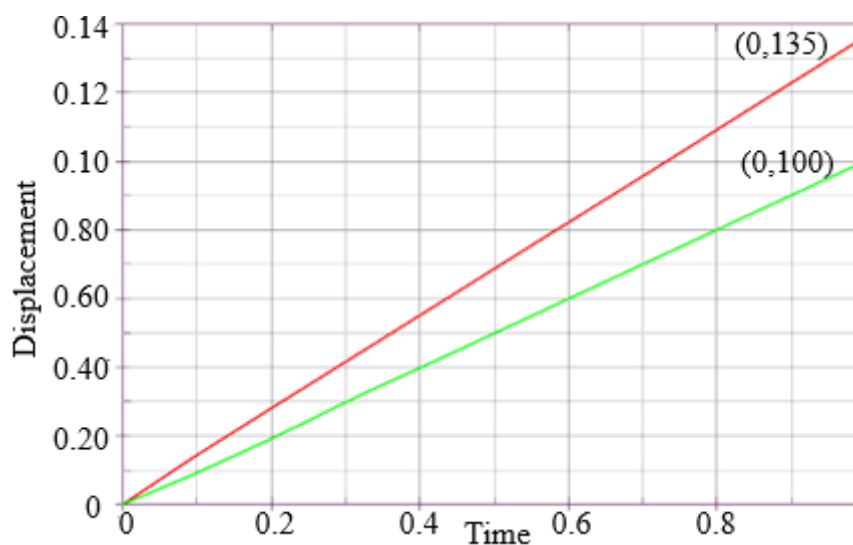


Рисунок 48. Зависимость перемещения 2-х точек от времени приложения нагрузки.

На рис. 49, 50 и 51 показано распределение напряжений, максимальное значение которого $\sigma_{\max} = 634$ МПа находится в одном винте – хорошо видно в увеличенном масштабе на рис. 50. Напряжение в самой титановой сетке не превышает 400 МПа.

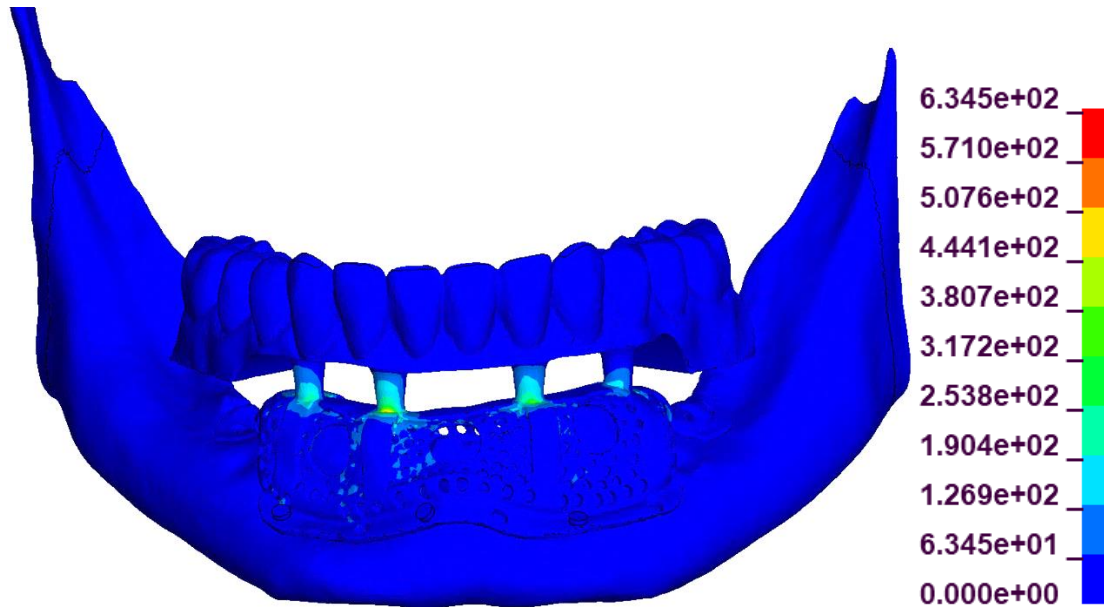


Рисунок 49. Распределение напряжений. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\sigma_{\max} = 634$ МПа. Вид снаружи.

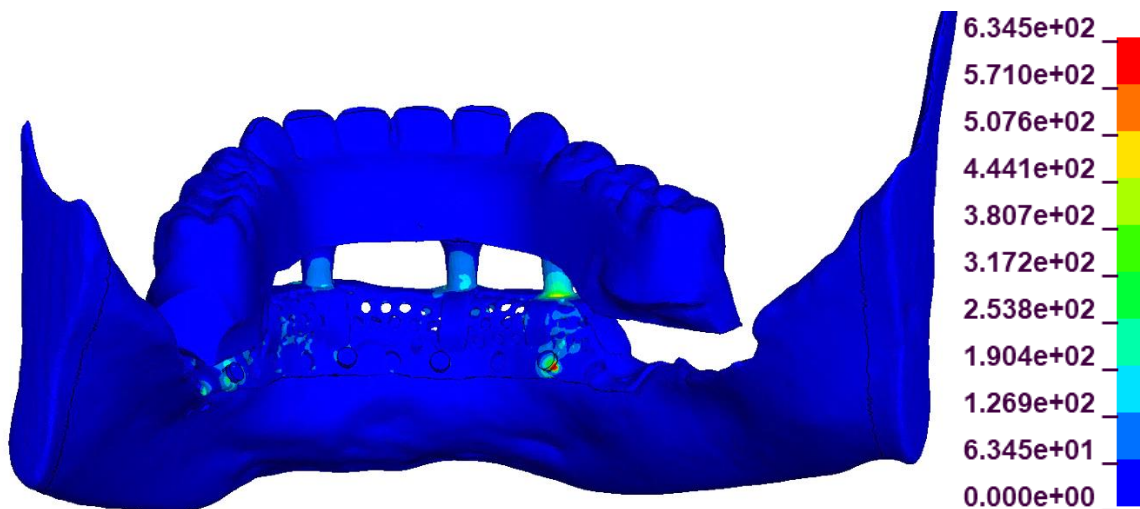


Рисунок 50. Распределение напряжений. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\sigma_{\max} = 634$ МПа. Вид изнутри.

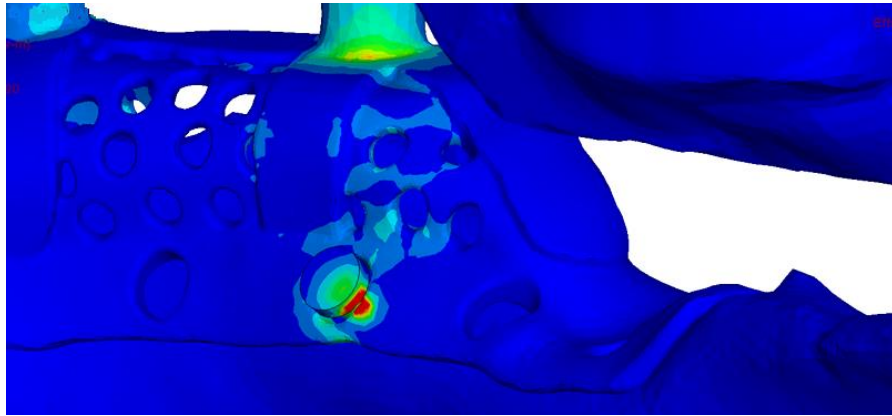


Рисунок 51. Распределение напряжений. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\sigma_{\max} = 634$ МПа. Вид изнутри, увеличенный масштаб области максимального напряжения.

Рисунок 52 демонстрирует распределение напряжений во всех 7-ми винтах – видно, что максимальное значение $\sigma_{\max} = 634$ МПа находится только в одном винте.

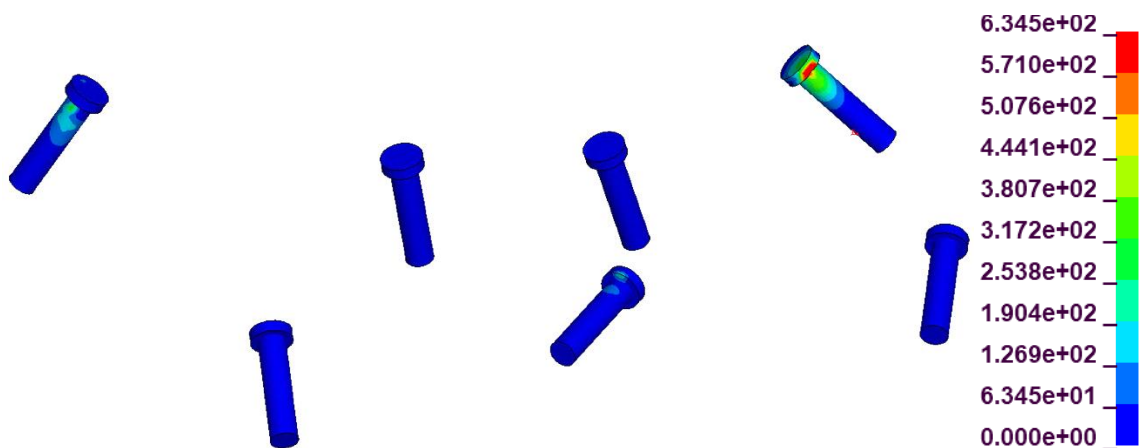


Рисунок 52. Распределение напряжений в винтах. $\sigma_{\max} = 634$ МПа находится в одном винте.

Напряжения в одной кортикальной кости без винтов (рис. 53, 54) находятся в допустимых пределах: $\sigma_{\max} = 75,2$ МПа (показано красной стрелкой), причем это значение находится только в одном месте – в канальце, в котором закреплен тот единственный винт с максимальным значением напряжения $\sigma_{\max} = 634$ МПа. Такое довольно большое значение получилось вследствие криволинейной

поверхности сетки вблизи винта (непросто сделать идеальную поверхность геометрически сложной модели сетки).

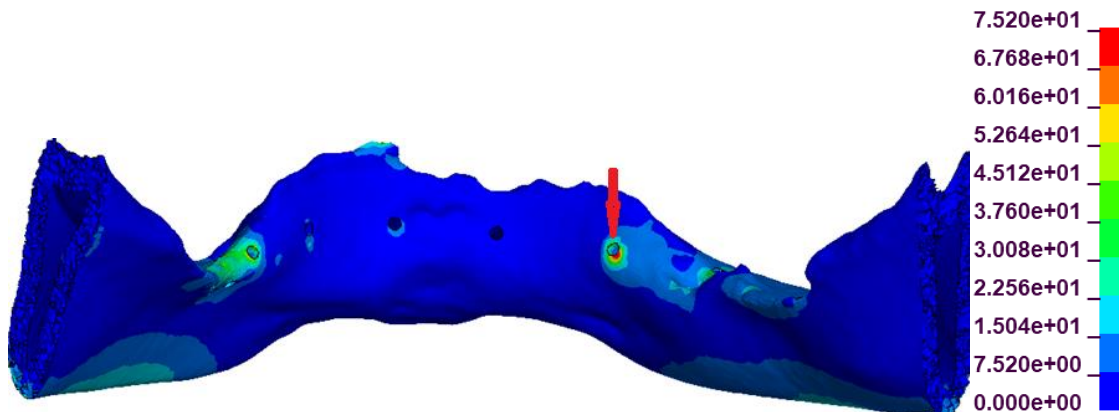


Рисунок 53. Распределение напряжений в кортикальной кости. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\sigma_{\max} = 75,2$ МПа. Вид изнутри, без винтов.

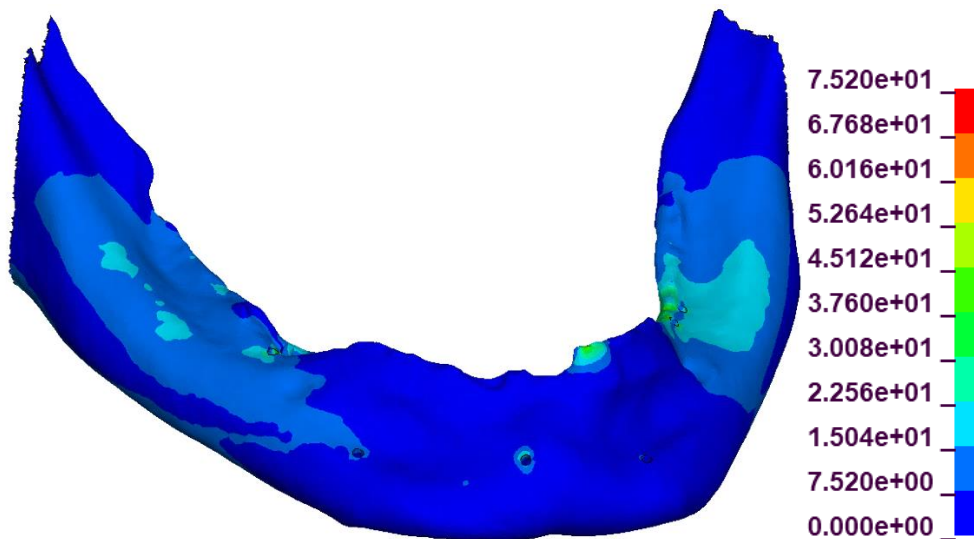


Рисунок 54. Распределение напряжений в кортикальной кости. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\sigma_{\max} = 75,2$ МПа. Вид снаружи, без винтов.

В губчатой кости напряжения оказались небольшими: $\sigma_{\max} = 2,47$ МПа (рис. 55, 56).

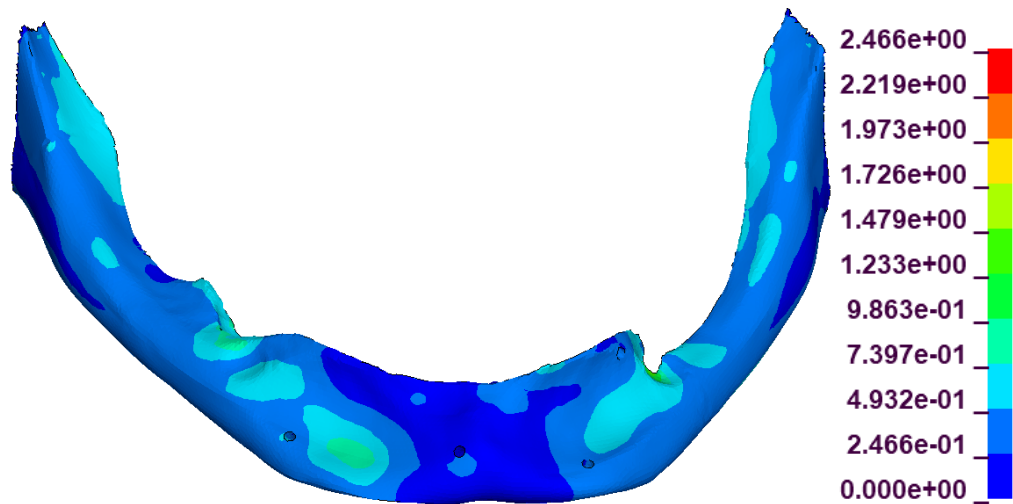


Рисунок 55. Распределение напряжений в губчатой кости. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\sigma_{\max} = 2,47$ МПа.

Вид снаружи. Без винтов.

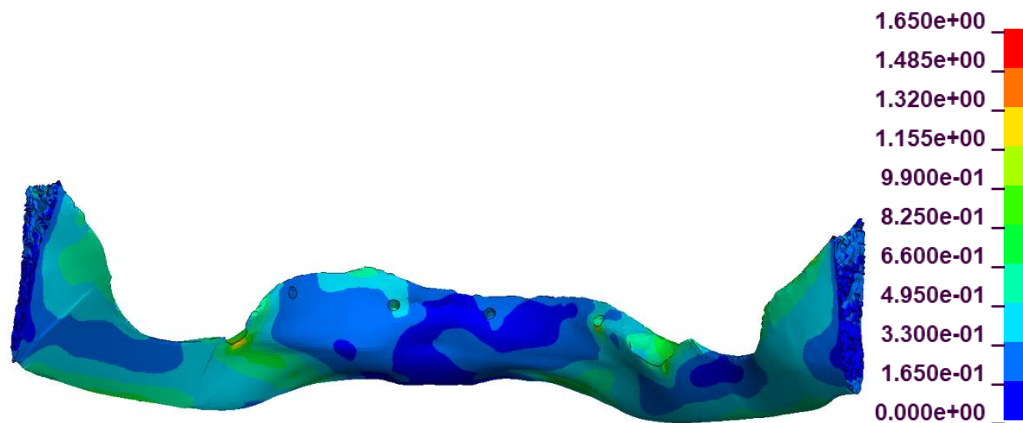


Рисунок 56. Распределение напряжений в губчатой кости. Закрепление через 7 отверстий. Нагрузка $F = 100$ Н на 6 зубов. $\sigma_{\max} = 2,47$ МПа.

Вид изнутри. Без винтов.

Поскольку в современной литературе существует большой разброс в значениях модуля упругости компактной кости (может варьироваться в больших пределах в зависимости от архитектуры кости, типа нагрузки, плотности и ориентации), проведено численное исследование напряженно-деформированного состояния конструкции также и при минимальном значении модуля Юнга $E = 12,5$ ГПа. Для определения перемещения верхней части сетки построена зависимость перемещения 2-х точек от времени приложения нагрузки (рис. 57).

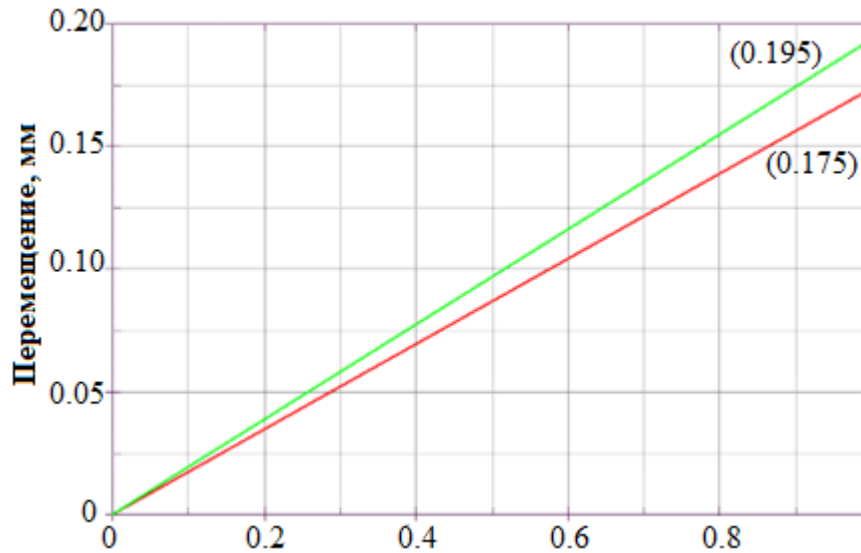


Рисунок 57. Зависимость перемещения 2-х точек от времени приложения вертикальной нагрузки. $E_{\text{корт.кость}} = 12,5$ ГПа.

Максимальные значения напряжений для кортикальной и губчатой костей при разных модулях упругости $E = 12,5$ ГПа и $E = 22$ ГПа помещены в таблицу 8 и рисунках 58 и 59.

Таблица 8. Максимальные значения напряжений для кортикальной и губчатой костей при разных модулях упругости.

Тип кости	Вертикальная нагрузка. $E = 22$ ГПа	Вертикальная нагрузка. $E = 12,5$ ГПа	Нагрузка под углом 45° . $E = 22$ ГПа
Кортикальная кость	$\sigma_{\max} = 29,4$ МПа	29,37 МПа	75,2 МПа
Губчатая кость	$\sigma_{\max} = 1,93$ МПа	2,52 МПа	2,47 МПа

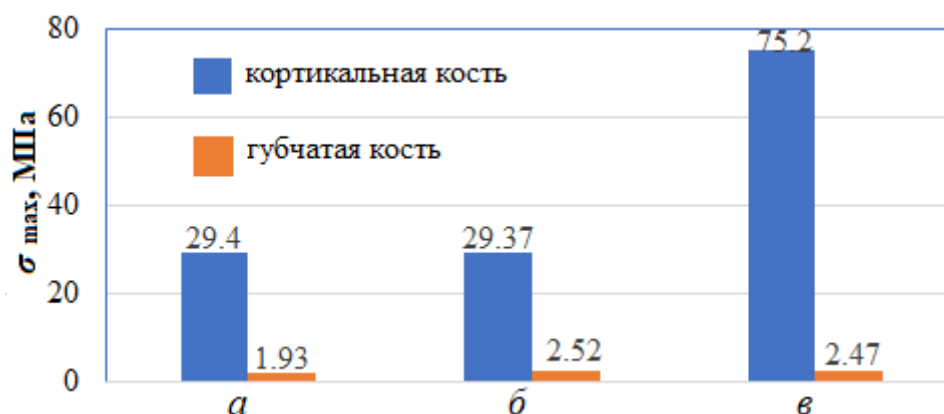


Рисунок 58. Графическое изображение максимальных напряжений в кортикальной и губчатой костях: *а* – вертикальная нагрузка и $E_{\text{корт.кость}} = 22$ ГПа, *б* – вертикальная нагрузка и $E_{\text{корт.кость}} = 12,5$ ГПа, *в* – нагрузка под углом 45° и $E_{\text{корт.кость}} = 22$ ГПа

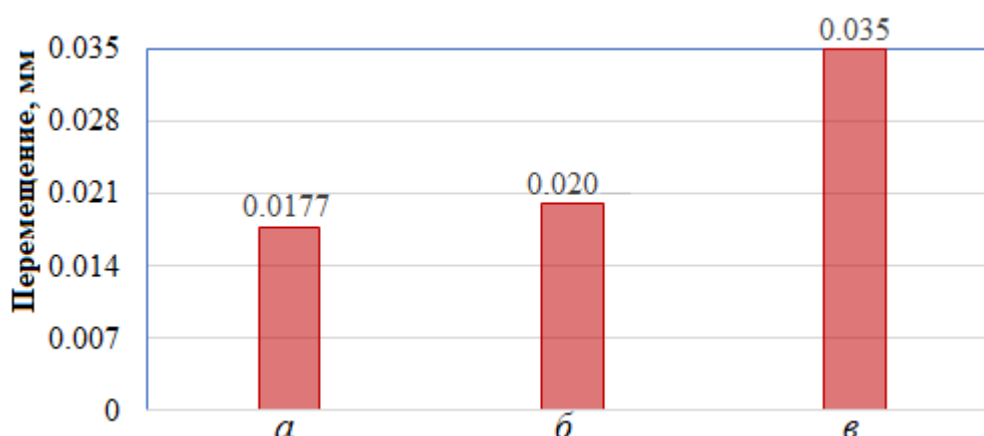


Рисунок 59. Графическое изображение максимальных перемещений верхней части сетки: *а* – вертикальная нагрузка и $E_{\text{корт.кость}} = 22$ ГПа, *б* – вертикальная нагрузка и $E_{\text{корт.кость}} = 12,5$ ГПа, *в* – нагрузка под углом 45° и $E_{\text{корт.кость}} = 22$ ГПа

3.3. Результаты разработки технологии направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования пациентов с полным отсутствием зубов и неблагоприятными клиническими условиями для дентальной имплантации.

По результатам проведенных теоретических и лабораторно-экспериментальных исследований была предложена технология направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования пациентов с полным отсутствием

зубов и неблагоприятными клиническими условиями для дентальной имплантации. Предложенная технология включает цифровое моделирование и производство индивидуальных титановых сеток, а также клинический протокол их применения.

Цифровое моделирование и производство индивидуальных титановых сеток.

Пациенту с полным отсутствием зубов в дооперационном периоде осуществляют определение соотношения челюстей и межальвеолярной высоты. По полученным данным изготавливают съёмные зубные протезы на восковом базисе, с наружной и внутренней поверхности которых фиксируют стеклянные шарики, имеющие слабую рентгеноконтрастность. Данные рентгеноконтрастные метки расставляют в количестве 4 штук, равно удаленно друг от друга на базисах протеза с каждой стороны (рис. 60).



А



Б

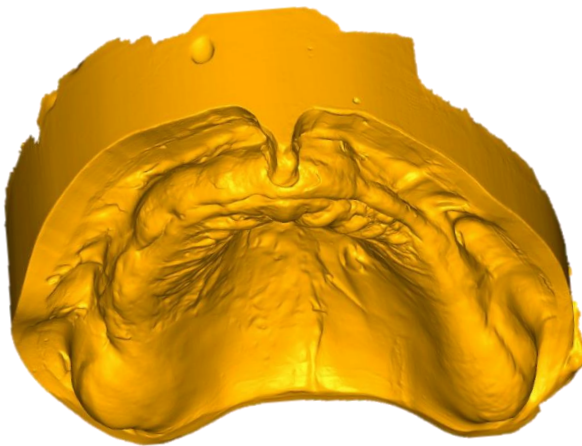
Рисунок 60. Постановка зубов на воске с рентгенологическими метками на прототипах протезов: А – верхней челюсти, Б – нижней челюсти.

Фиксируют протезы в полости рта, проводят контроль определения межальвеолярной высоты и положения нижней челюсти с помощью функциональных проб и КЛКТ ВНЧС в закрытом состоянии (рис. 61).

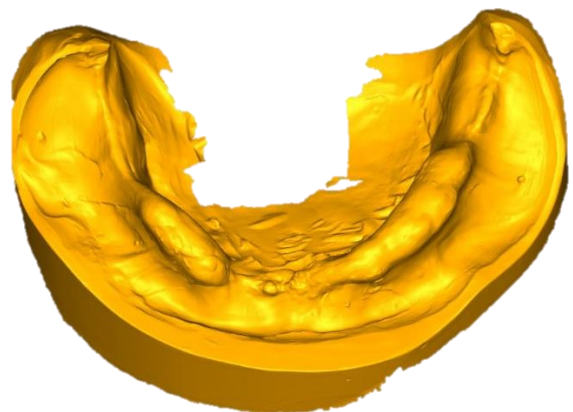


Рисунок 61. Внешний вид пациента с полным отсутствием зубов: А – без протезов; Б – с фиксированными в полости рта восковыми прототипами съемных зубных протезов.

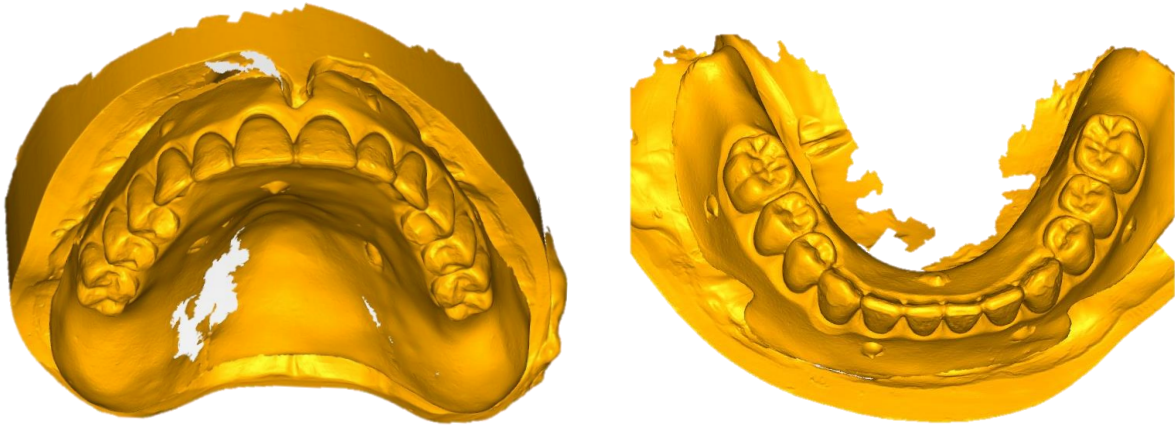
Получают оптические слепки челюстей пациента с протезами и без протезов (рис. 62).



А



Б



В

Г

Рисунок 62. Цифровые модели челюстей пациента с полным отсутствием зубов: А – верхняя челюсть; Б - нижняя челюсть; В – верхняя челюсть с фиксированным протезом; Г - нижняя челюсть с фиксированным протезом. Проводят КЛКТ челюстей с фиксированными в полости рта восковыми прототипами протезов в сомкнутом состоянии (рис. 63).

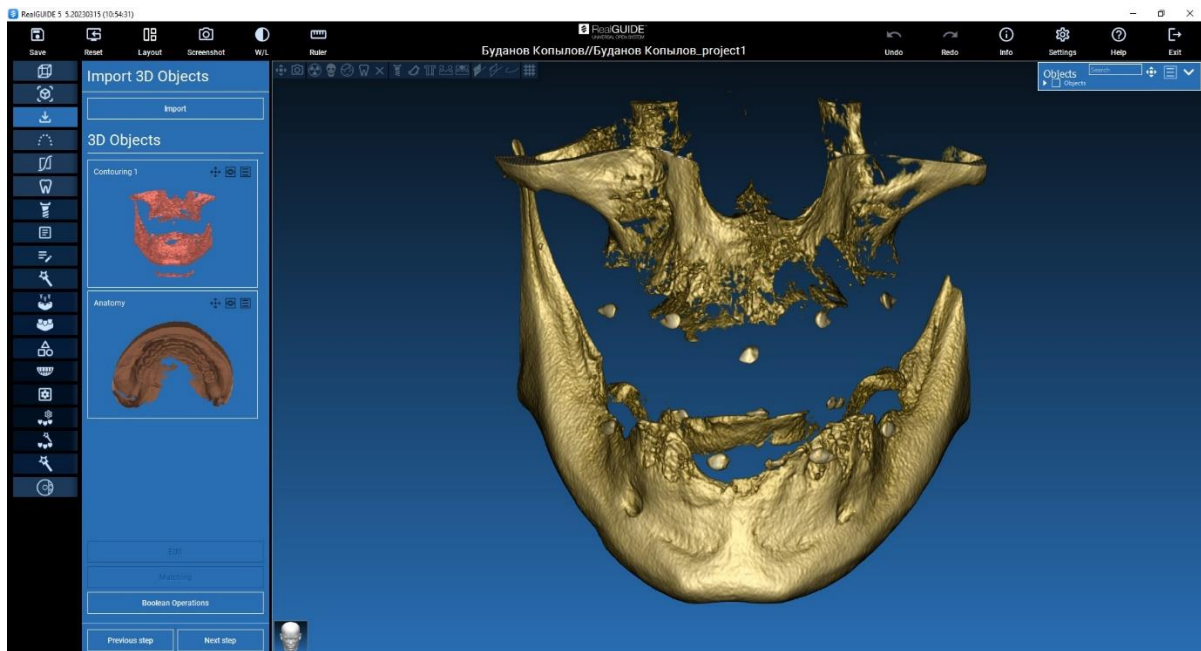


Рисунок 63. Данные компьютерной томографии с ретгеноконтрастными метками.

В программе для планирования дентальной имплантации и моделирования хирургических навигационных шаблонов RealGuide v5.3 (Италия) сопоставляют данные КЛКТ с оптическими слепками челюстей и челюстей с восковыми

прототипами протезов в единую 3D-сцену в одном пространственном взаимоотношении по рентгенологическим меткам (рис. 64).

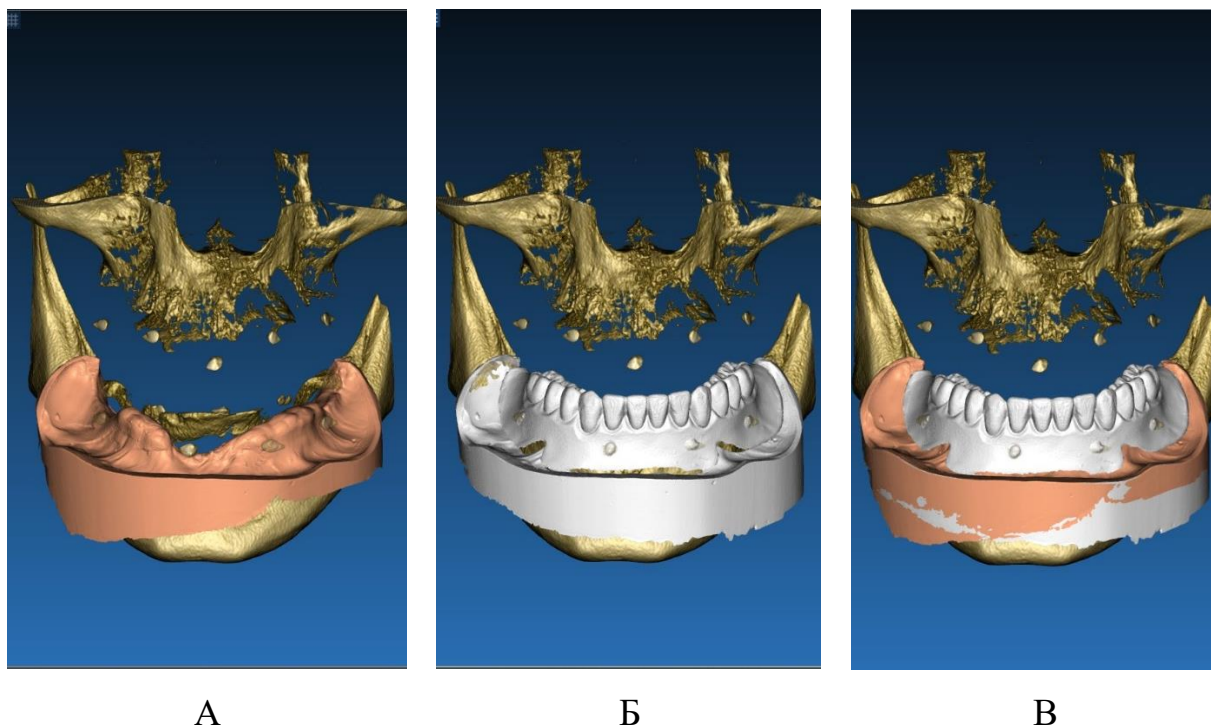


Рисунок 64. Совмещение цифровых данных в едином пространственном взаимоотношении: А – КЛКТ с цифровым слепком челюсти; Б – КЛКТ с цифровым слепком челюсти и фиксированным прототипом съемного протеза; В – сегментация прототипа протеза.

В облачном сервере с интегрированным искусственным интеллектом Diagnosat проводим сегментацию данных КЛКТ, для построения замкнутой виртуальной триангуляционной сетки формата объемных изображений .stl, выстраивая ровную поверхность костной ткани (рис. 65).

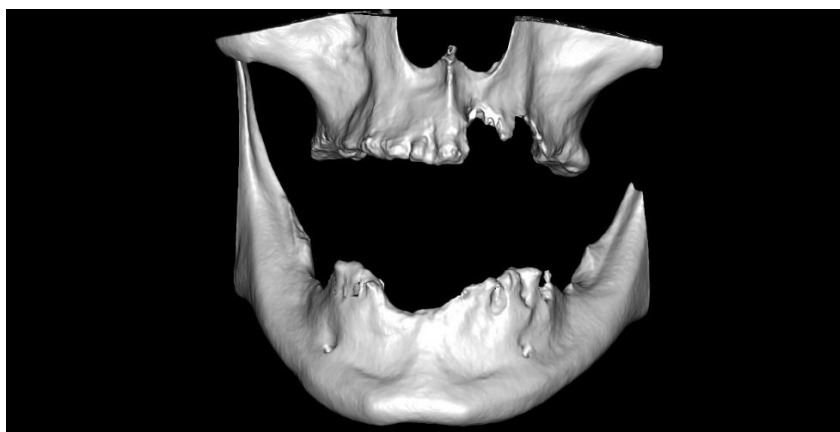
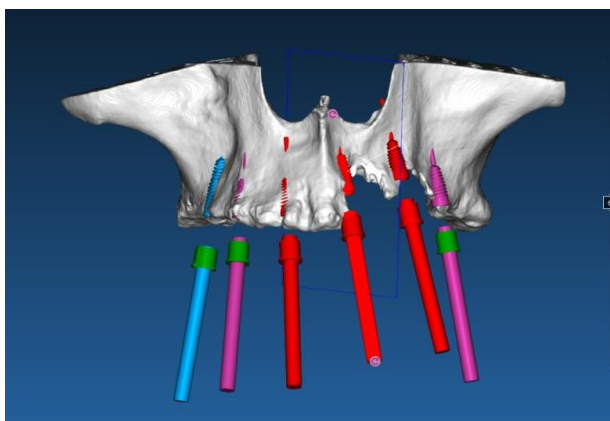
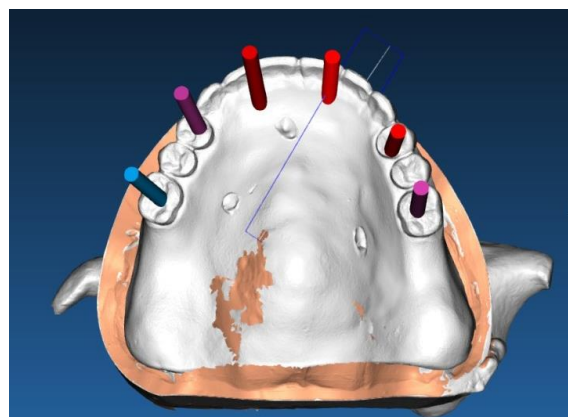


Рисунок 65. Данные компьютерной томографии, преобразованные в формат .stl, в облачном сервере с интегрированным искусственным интеллектом Diagnocat.

Далее проводится виртуальная расстановка будущих имплантатов в ортопедической позиции, ориентируясь на виртуальные модели прототипов протезов, контролируя, что бы шахты имплантатов в области жевательных зубов выходили в срединную фиссуру коронок, а у резцов и клыков на оральную поверхность (рис. 66).



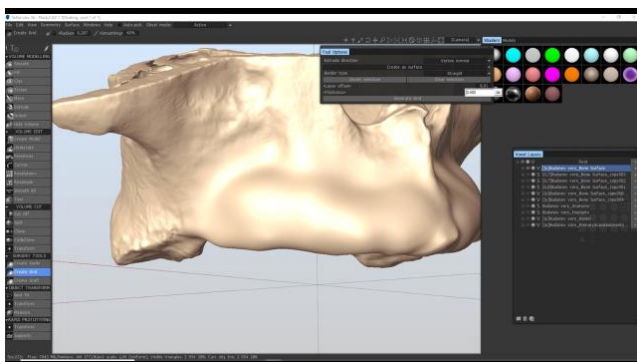
А



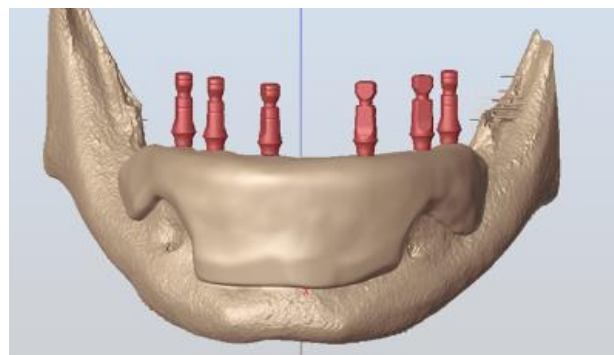
Б

Рисунок 66. Виртуальная расстановка дентальных имплантатов: А – по кости; Б – по отношению к виртуальной постановке зубов.

На виртуальных моделях челюстей проводится моделирование костной ткани, планируемой к росту под титановой сеткой после проведения операции. При этом учитывается положение имплантатов (рис. 67).



А



Б

Рисунок 67. Моделирование необходимого объема костной ткани: А – на верхней челюсти; Б – на нижней челюсти.

К виртуальным моделям дентальных имплантатов подгружаются виртуальные модели скан-маркеров той же системы, при этом, при выборе их параметров учитывается толщина слизистой оболочки и толщина возможной мягкотканой аугментации, которая планируется в процессе операции (рис. 68).

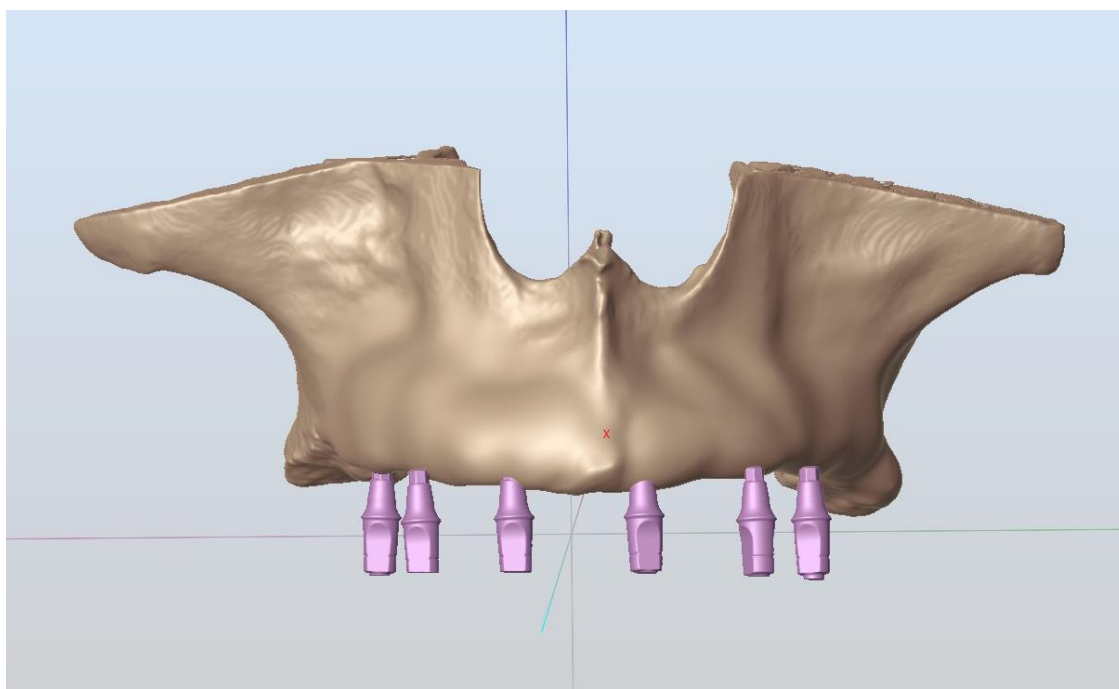


Рисунок 68. Позиционирование виртуальных скан-маркеров на модели челюсти.

Поверх смоделированного объема будущей костной ткани проводят моделирование титановой сетки, соединяя ее верхнюю поверхность с виртуальными моделями скан-маркеров. Также в конструкции сетки моделируются отверстия для внесения остеопластического материала и отверстия для фиксации сетки к кости (рис. 69).

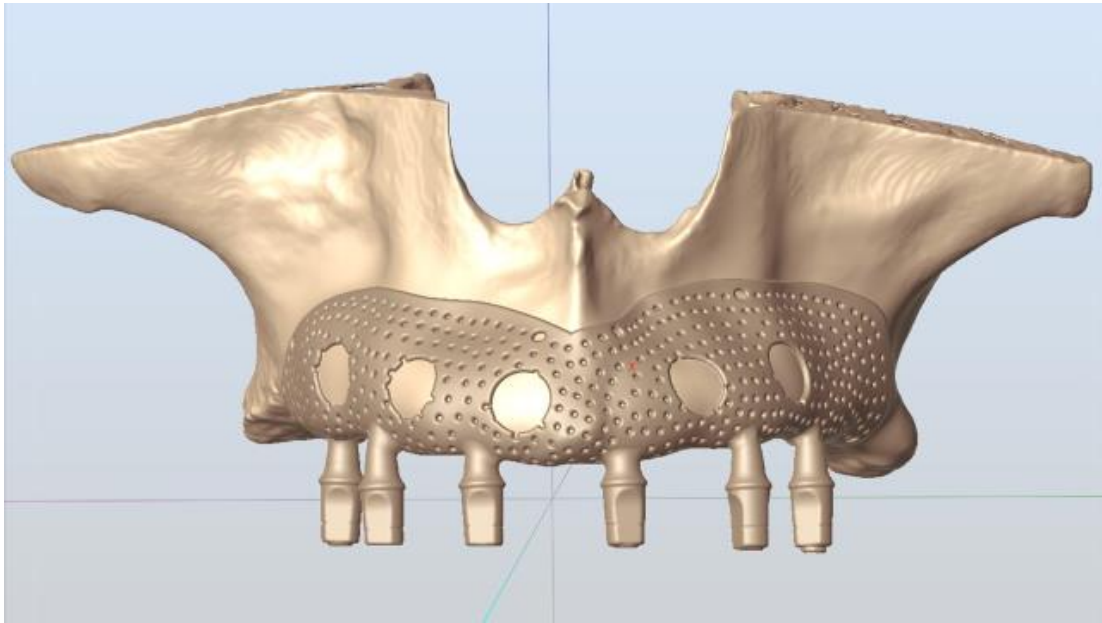


Рисунок 69. Моделирование отверстий в титановой сетке для её фиксации к кости.

При планировании отверстий для фиксации сетки учитывается расположение естественных анатомических образований, таких как нижнечелюстной канал, ментальное отверстие, полость носа и верхнечелюстной синус (рис. 70).

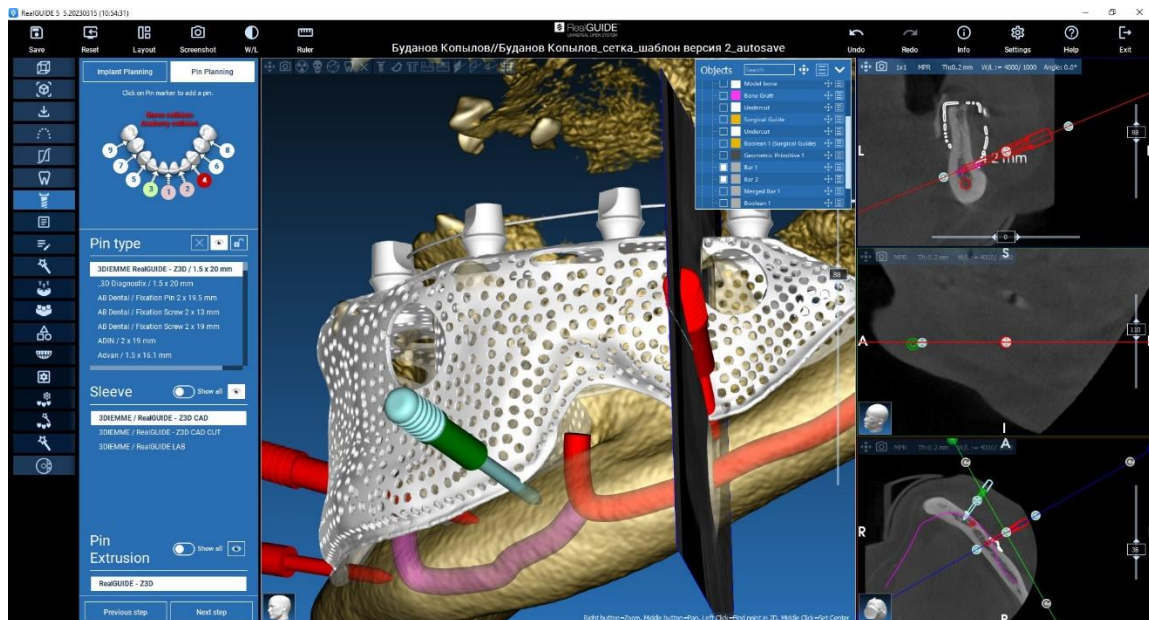


Рисунок 70. Планирование отверстий в сетке для ее фиксации к кости.

На виртуальные модели скан-маркеров позиционируются и адаптируются виртуальные модели зубных рядов, вырезанные из виртуальной модели прототипов зубных протезов (рис. 71).

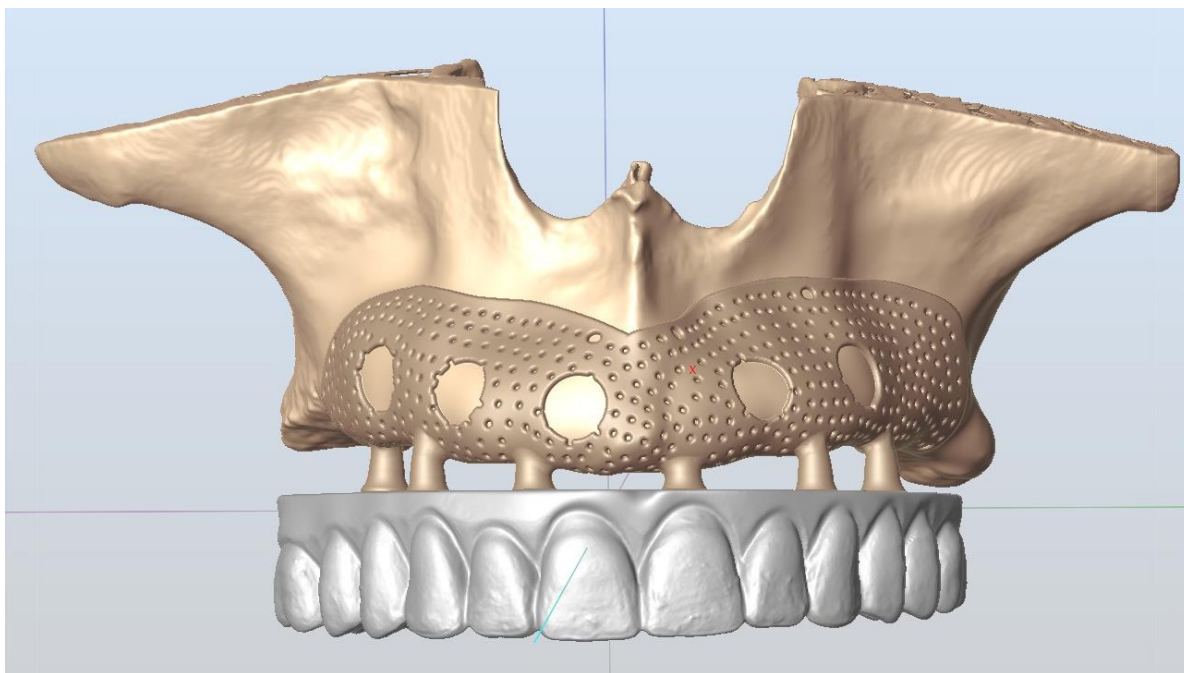


Рисунок 71. Виртуальная модель челюсти с фиксированной титановой сеткой и временным несъемным зубным протезом.

Виртуальные модели челюстей, сетки и временного несъемного зубного протеза переводятся в физические методом объемной печати. Сетка изготавливается из сплава титанового стоматологического в форме порошка для производства стоматологических протезов методом селективного лазерного плавления по ТУ 32.50.11-007-31072128-2018 на принтере Concept Laser M2 Cusing с последующей постпечатной обработкой в соответствии с рекомендациями производителя конструкционного материала (приложение 1) по технологии, описанной в главе 2 настоящей работы. Модели челюстей печатаются из материала для производства стоматологических моделей, а временные несъемные зубные протезы из керамонаполненного фотополимера, предназначенного для печати временных коронок и мостов длительного ношения Dental Sand Pro (HarzLabs, Россия) (рис. 72).

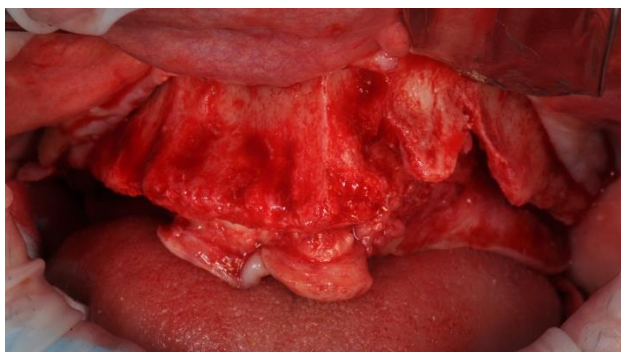


Рисунок 72. Модели челюстей пациента, индивидуальные титановые сетки с элементами фиксации зубных протезов и временные несъемные зубные протезы, изготовленные по предложенной технологии методом объемной печати.

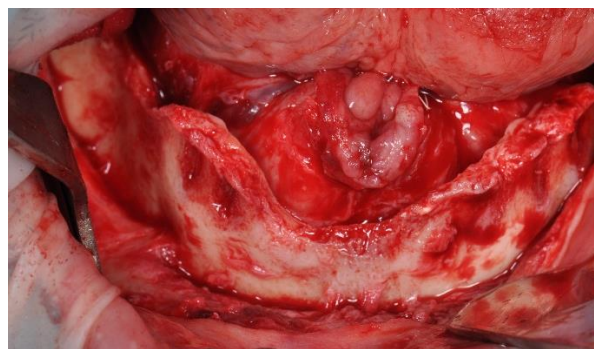
Клинический протокол.

Клинический протокол операции по восстановлению объема костной ткани и жевательной эффективности пациентов с полным отсутствием зубов с помощью разработанных конструкций индивидуальных титановых сеток включает в себя, оперативное вмешательство, фиксацию временных зубных протезов и рекомендации в послеоперационном периоде.

Операция по установке индивидуальной сетки проходит в условиях седации под сбалансированной анестезией. Пациенту под инфильтрационной анестезией Sol. Ultracaini 1:100000 6,8 ml проводится разрез по вершине альвеолярной кости, с формированием слизисто-надкостничного лоскута и скелетирования костной ткани верхней и нижней челюстей (рис. 73).



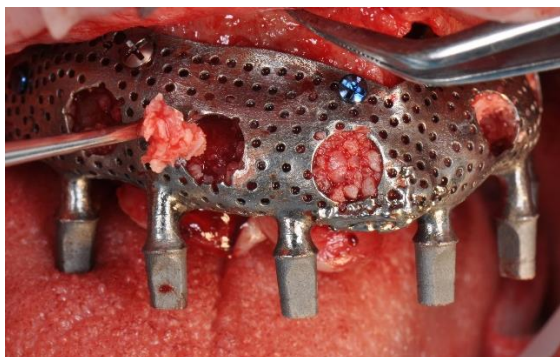
А



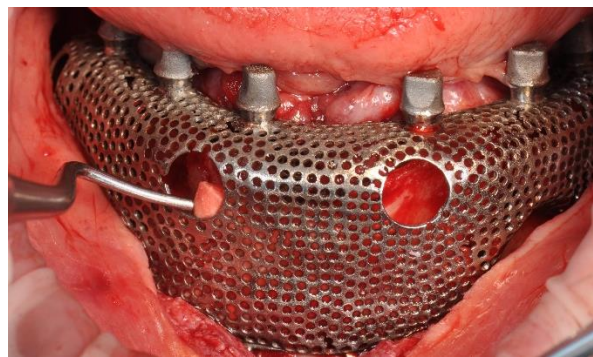
Б

Рисунок 73. Скелетизация челюсти при установке титановой сетки: А – верхней; Б – нижней.

Далее в кости стоматологической хирургической фрезой формируются отверстия для пролиферации остеобластов и реваскуляризации костного трансплантата. Костная ткань забирается из донорских участков челюстей (верхнечелюстной бугор, подбородочная область, наружная косая линия) костным скребком. Аутокость смешивают с ксенотрансплантатом в соотношении 1:1 в капиллярной крови пациента. Часть костного трансплантата укладывают в сетку и фиксируют сетку винтами длиной 4 мм и диаметром 1,5 мм к кости. Остаток костного трансплантата плотно формируют под сеткой после фиксации через специальные отверстия (рис. 74). В случаях недостатка костной ткани на нижней челюсти дентальная имплантация проводилась одномоментно по цифровому навигационному протоколу на этапе перед фиксацией мембраны.



А



Б

Рисунок 74. Внесение костного трансплантата под сетку после ее фиксации: А – на верхней челюсти; Б – на нижней челюсти.

Наружная поверхность сетки перекрывается коллагеновой мембраной, а в области ретенционных элементов для фиксации протеза проводится мягкотканевая трансплантация свободным десневым деэпителизированным лоскутом (рис. 75).

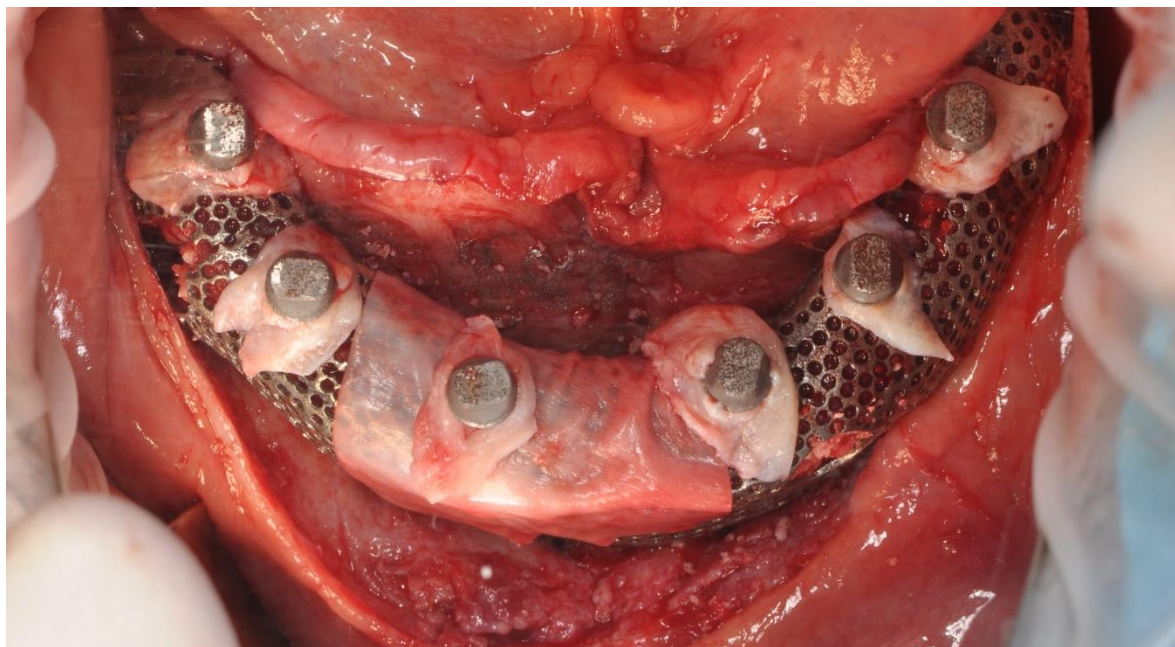
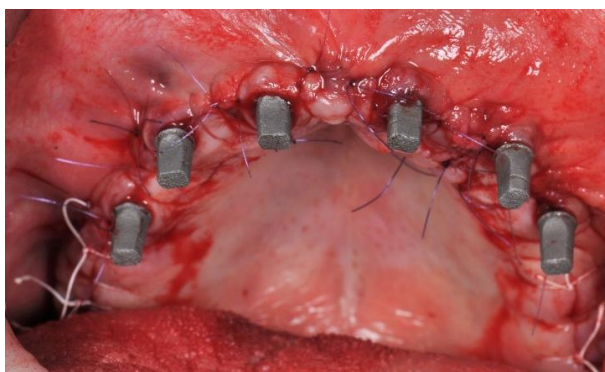
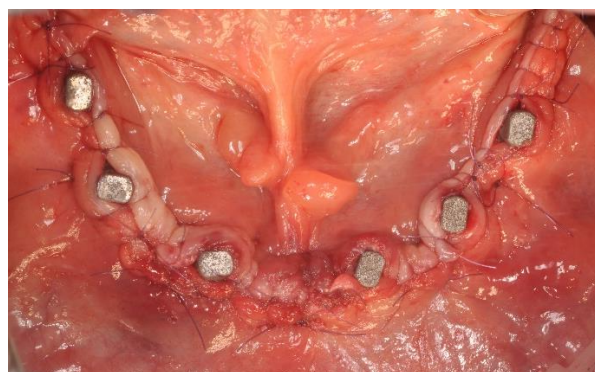


Рисунок 75. Перекрытие титановой сетки коллагеновой мембраной и мягкоткаными трансплантатами.

Проводят иммобилизацию лоскутов путем надреза надкостницы с внутренней стороны. Лоскуты укладываются пассивно поверх сетки и ушиваются наглухо матрачными, а вокруг абатментов обвивными швами (рис. 76).



А



Б

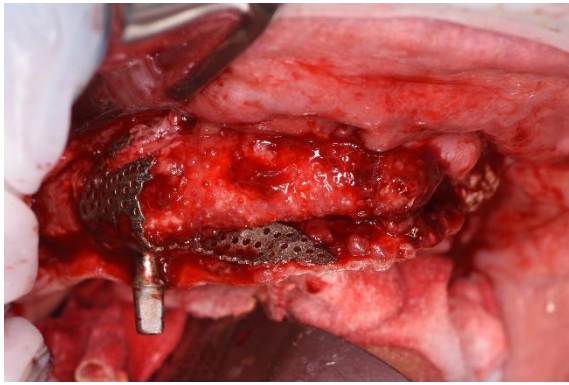
Рисунок 76. Ушивание слизисто-надкостничных лоскутов после фиксации титановой сетки: А – на верхней челюсти; Б – на нижней челюсти.

На абатменты фиксируется временный несъемный зубной протез на временный цемент. Проводят выверение окклюзионных контактов при артикуляционных движениях методом пришлифовывания с помощью артикуляционной бумаги (рис. 77).

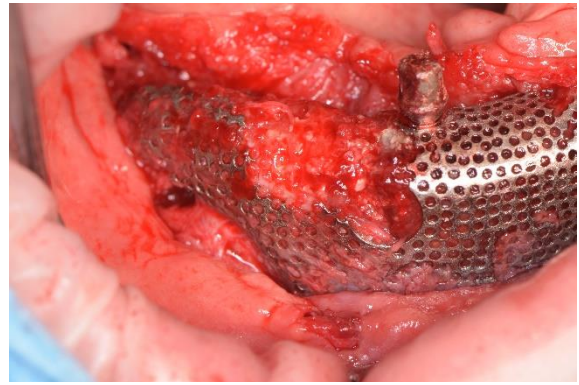


Рисунок 77. Временные несъемные зубные протезы, фиксированные в полости рта на конструкции индивидуальной титановой сетки непосредственно после операции.

Удаление сетки и дентальная имплантация осуществляется через 8 месяцев после операции. Пациенту под инфильтрационной анестезией Sol. Ultracaini 1:100000 - 6,8 ml проводится разрез по вершине альвеолярной кости, с формированием слизисто-надкостничного лоскута для полного обнажения сетки. Сетка удаляется фрагментарно, винты удаляются с помощью физиодиспенсера (рис. 78).



А



Б

Рисунок 78. Удаление титановой сетки: А – верхняя челюсть; Б – нижняя челюсть.

При необходимости осуществляется редукция костной ткани (рис. 79)

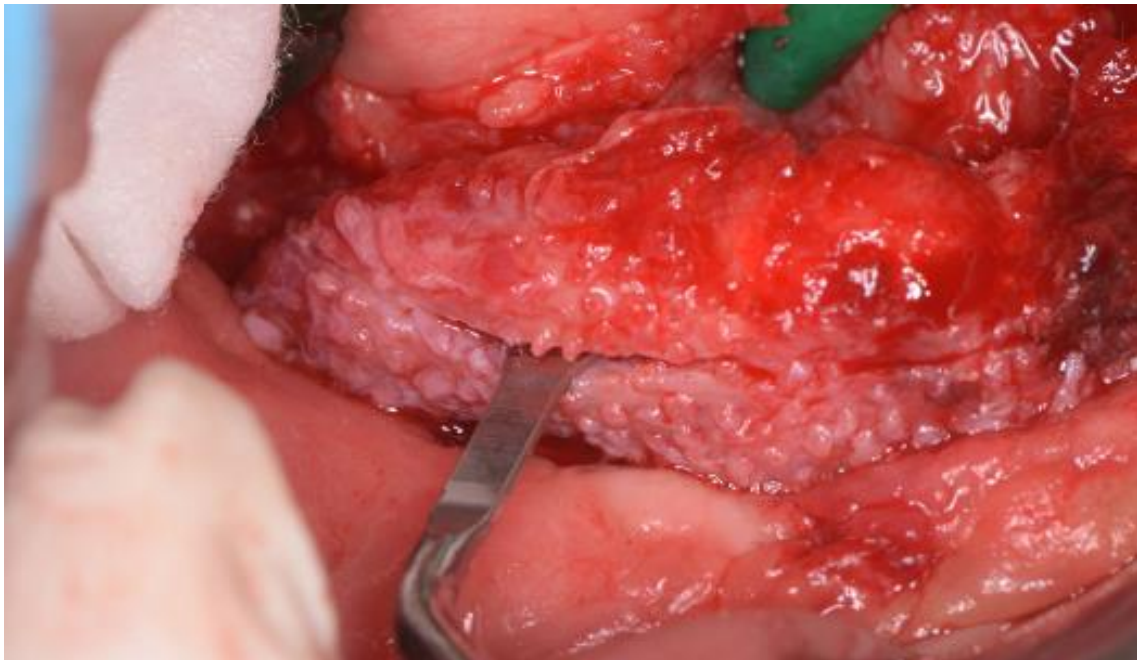


Рисунок 79. Редукция новообразованной костной ткани.

Проводится установка дентальных имплантатов по цифровому протоколу с фиксацией мультиюнит-абатментов (рис. 80).

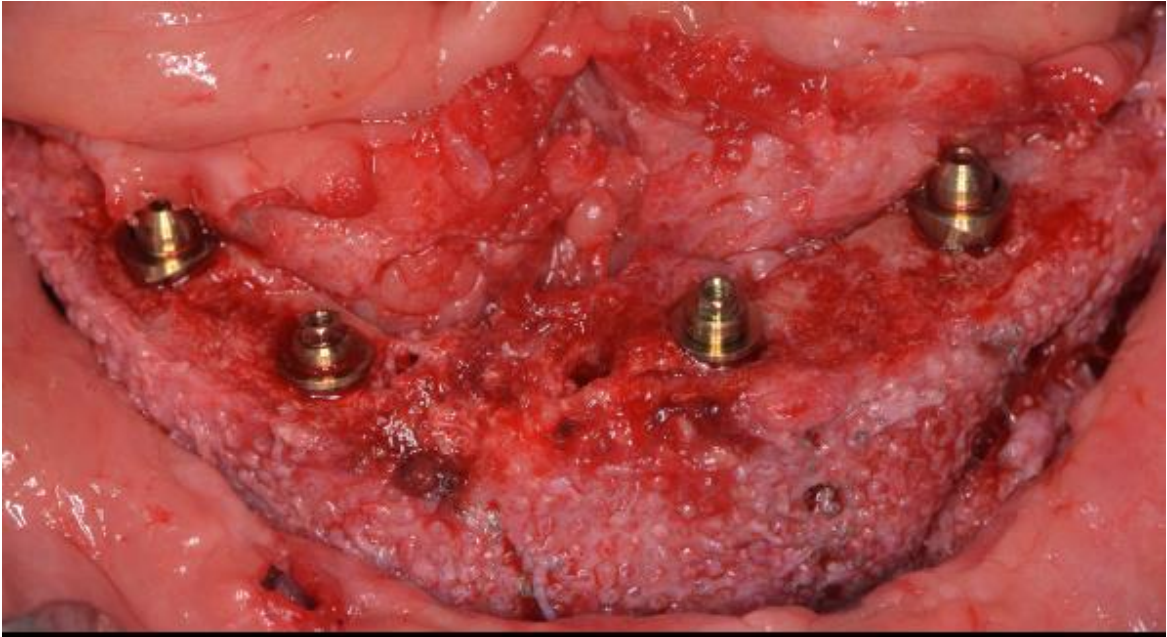


Рисунок 80. Установка дентальных имплантатов и фиксация мультиюнит-абатментов.

В день операции проводится фиксация временных несъемных зубных протезов (рис. 81).



Рисунок 81. Фиксация временных зубных протезов с опорой на дентальные имплантаты.

Постоянное протезирование осуществляется через 6 месяцев после временного под контролем определения коэффициента стабильности имплантата (рис. 82).



Рисунок 82. Фиксация постоянных зубных протезов с опорой на дентальные имплантаты.

Всем пациентам в послеоперационных периодах были даны рекомендации и назначена антибактериальная и противовоспалительная терапия:

В послеоперационный период категорически не рекомендуется: *нагрев организма (баня, сауна, горячая ванна и т.п.), занятия спортом, прием алкоголя, курение (первые 14 дней после операции).*

Назначения:

1. Амоксиклав (625 мг) – по 1 таблетке 2 раза в сутки (5 дней), начать за 2 дня до операции.
2. Линекс по 1 капсуле, через 3 часа после Амоксиклава, после еды (7 дней).
3. Траумель (в таблетках) по 1 таблетке 3 раза в день за 15 минут до еды. Таблетку следует держать во рту до полного рассасывания (7 дней).
4. Нурофен-форте по 1 таблетке при болях, не более 4-х в сутки.
5. Супрастин – по 1 таблетке на ночь, 3 дня.

6. Мирамистин (хлоргексидин) – ротовые ванночки, каждые 2 часа и обязательно после приема пищи (7 суток).
7. Контроль артериального давления в день операции.
8. Исключение из гипотензивной терапии антикоагулянтов за 2 дня до операции.

Соблюдение данных рекомендаций очень важно и обеспечит высокую вероятность положительного результата проведенной операции. В случае несоблюдения данных рекомендаций возможно возникновение послеоперационных осложнений: длительные болезненные ощущения, выраженный отек, кровотечения, воспаление и расхождение швов.

Одним из важнейших факторов успешной послеоперационной реабилитации является хорошая гигиена раны операционной области и всей полости рта. Это связано с наличием в полости рта большого количества бактериальной флоры и благоприятными условиями для ее развития – наличие остатков пищи и взаимодействие с биопленкой полости рта.

В результате проведенных доклинических исследований и клинической апробации был разработан способ замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов (Патент РФ № 2793523 от 04.04.2023).

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО И КЛИНИКО- ЛАБОРАТОРНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Клиническое исследование по подтверждению эффективности разработанного способа замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования проводилось у 24 пациентов с полным отсутствием зубов. Пациентам проводили костную и мягкотканную аугментацию с помощью разработанных конструкций индивидуальных титановых сеток на верхней и нижней челюстях. Титановые сетки удалялись через 8 месяцев одновременно с дентальной имплантацией и временным протезированием. Постоянное протезирование проводили через 6 месяцев после временного. У 18 пациентов операция по установке титановой сетки на нижней челюсти сопровождалась дентальной имплантацией.

4.1. Результаты оценки индекса заживления ран (ЕНИ).

Ранний послеоперационный период у пациентов исследуемой группы протекал без осложнений, раны заживали первичным натяжением, швы снимались на 14 сутки, результаты представлены в таблице 9 и рисунке 83.

Таблица 9. Результаты оценки индекса заживления ран (ЕНИ) пациентов исследуемой группы.

Пациент	3 сутки		7 сутки		14 сутки	
	в/ч	н/ч	в/ч	н/ч	в/ч	н/ч
1	2	1	3	1	1	1
2	3	2	3	2	2	1
3	2	1	2	1	2	1
4	1	1	1	1	1	1
5	1	1	1	1	1	1
6	2	2	2	2	1	1

7	1	1	1	1	1	1
8	3	2	3	2	2	1
9	2	2	2	2	1	1
10	1	1	1	1	1	1
11	3	1	3	1	1	1
12	2	1	2	1	1	1
13	1	1	1	1	1	1
14	2	2	2	2	2	1
15	1	1	1	1	1	1
16	2	2	2	2	2	1
17	1	1	1	1	1	1
18	3	1	3	1	3	1
19	1	1	1	1	1	1
20	2	1	2	1	1	1
21	3	2	3	2	3	2
22	1	1	1	1	1	1
23	2	1	1	1	1	1
24	2	2	2	2	2	1
Ср. знач $\pm$ ст. откл	1,83 $\pm$ 0,76	1,33 $\pm$ 0,48	1,83 $\pm$ 0,82	1,33 $\pm$ 0,48	1,42 $\pm$ 0,65	1,04 $\pm$ 0,20
р критерий Вилкоксона)*	0,002		0,004		0,008	

* Уровень значимости различий между показателями индекса заживления ран на верхней и нижней челюстях.

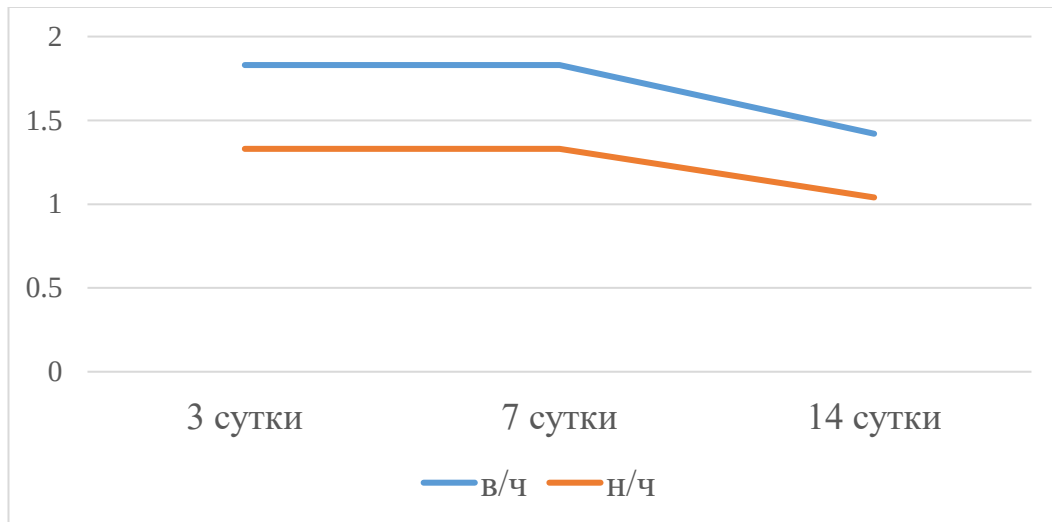


Рисунок 83. Динамика индекса заживления ран (ЕНІ) пациентов исследуемой группы.

При анализе полученных результатов видно, что на верхней челюсти заживление проходило хуже на всех сроках. На третьи сутки тонкая полоска фибрина по линии разреза наблюдалась у 10 пациентов на верхней челюсти и 8 из них же на нижней, а у 5 пациентов, помимо налета по линии разреза, фибрин покрывал прилежащие к ней края лоскута также на верхней челюсти, на нижней ни одного пациента подобной картины не наблюдалось. Стоит отметить, что аналогичная картина наблюдалась и на 7 сутки после операции, за исключением одного случая, когда ситуация ухудшилась. На 14 сутки на верхней челюсти у 6 пациентов наблюдался фибриновый налет по линии разреза, и у одного пациента фибрином были покрыты края лоскута. На нижней челюсти лишь у одного пациента наблюдался фибриновый налет по линии разреза. По результатам статистической обработки значений индекса заживления ран в исследуемых выборках на всех сроках заживления были выявлены статистически значимые различия ($p < 0,01$).

У 6 пациентов (25 %) на позднем сроке, через 6 месяцев после операции, было выявлено осложнение в виде оголения сетки на верхней челюсти, на нижней челюсти экспозиции сетки ни у одного пациента не наблюдалось (рис. 84).



Рисунок 84. Экспозиция титановой сетки через 6 месяцев после операции.

Также следует отметить, что инфицирования костного регенерата не происходило, однако данные 6 пациентов были прооперированы по поводу удаления сетки и установки дентальных имплантатов на верхней челюсти тогда же, через 6 месяцев. На нижней челюсти данных пациентов оперировали в указанный срок - через 8 месяцев после установки сетки.

4.2. Результаты оценки гигиенического состояния временных коронок.

Оценка гигиенического состояния временных несъемных зубных протезов проводилась через 14 суток после операции по установке сетки, на сроках через 3, 6 и 8 месяцев, непосредственно перед операцией по удалению сетки. Полученные результаты представлены в таблице 10 и рисунке 85.

Таблица 10. Значения индекса РНР при оценке эффективности гигиены рта пациентов исследуемой группы.

Пациент	14 суток	3 месяца	6 месяцев	8 месяцев
1	1,1	1,6	2,1	2,3
2	1,2	1,7	1,8	1,8

3	1,4	2,1	2,4	2,5
4	1,2	1,4	1,8	1,7
5	0,9	1,2	2,1	2,6
6	1,1	2,1	2,8	2,5
7	0,8	0,9	1,6	1,5
8	1,1	1,2	1,5	1,5
9	0,6	0,3	0,3	0,3
10	1,1	0,7	0,6	0,6
11	0,8	0,4	0,5	0,6
12	0,8	0,5	0,5	0,5
13	0,6	0,4	0,1	0,1
14	0,7	0,5	0,5	0,5
15	1,2	0,8	0,6	0,8
16	0,5	0,8	0,8	0,6
17	0,7	0,4	0,3	0,4
18	0,8	0,7	0,8	0,8
19	0,5	0,1	0,1	0,3
20	0,6	0,2	0,3	0,3
21	0,6	0,4	0,4	0,6
22	0,9	0,7	0,9	0,6
23	0,8	0,6	0,6	0,7
24	0,5	0,6	0,6	0,6
Среднее	0,9	0,8	0,6	0,6
Ст. откл	0,26	0,57	0,79	0,37

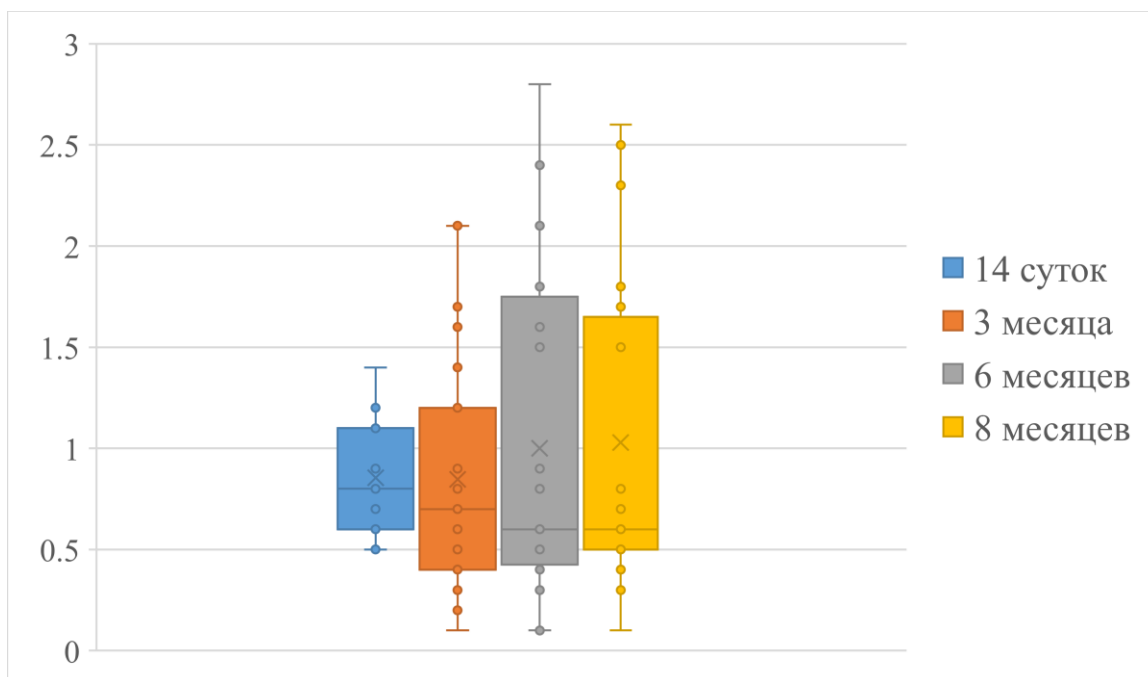


Рисунок 85. Графическая визуализация значений индекса РНР при оценке эффективности гигиены рта пациентов исследуемой группы.

У большинства пациентов 16 (67%) прослеживается схожая динамика. На первом сроке наблюдения, через 14 суток после фиксации сетки и протезов, равно как и на втором сроке наблюдения, через 3 месяца, уровень гигиены отмечается как удовлетворительный, что объясняется сложностью чистки зубов в первые сутки после операции, статистически значимых различий между значениями индекса на данных сроках не выявили ($p > 0,05$). Однако, на сроках в 6 и 8 месяцев, индекс смещается в лучшую сторону, $p < 0,05$ относительно ранних сроков наблюдения (данные отклонений были исключены из расчётов), а его значения соответствуют хорошему уровню гигиены.

Стоит отметить, что у 8 (33%) пациентов регистрировали перелом временного несъемного зубного протеза на верхней челюсти и у 4 из этих же пациентов, наблюдали перелом протеза нижней челюсти. Пациентам были изготовлены и фиксированы новые протезы. При анализе гигиенического статуса у данных пациентов был зарегистрирован неудовлетворительный уровень гигиены, и именно у 6 пациентов из числа упомянутых, через 6 месяцев наблюдалась экспозиция сетки.

На основе анализа индекса гигиены временных протезов можно сделать вывод об удовлетворительности гигиенических показателей предложенной протезной конструкции у пациентов исследуемой группы, а следовательно, и дизайна самой конструкции.

4.3. Результаты морфометрического анализа кости.

Морфометрический анализ вновь образованной костной ткани проводили на этапе удаления титановой сетки после редукции кости перед установкой дентальных имплантатов (рис. 86). Измерения проводили в трех точках, переднем и боковых отделах пуговчатым зондом, вычитая из общего размера параметры собственной костной ткани пациента.

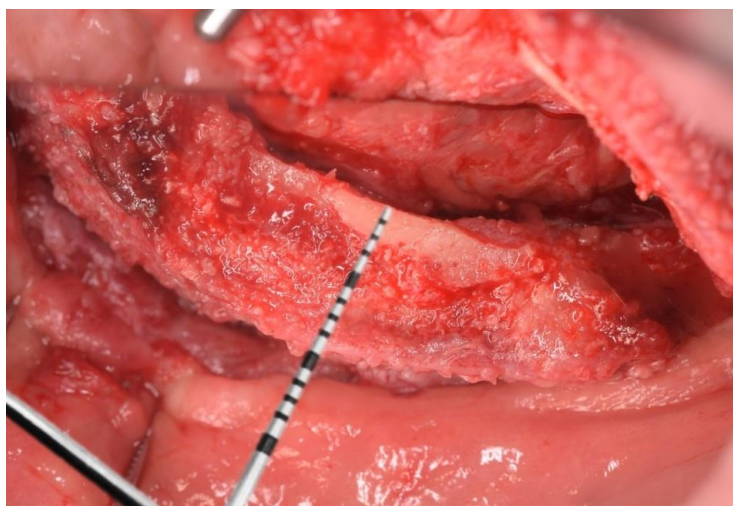


Рисунок 86. Морфометрическое исследование костной ткани пациента после костной аугментации.

Значения измерений представлены в таблице 11.

Таблица 11. Значения прироста костной ткани у пациентов исследуемой группы по результатам морфометрического анализа.

Пациент	Разность ширины (мм)	
	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть
1	4,1	3,9
2	4	4,6

3	3,3	4,7
4	4,7	4,6
5	4,2	3
6	3,3	3,5
7	5	4,8
8	5,1	5
9	4,4	4
10	5	4
11	4,5	4,6
12	3,6	3,3
13	3,5	5,5
14	3,7	4,3
15	5	4,6
16	4	4,9
17	4,3	2,9
18	4,2	4,1
19	3,4	3,5
20	4,2	4,3
21	4,2	4,6
22	4,1	4,5
23	3,2	4
24	3,4	3,6
Среднее	4,1	4,2
Ст. откл	0,59	0,65

Средние значения прироста костной ткани у пациентов исследуемой группы по результатам морфометрического анализа представлены в таблице 12 и на рисунке 87.

Таблица 12. Средние значения прироста костной ткани у пациентов исследуемой группы по результатам морфометрического анализа.

Точка измерения	Разность ширины (мм)			Среднее	Min	Max
	1	2	3			
Верхняя челюсть	4,5	4,1	3,8	4,1	3,2	5,1
Нижняя челюсть	4,3	4,2	4,2	4,2	2,9	5,5

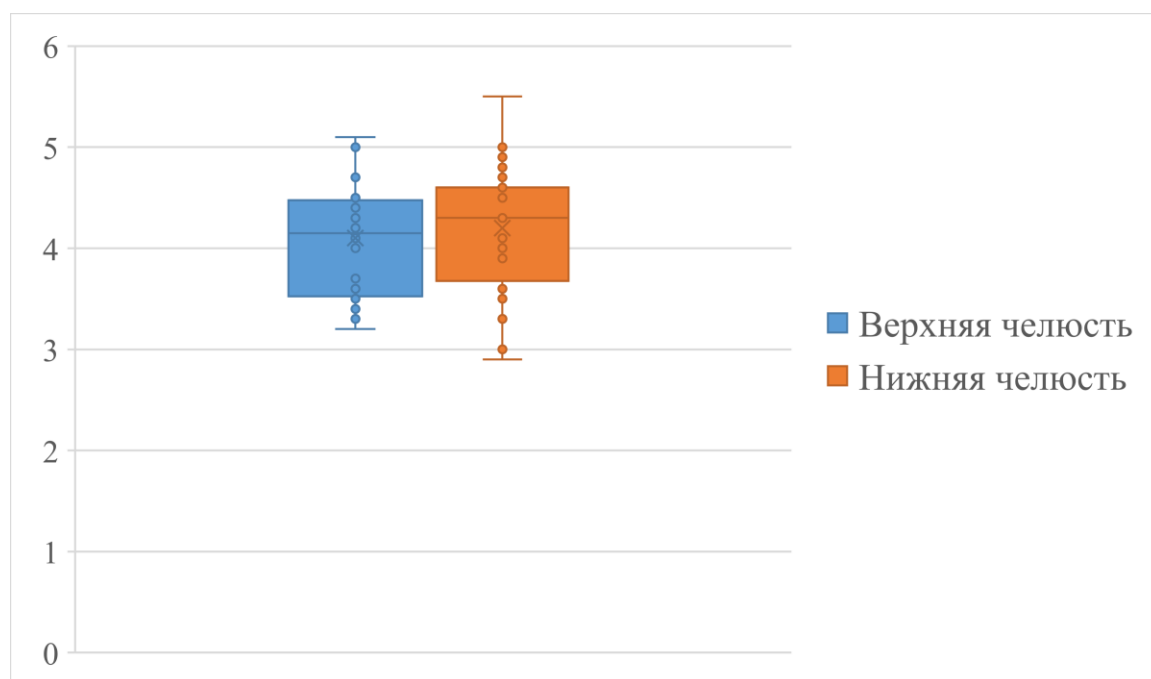


Рисунок 87. Графическая визуализация значений прироста костной ткани у пациентов исследуемой группы по результатам морфометрического анализа.

Анализируя полученные результаты, видно, что средняя величина прироста кости по ширине у пациентов исследуемой группы на верхней челюсти составила 4,1 мм, а на нижней - 4,2 мм. Тогда как минимальные значения прироста составили 3,2 мм и 2,9 мм, а максимальные – 5,1 мм и 5,5 мм на верхней и нижней челюсти соответственно. Статистически значимых различий между значениями прироста ширины костного гребня на верхней и

нижней челюсти выявлено не было ($p>0,05$). Полученные данные коррелируют со значениями, полученными по результатам анализа КЛКТ.

Таким образом, использованную автором технику костной аугментации можно признать эффективной как на верхней, так и на нижней челюсти в целях увеличения горизонтального объема альвеолярного гребня.

4.4. Результаты рентгенологического исследования.

Основными задачами проведенных рентгенологических исследований явилась оценка прироста костной ткани по высоте и ширине альвеолярной кости у пациентов, оперированных по предложенной методике с применением разработанных конструкций индивидуальных титановых сеток, и подтверждение эффективности проведенной дентальной имплантации. Результаты рентгенологических исследований демонстрируют показатели прироста костной ткани как по высоте, так и по ширине альвеолярной кости у пациентов из исследуемой группы, представлены в таблице 13.

Таблица 13. Значения прироста костной ткани по высоте и ширине альвеолярной кости у пациентов исследуемой группы по результатам рентгенологических исследований.

Пациент	Разность ширины (мм)		Разность высоты (мм)	
	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть	Верхняя челюсть	Нижняя челюсть
1	4,1	3,9	4,1	3,5
2	4	4,5	4	4
3	3,3	4,4	3,8	3,3
4	4,7	4,4	4,7	3,2
5	4,2	3	5,1	3,5
6	3,3	3,5	5	3,5
7	5	4,7	5	3,2

8	5	5	5	3,3
9	4,4	3,8	4,4	3,4
10	5	4	5	5
11	4,5	4,4	4,8	3,2
12	3,6	3,3	3,6	3,3
13	3,6	5,4	3,6	4,1
14	3,7	4,3	3,2	5,1
15	5	4,1	5	3,5
16	4	4,8	4	3,3
17	4,3	2,8	4,3	3,7
18	4,2	4,1	5,2	4,1
19	3,4	3,5	3,4	3,3
20	4,2	4,3	4,2	3,6
21	4,2	4,6	4,2	4
22	4,1	4,3	5,4	3,1
23	3,2	3,8	2,8	4,9
24	3,4	3,5	3,4	6,1
Среднее	4,1	4,1	4,3	3,8
Ст. откл	0,58	0,63	0,72	0,76

Средние значения измерений представлены в таблице 14 и на рисунке 88.

Таблица 14. Средние значения прироста костной ткани у пациентов исследуемой группы по результатам рентгенологического исследования.

Точка измерения	Разность высоты (мм)			Разность ширины (мм)		
	1	2	3	1	2	3
Верхняя челюсть	4,6	4,5	3,9	4,4	4,2	3,7
Нижняя челюсть	4,2	3,4	3,7	4,2	4,1	4,1
Среднее значение в\ч	4,3			4,1		

Среднее значение н\ч	3,8	4,1
Min в\ч	2,8	3,2
Max в\ч	5,4	5,0
Min н\ч	3,1	2,9
Max н\ч	6,1	5,4

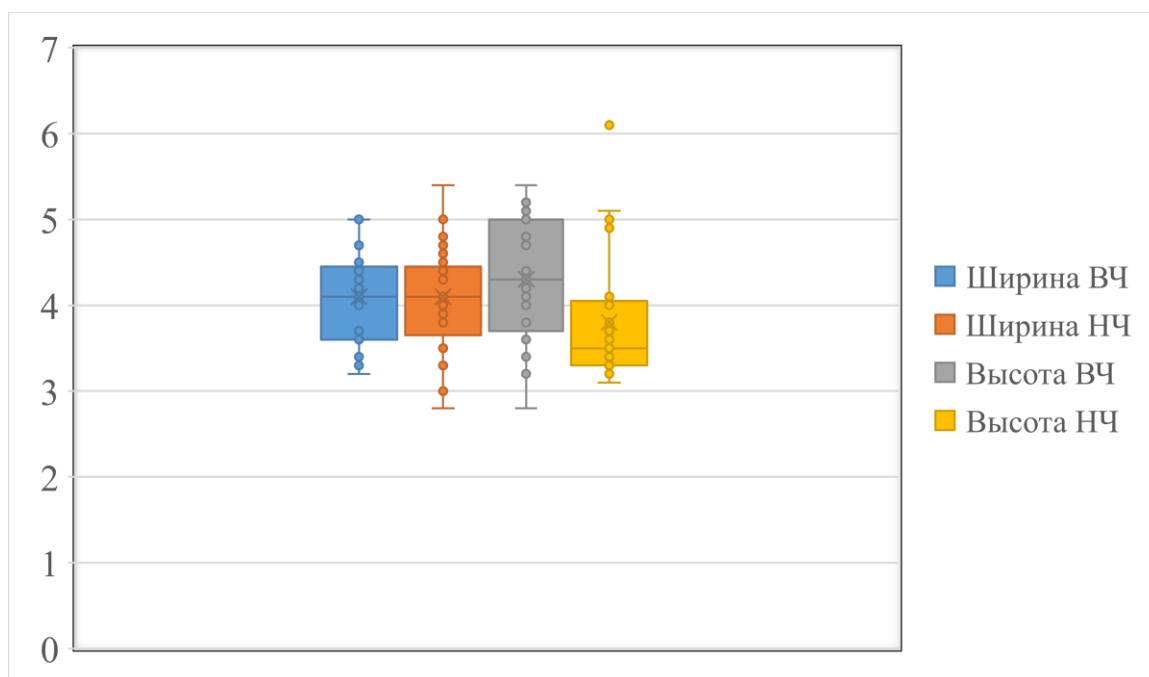


Рисунок 88. Графическая визуализация значений прироста костной ткани у пациентов исследуемой группы по результатам рентгенологического исследования.

Анализируя полученные результаты, видно, что средняя величина прироста кости по высоте и ширине у пациентов исследуемой группы на верхней челюсти составила 4,3 мм и 4,1 мм, а на нижней 3,8 мм и 4,1 мм соответственно. Тогда как минимальные значения прироста по высоте составили 2,8 мм и 3,1 мм, а максимальные – 5,4 мм и 6,1 мм на верхней и нижней челюсти соответственно. Аналогичные измерения по ширине кости выявили минимальные и максимальные значения 3,2 мм и 5,0 мм на верхней челюсти и 2,9 мм и 5,4 мм - на нижней.

При оценке резорбции костной ткани через год после протезирования имплантатов, учитывая, что при установке дентальные имплантаты заглубляли на 2 мм, достоверной разницы выявлено не было.

Таким образом, использованную автором технику костной аугментации можно признать эффективной как на верхней, так и на нижней челюсти в целях увеличения как горизонтального, так и вертикального объема альвеолярного гребня.

4.5. Результаты оценки коэффициента стабильности имплантата (КСИ).

Оценка эффективности дентальной имплантации проводилась с помощью магнитно-резонансного анализа в день установки, в период временного, постоянного протезирования и через год после операции. Всего было установлено 260 дентальных имплантатов на верхней и нижней челюсти. Средние значения КСИ на сроках наблюдений представлены в таблице 15.

Таблица 15. Средние значения коэффициента стабильности имплантата у пациентов исследуемой группы на сроках наблюдения.

Челюсть/ количество	Коэффициент стабильности имплантата (у.е.)			
	Установка	Временное протезирован ие	Постоянное протезирован ие	1 год после протезирован ия
Верхняя (n=144)	78	76	77	77
Нижняя (n=116)	84	81	83	83

Из таблицы видно, что КСИ имплантатов, установленных на нижней челюсти на 7 единиц измерения прибора выше, чем на верхней, что объясняется изначально более плотной костью. Статистическая обработка данных также показала высокий уровень значимости различий ($p < 0,01$). Также прослеживается закономерность, что КСИ выше на этапе установки имплантатов на обеих челюстях, чем на этапе временного протезирования ($p < 0,01$). Статистически значимых различий между показателями КСИ на дальнейших сроках наблюдений выявлено не было ($p < 0,01$). Следующей

выявленной закономерностью можно считать, что после временной нагрузки, на этапе постоянного протезирования КСИ имплантатов, установленных как на верхней челюсти, так и на нижней, незначительно увеличивается, а через год не меняется.

72 имплантата 18 пациентам на нижней челюсти было установлено в день фиксации титановой сетки, значения их КСИ отличалось на первом сроке наблюдений, а именно в день установки, и было меньше аналогичных значений на 8 единиц. На остальных сроках картина была схожа, как и у пациентов, которым имплантаты устанавливали через 8 месяцев после направленной костной регенерации.

По результатам оценки данных исследования стабильности имплантатов были получены удовлетворительные показатели стабильности как сразу после установки, так и после нагрузки, что позволяет судить о надежности предложенной методики, а также о состоятельности костного регенерата и его способности к остеоинтеграции.

4.6. Результаты оценки качества жизни пациентов исследуемой группы.

Оценка качества жизни пациентов в исследуемых группах осуществлялась как до операции и установки временных несъемных зубных протезов с опорой на абатменты индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации, так и на сроках послеоперационного периода 14, 30, 90 и 180 суток. Были проанализированы следующие параметры: физическое здоровье (ФЗ), психофизиологическое здоровье (ПФЗ), социальные взаимоотношения (СВ), качество окружающей среды (ОС) и общий показатель качества жизни (ОКЖ).

Результаты индексной оценки качества жизни пациентов исследуемой группы представлены в таблице 16.

Таблица 16. Результаты индексной оценки качества жизни пациентов исследуемой группы

№	Сроки наблюдений																			
	До протезирования				14 суток				30 суток				90 суток				180 суток			
	ФЗ	ПФЗ	СВ	ОС	ФЗ	ПФЗ	СВ	ОС	ФЗ	ПФЗ	СВ	ОС	ФЗ	ПФЗ	СВ	ОС	ФЗ	ПФЗ	СВ	ОС
1	12	13	7	28	19	19	13	32	20	20	10	30	23	20	10	36	23	25	11	32
2	12	14	11	22	18	24	14	26	22	21	12	26	21	21	11	26	26	20	11	31
3	10	10	10	29	23	20	12	31	22	19	13	37	20	20	13	34	20	20	13	36
4	14	15	11	29	21	17	12	27	19	16	9	32	20	18	6	32	21	13	8	32
5	12	11	8	26	20	21	11	26	21	25	8	32	22	25	13	31	21	24	12	29
6	16	9	9	30	24	21	11	30	23	19	13	31	21	22	11	34	23	19	15	30
7	14	12	7	25	24	18	12	27	27	21	13	28	26	21	6	30	30	19	12	28
8	16	11	9	28	26	25	9	26	25	28	12	28	26	30	11	33	21	29	8	35
9	13	13	8	25	18	20	11	26	20	20	13	29	19	24	10	25	18	22	8	25
10	18	15	4	30	23	24	10	30	26	22	12	28	28	25	13	28	22	26	9	29
11	14	14	4	22	26	20	14	29	26	22	15	27	27	17	10	30	25	15	12	30
12	14	12	8	23	22	20	9	27	26	22	13	25	28	25	8	23	28	26	9	22
13	16	14	7	20	27	25	8	25	24	21	10	22	30	23	13	23	24	23	10	20
14	14	15	5	29	26	18	10	32	26	19	13	31	25	20	7	35	25	19	8	30

15	15	12	11	25	20	19	12	24	22	17	16	26	25	18	14	26	27	18	15	24
16	5	12	6	29	22	19	12	37	23	24	15	33	22	20	10	39	23	24	14	31
17	9	15	7	17	25	21	16	31	21	23	11	28	24	22	10	30	24	22	10	29
18	15	12	11	35	17	20	9	34	22	17	14	39	18	20	21	33	19	18	14	32
19	19	15	12	26	22	19	9	26	24	16	11	32	22	20	11	32	26	19	13	36
20	9	16	10	26	19	22	12	27	20	24	6	27	22	28	12	30	22	22	12	26
21	20	11	5	29	24	24	12	26	19	21	16	33	22	27	11	31	19	16	12	31
22	15	14	5	21	26	18	11	27	26	21	11	30	27	21	6	27	33	20	7	29
23	18	12	5	23	25	28	11	25	25	24	14	35	24	28	8	31	24	30	7	30
24	7	18	2	22	18	21	9	29	18	22	9	28	17	21	14	26	18	23	6	30

До проведения хирургических вмешательств и установки временных протезов средний индекс качества жизни составлял 40%. Это указывает на низкий уровень жизни пациентов, что обосновано отсутствием зубов и недостаточной социальной адаптацией.

На начальном этапе наблюдения после протезирования (14-е сутки) зафиксировано значительное улучшение всех показателей у всех пациентов, достигнув 62%. Это улучшение в основном обусловлено повышением уровня физического здоровья с 26% до 54%, психофизиологического здоровья с 31% до 61% и качества социальных взаимоотношений с 45% до 71%. Важно отметить, что также произошло улучшение показателя качества окружающей среды с 58% до 66%. В дальнейшем, на последующих этапах наблюдения, не наблюдалось статистически значимых изменений индекса качества жизни. (табл. 17).

Таблица 17. Динамические изменения средних показателей качества жизни пациентов исследуемой группы на этапах клинического наблюдения.

Показатели качества жизни	Срок наблюдений				
	До	14 суток	30 суток	90 суток	180 суток
Показатель КЖ	Физическое здоровье				
Среднее значение	14,2	22,1	23,1	22,2	23,4
Ст. откл.	3.1	3.6	3.0	3.2	3.5
% по категориям	26%	54%	57%	54%	59%
Показатель КЖ	Психофизиологическое здоровье				
Среднее значение	13,3	20,7	21,5	21,7	21,2
Ст. откл.	2.2	2.9	2.7	3.7	3.7
% по категориям	31%	61%	64%	65%	63%
Показатель КЖ	Социальные взаимоотношения				
Среднее значение	8,5	11,5	11,4	10,5	11,1
Ст. откл.	2.6	2.0	2.2	3.6	2.5
% по категориям	45%	71%	70%	63%	68%
Показатель КЖ	Показатель качества окружающей среды				

Среднее значение	26,5	29,0	30,6	29,5	30,1
Ст. откл.	3.8	3.4	3.9	4.2	4.4
% по категориям	58%	66%	71%	67%	69%
Общий КЖ (%)	40	62	65	62	64

Визуализация динамических изменений ключевых индикаторов качества жизни пациентов исследуемой когорты на различных этапах клинических наблюдений отражена на рисунке 89.

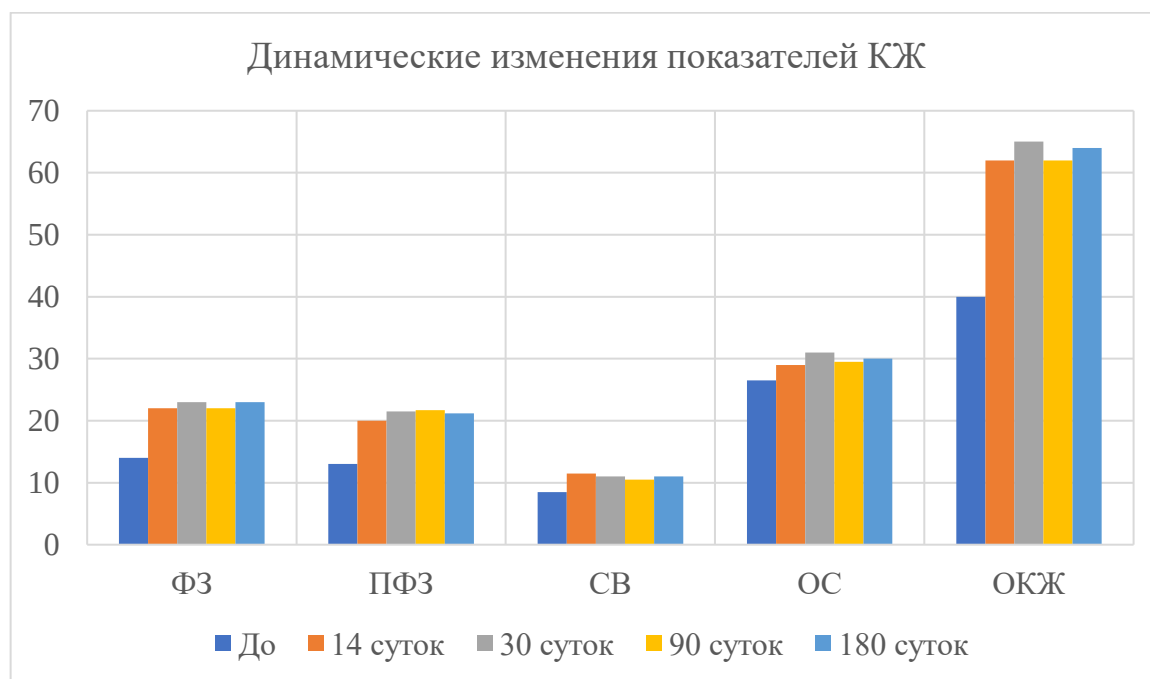


Рисунок 89. Графическое изображение динамических изменений основных показателей качества жизни пациентов исследуемых групп.

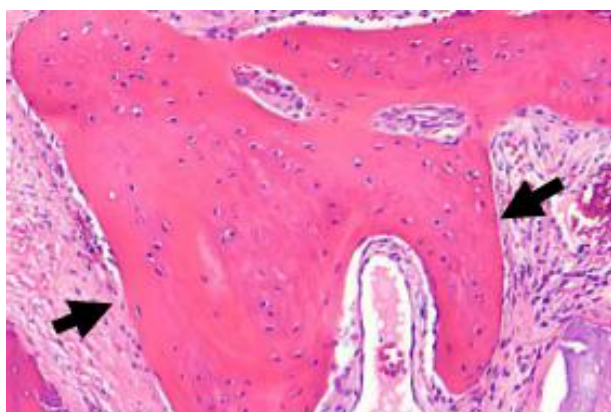
Как уже было указано, потеря зубов вызывает у пациентов значительные психоэмоциональные реакции, которые влияют не только на их психологическое состояние и социальные взаимодействия, но и на восприятие собственного физического здоровья и окружающей среды.

Результаты исследования показали, что временное протезирование зубов с использованием несъемных конструкций на основе индивидуальных титановых сеток, изготовленных по технологии 3D-печати, статистически значительно улучшает все параметры качества жизни пациентов с адентией.

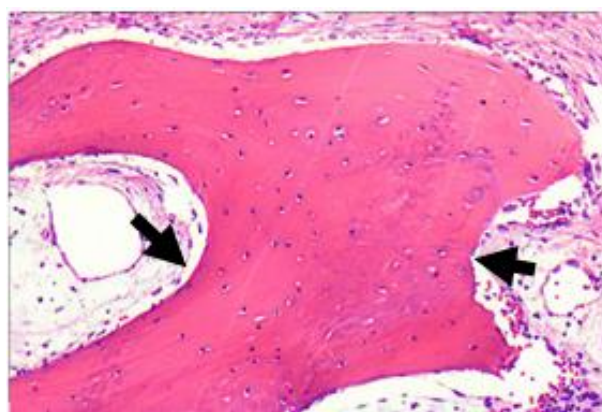
4.7. Результаты клинико-лабораторного исследования.

По результатам гистоморфометрического исследования выраженных различий в строении регенератов верхней и нижней челюсти выявлено не было.

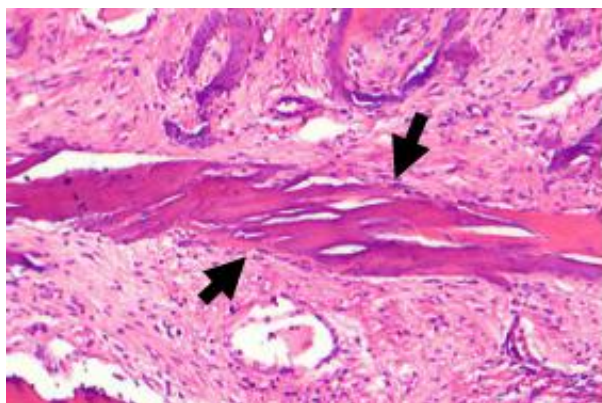
Во всех биоптатах визуализировали новообразованную костную ткань, остатки аутогенной костной стружки и ксеногенного материала, которые были окружены соединительной тканью. Решающим образом паттерн распределения и размеры не отличались. Остатки аутогенной костной стружки от новообразованной костной ткани отличались отсутствием остеоцитов, повышенной окраской гематоксилином и пластинчатой структурой, характерной для зрелой костной ткани. Ксеногенный костно-пластический материал выглядел как слабоокрашенные бесклеточные области, в связи с удалением белка при производстве, и отдалённо напоминающие костную ткань по наличию лакун от остеоцитов (Рис. 90).



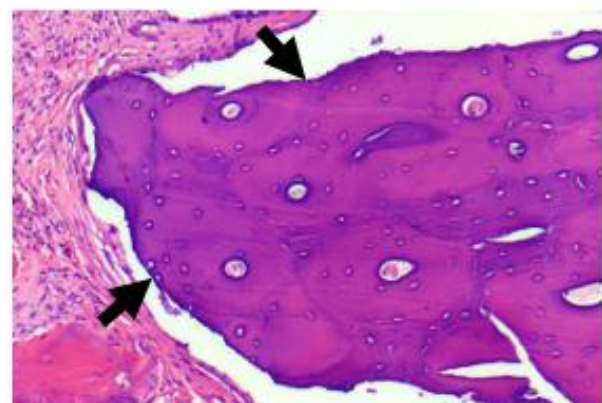
А



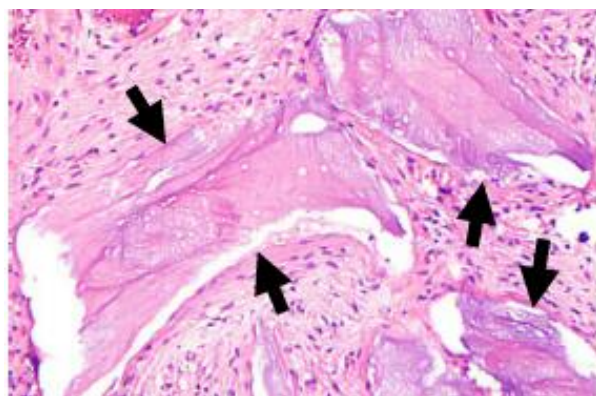
Б



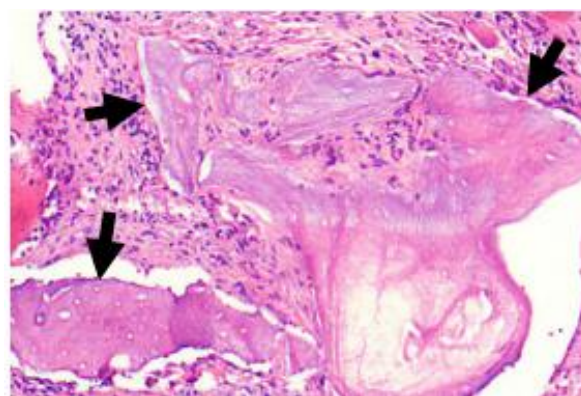
В



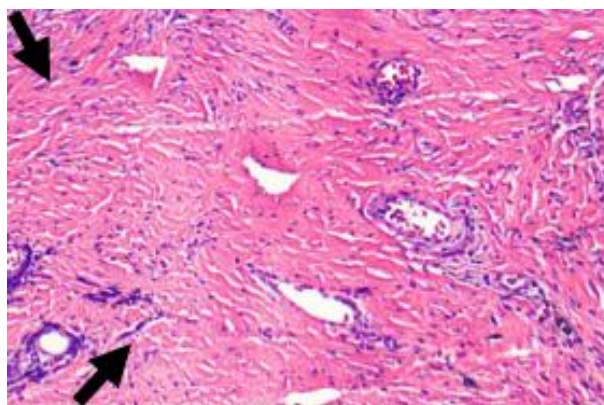
Г



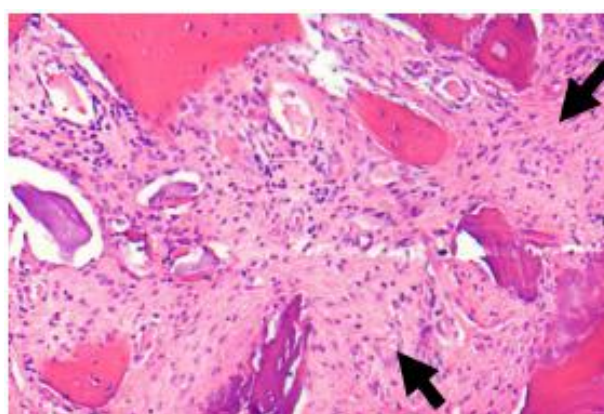
Д



Е



Ж

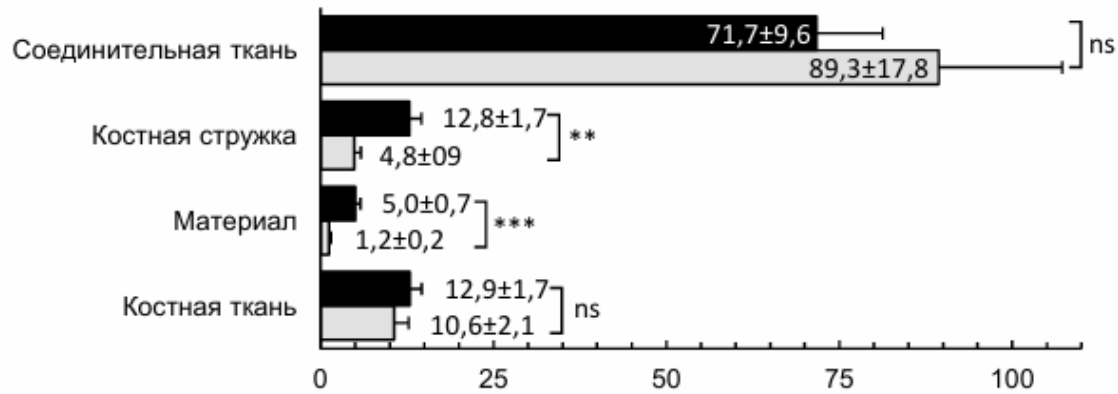


З

Рисунок 90. Выявленные структуры при столбчатой биопсии костных регенератов верхней и нижней челюсти, используемые для последующей сегментации при морфометрии (окраска Г-Э, увеличение объектива x10): А – новообразованная костная ткань в биоптате верхней челюсти; Б – новообразованная костная ткань в биоптате нижней челюсти; В – костная стружка в биоптате верхней челюсти; Г – костная стружка в биоптате нижней челюсти; Д – костнопластический материал в биоптате верхней челюсти; Е – костнопластический материал в биоптате нижней челюсти; Ж – соединительная ткань в биоптате верхней челюсти; З – соединительная ткань в биоптате нижней челюсти.

Также по результатам гистоморфометрического исследования было установлено, что между биоптатами верхней и нижней челюсти не было выявлено статистически значимого различия по относительному объёму соединительной и новообразованной костной ткани. Однако в биоптатах верхней

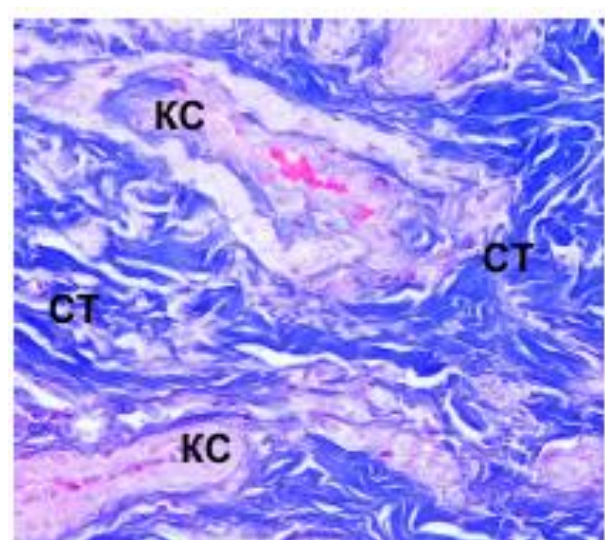
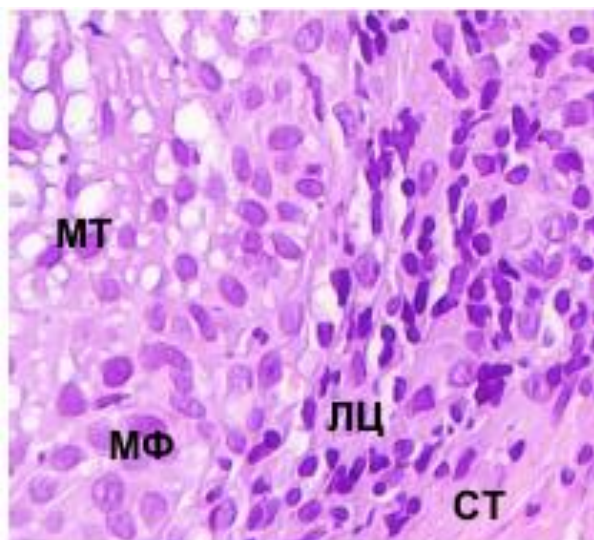
челюсти относительный объём остатка аутогенной костной стружки и костно-пластического материала статистически значимо был больше, чем в биоптатах нижней челюсти (рис. 91).



■ - биоптаты верхней челюсти; ▒ - биоптаты нижней челюсти.

Рисунок 91. Относительные объёмы различных структур, выявленные в регенерате по результатам гистоморфометрии.

Соединительнотканьные трансплантаты верхней и нижней челюсти пациентов содержали незначительные конгломераты остатков используемых коллагеновых матриксов, которые были окружены лимфоцитами и макрофагами, при этом основная толща регенерата была представлена зрелой соединительной тканью, содержащей кровеносные сосуды (рис. 88).



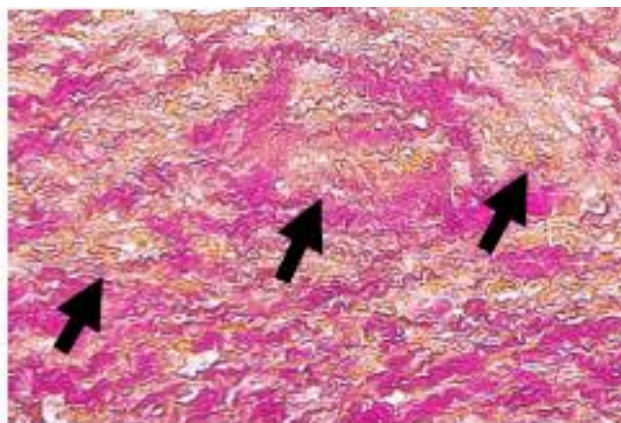
А

Б

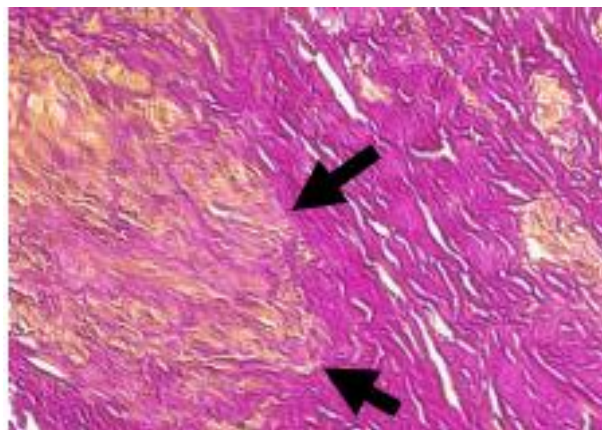
Рисунок 88. Гистологические препараты мягкотканых трансплантатов пациента исследуемой группы: А – грануляционная ткань вокруг остатков материала (окраска Г-Э, увеличение объектива x40); Б – зрелая соединительная ткань с сосудами (окраска по Массону) в толще исследуемых биопсий мягких тканей (увеличение объектива x10).

МТ – материал; МФ – макрофаги; ЛЦ – лимфоциты; СТ – соединительная ткань; КС – кровеносные сосуды.

При окраске по Ван Гизон на фоне окрашенных фиолетовым коллагеновых волокон регенерата определялись волокнистые бесклеточные образования жёлтого цвета, характерные для остатков материала (рис. 92).



А



Б

Рисунок 92. Остатки материалов после аугментации мягких тканей в биоптатах пациентов исследуемой группы (окраска по Ван Гизон, увеличение объектива x10): А – верхней челюсти; Б – нижней челюсти.

Дифференцирование окраски, по-видимому, было связано с изменённой в процессе производства структурой коллагена в материале, чего не происходило с собственным коллагеном.

Таким образом, можно заключить, что проведенная костная и мягкотканая трансплантация у пациентов, оперированных по разработанной технологии, была успешной.

4.8. Клинический пример.

На клиническую базу Института цифровой стоматологии медицинского института РУДН, пародонтологический центр «MAXTREAT», обратилась пациентка А. 73 лет с жалобами на полное отсутствие зубов верхней и нижней челюстей. Со слов пациентки, зубы отсутствуют более 10 лет, пациент пользуется съёмными зубными протезами. В последний год новые съёмные зубные протезы изготавливались дважды, пациент неудовлетворён фиксацией и стабилизацией протезов.

По результатам осмотра полости рта был поставлен диагноз: K08.1 - Потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни; K08.2 Атрофия беззубого альвеолярного края. Атрофия альвеолярного отростка верхней челюсти 3 класс по Шредеру, и атрофия альвеолярной части нижней челюсти 2 класс по Келлеру (рис. 93).



А

Б

Рисунок 93. Состояние челюстей пациента А.: А – верхняя; Б – нижняя.

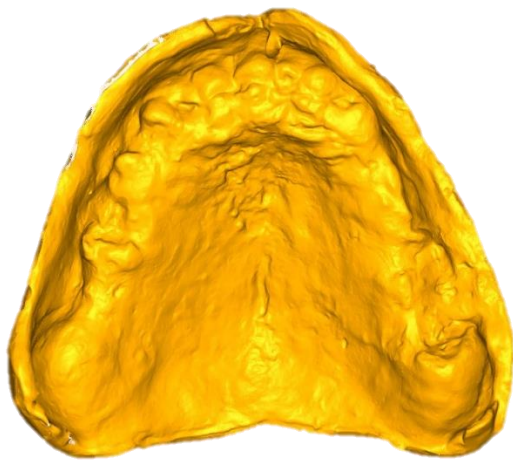
Учитывая отсутствие противопоказаний и нарушений минерального обмена, было принято решение включить пациентку в группу исследования по апробации разработанного способа замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов.

Пациенту в дооперационном периоде изготовили съёмные зубные протезы на восковом базисе с вклеенными стеклянными шариками. Протезы изготавливались с учетом необходимых межальвеолярной высоты и соотношения челюстей (рис. 94).



Рисунок 94. Съёмные зубные протезы на восковом базисе с рентгеноконтрастными метками.

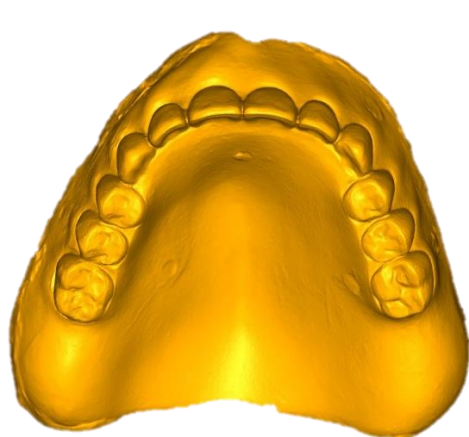
Получили оптические слепки челюстей пациента с протезами и без протезов (рис. 95).



А



Б



В



Г

Рисунок 95. Цифровые модели челюстей пациента с полным отсутствием зубов: А – верхняя челюсть; Б – внутренняя поверхность протеза нижней челюсти; В – верхняя челюсть с фиксированным протезом; Г - нижняя челюсть с фиксированным протезом.

Провели КЛКТ челюстей с фиксированными в полости рта восковыми прототипами протезов в сомкнутом состоянии (рис. 96).

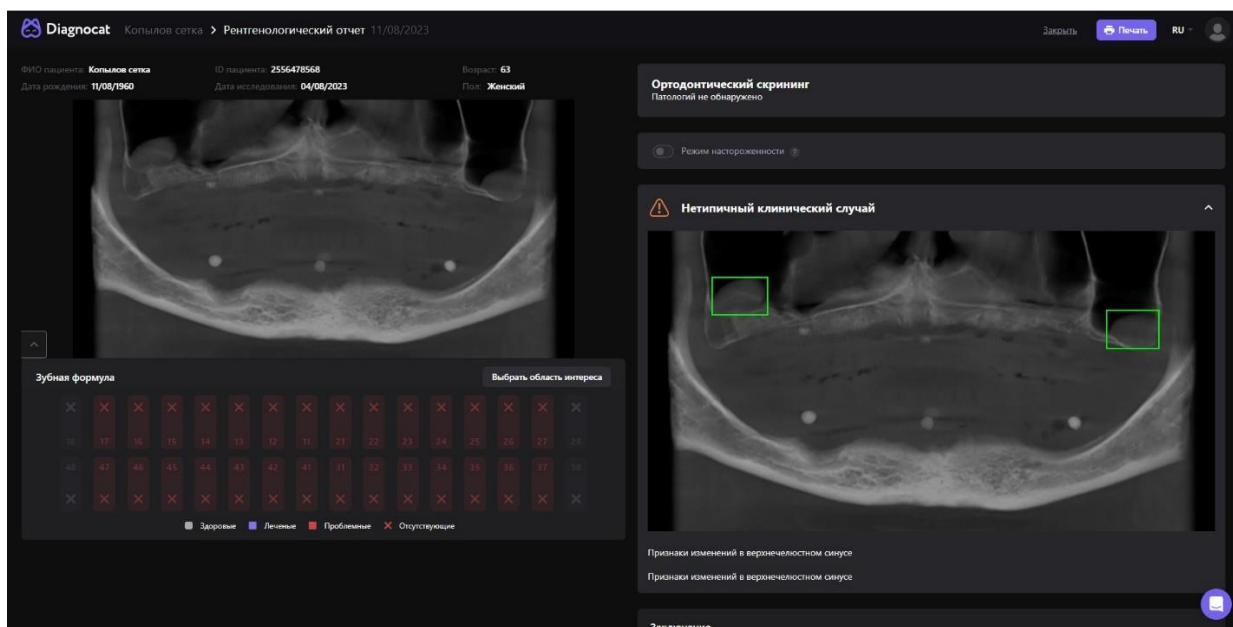


Рисунок 96. Данные компьютерной томографии с ретгеноконтрастными метками.

В программе для планирования дентальной имплантации и моделирования хирургических навигационных шаблонов RealGuide v5.3 (Италия) сопоставили данные КЛКТ с оптическими слепками челюстей и челюстей с восковыми

прототипами протезов в единую 3D-сцену в одном пространственном взаимоотношении по рентгенологическим меткам (рис. 97).

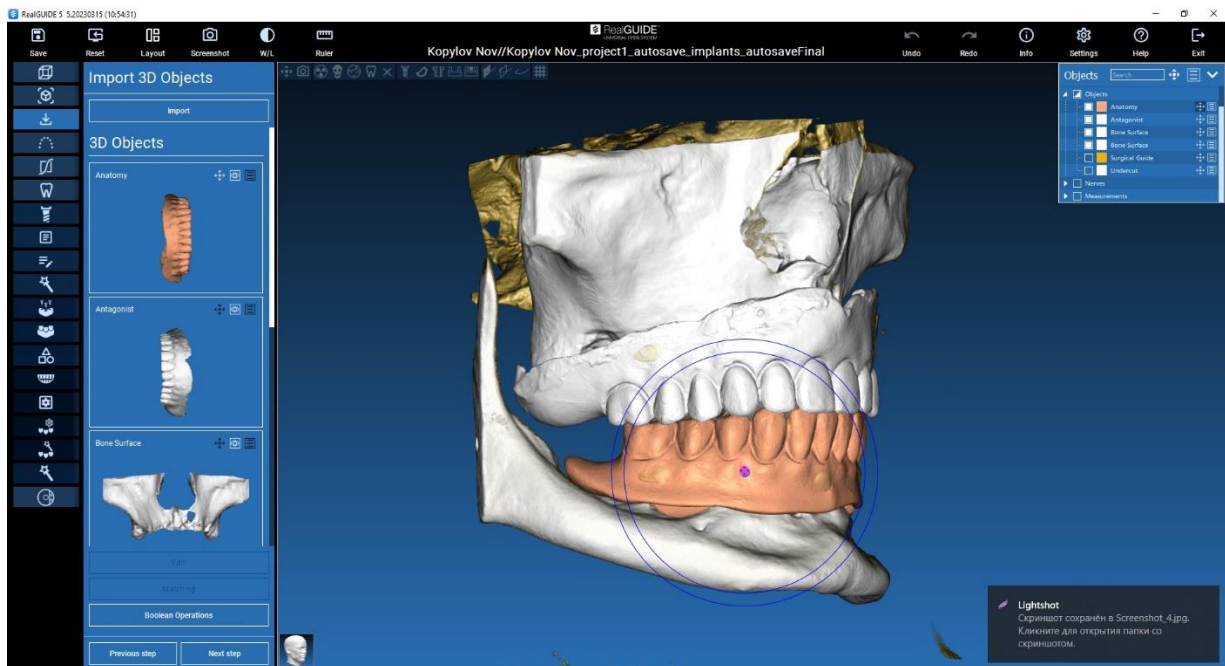


Рисунок 97. Совмещение цифровых данных пациента в едином пространственном взаимоотношении.

В облачном сервере с интегрированным искусственным интеллектом Diagnosat провели сегментацию данных КЛКТ для построения замкнутой виртуальной триангуляционной сетки формата объемных изображений .stl, выстраивая ровную поверхность костной ткани (рис. 98).

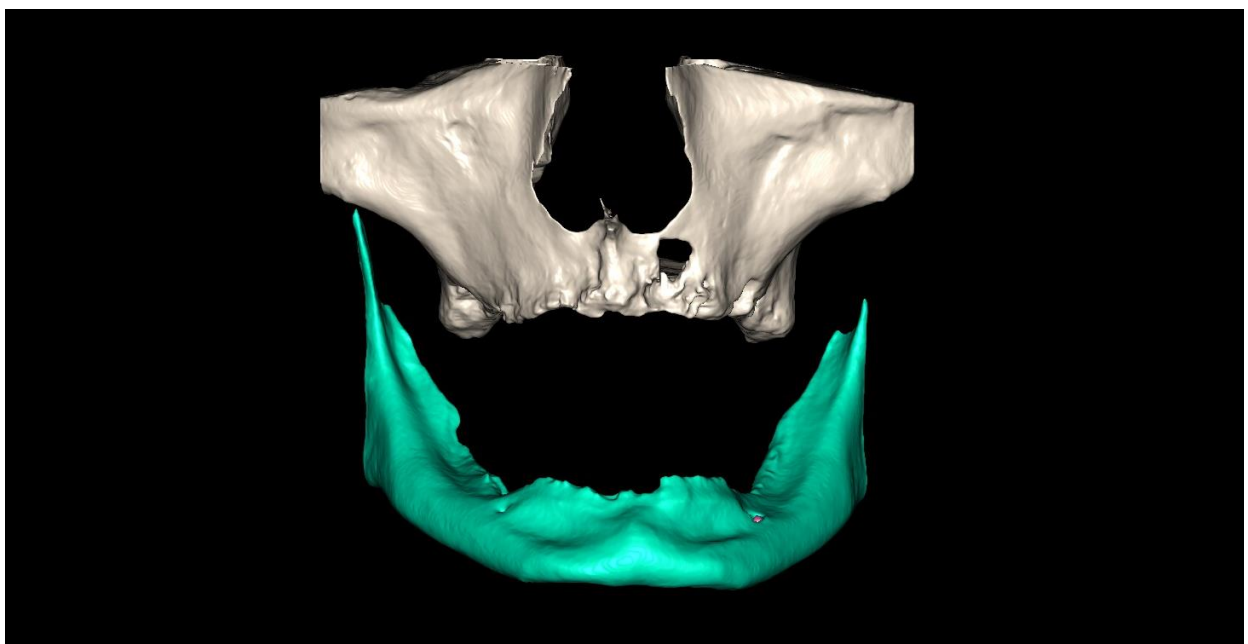
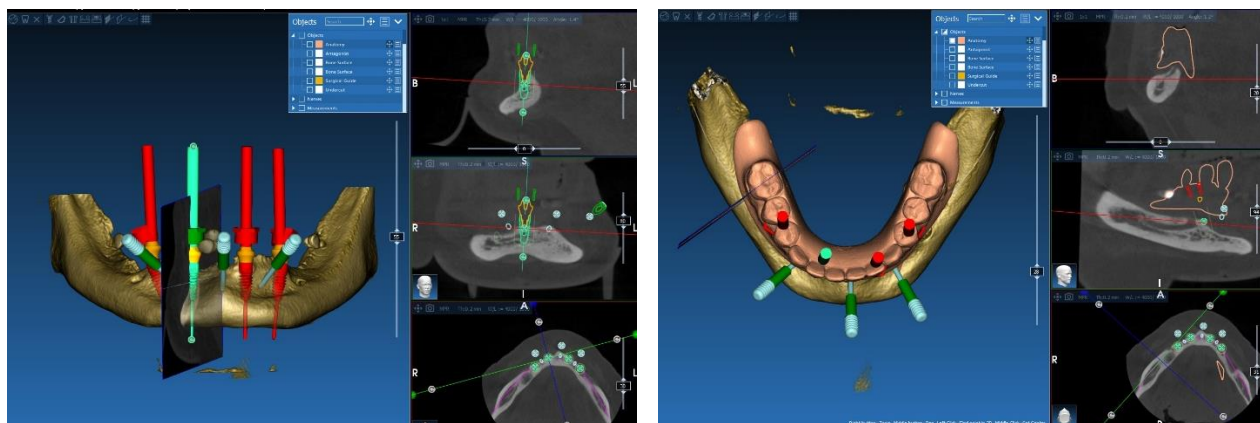


Рисунок 98. Данные компьютерной томографии, преобразованные в формат .stl, в облачном сервере с интегрированным искусственным интеллектом Diagnocat.

Данной пациентке было принято решение установить дентальные имплантаты в день фиксации индивидуальной титановой сетки.

Была проведена виртуальная расстановка будущих имплантатов в ортопедической позиции, ориентируясь на виртуальные модели прототипов протезов, контролируя, чтобы шахты имплантатов в области жевательных зубов выходили в срединную фиссуру коронок, а у резцов и клыков на оральную поверхность (рис. 99), а также, наcostного навигационного шаблона для их установки (рис. 100).



А

Б

Рисунок 99. Виртуальная расстановка дентальных имплантатов: А – по кости; Б – по отношению к виртуальной постановке зубов.

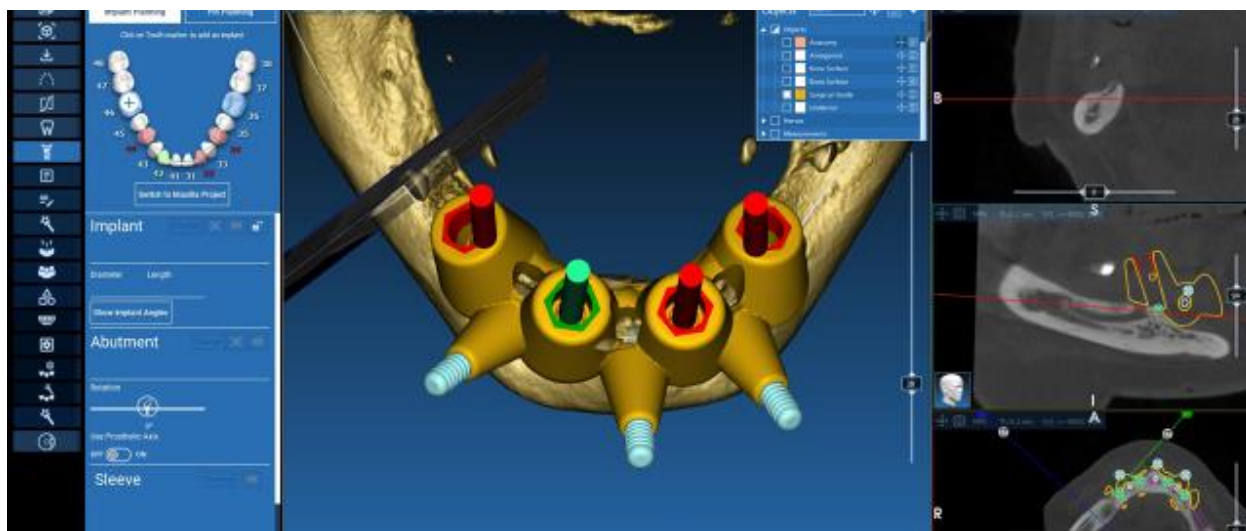


Рисунок 100. Моделирование на костного навигационного шаблона для установки дентальных имплантатов.

Аналогичную процедуру виртуальной расстановки дентальных имплантатов провели на верхней и нижней челюстях для планирования расположения абатментов индивидуальной титановой сетки (рис. 101).

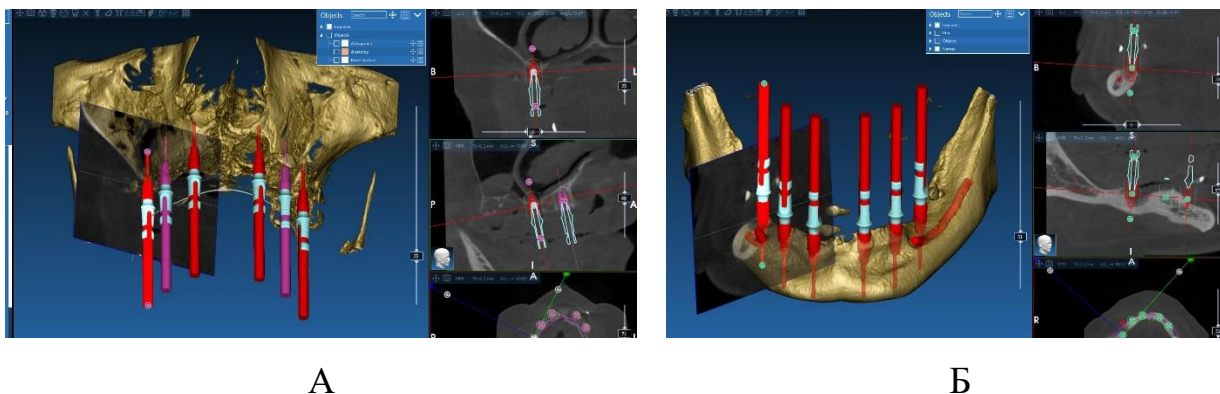


Рисунок 101. Виртуальная расстановка дентальных имплантатов: А – на верхней челюсти; Б – на нижней челюсти.

На виртуальных моделях челюстей провели моделирование костной ткани, планируемой к росту под титановой сеткой после проведения операции. При этом учитывалось положение имплантатов (рис. 102).

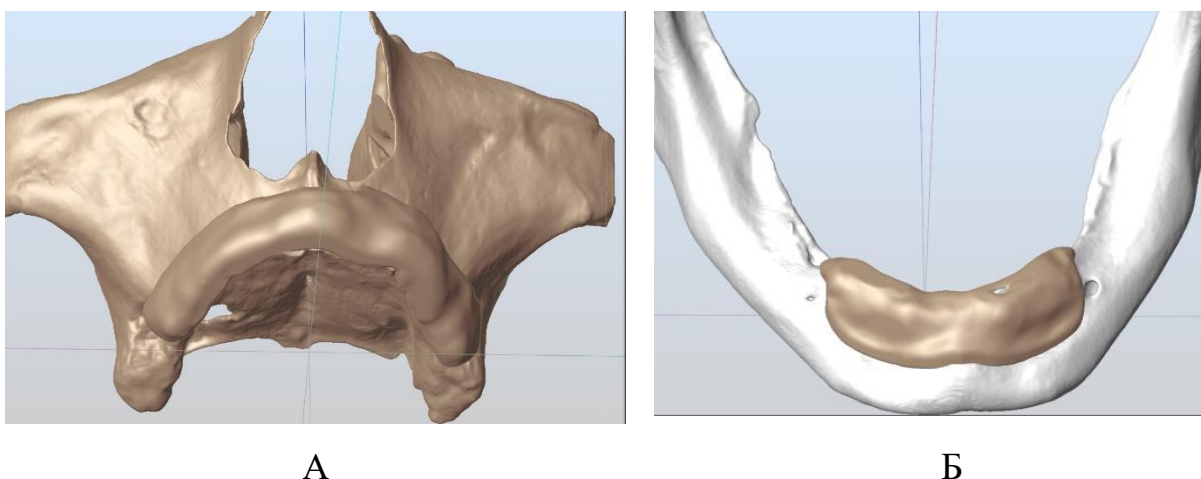


Рисунок 102. Моделирование необходимого объема костной ткани: А – на верхней челюсти; Б – на нижней челюсти.

К виртуальным моделям дентальных имплантатов подгружали виртуальные модели скан-маркеров той же системы, при этом, при выборе их

параметров учитывали толщину слизистой оболочки и толщину возможной мягкой тканой аугментации, которая планируется в процессе операции (рис. 103).

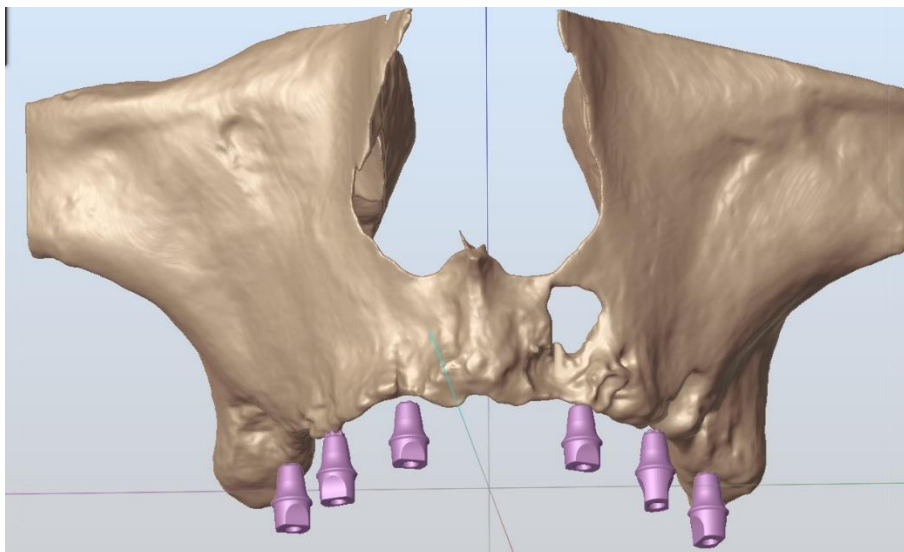
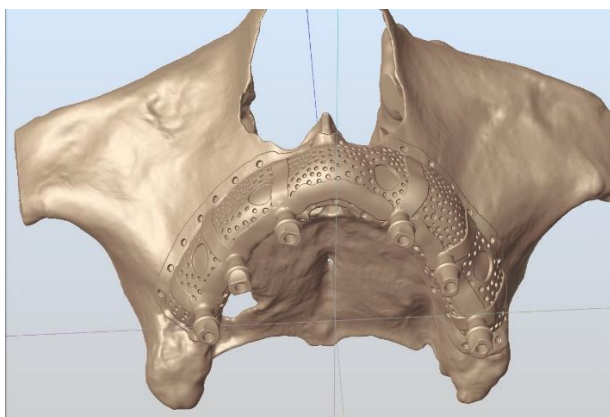
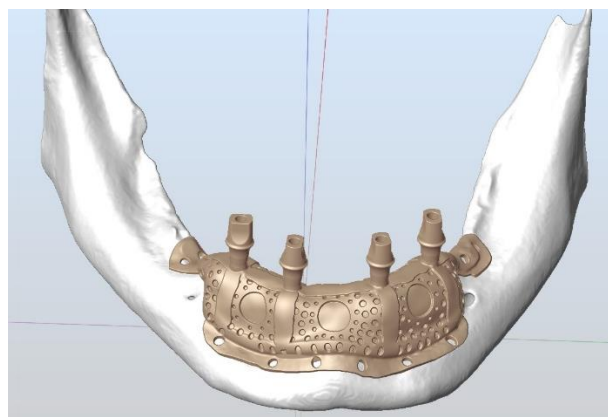


Рисунок 103. Позиционирование виртуальных скан-маркеров на модели челюсти.

Поверх смоделированного объема будущей костной ткани провели моделирование титановой сетки, соединяя ее верхнюю поверхность с виртуальными моделями скан-маркеров. Также в конструкции сетки смоделированы отверстия для внесения остеопластического материала и отверстия для фиксации к кости (рис. 104).



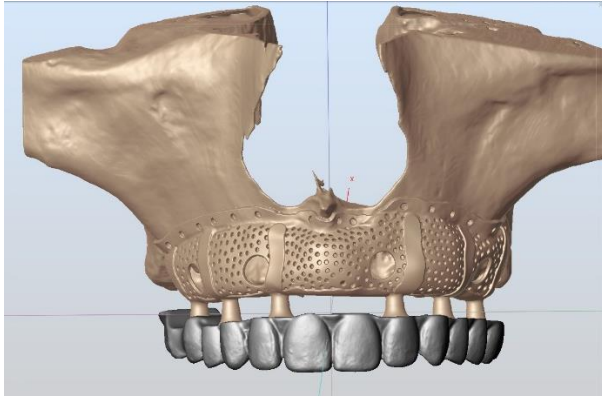
А



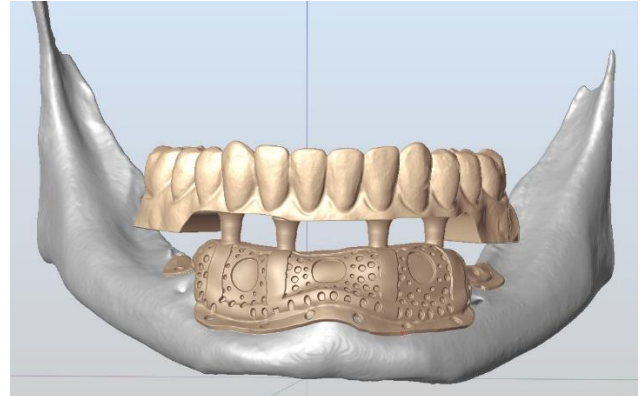
Б

Рисунок 104. Моделирование индивидуальной титановой сетки: А – верхней челюсти; Б – нижней челюсти.

На виртуальные модели скан-маркеров позиционировали и адаптировали виртуальные модели зубных рядов, вырезанные из виртуальной модели прототипов зубных протезов (рис. 105).



А



Б

Рисунок 105. Виртуальная модель челюсти с фиксированной титановой сеткой и временным несъемным зубным протезом: А – верхней челюсти; Б – нижней челюсти.

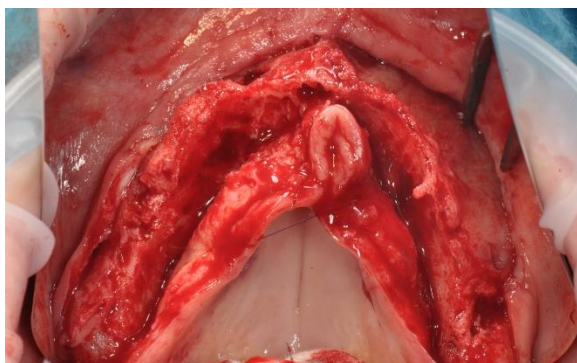
Виртуальные модели челюстей, сетки и временного несъемного зубного протеза переводятся в физические методом объемной печати по описанной ранее технологии (рис. 106).



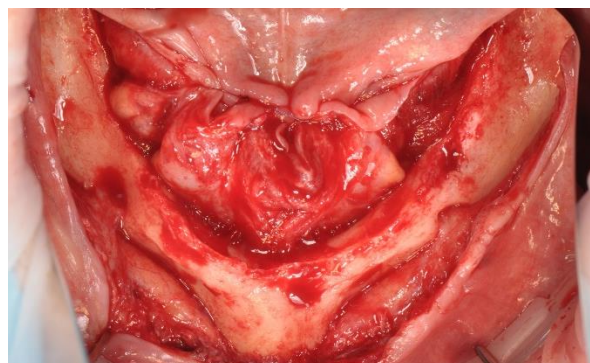
Рисунок 106. Модели челюстей пациента, индивидуальные титановые сетки с элементами фиксации зубных протезов и временные несъемные зубные протезы, изготовленные по предложенной технологии методом объемной печати.

Ход операции.

Операция по установке индивидуальной сетки проходила в условиях седации под сбалансированной анестезией. Пациенту под инфильтрационной анестезией Sol. Ultracaini 1:100000 6,8 ml провели разрез по вершине альвеолярной кости с формированием слизисто-надкостничного лоскута и скелетирования костной ткани верхней и нижней челюстей (рис. 107).



А



Б

Рисунок 107. Скелетизация челюсти при установке титановой сетки: А – верхней; Б – нижней.

На нижнюю челюсть пациентки А. зафиксировали наkostный шаблон и провели установку дентальных имплантатов по полному навигационному протоколу (рис. 108).

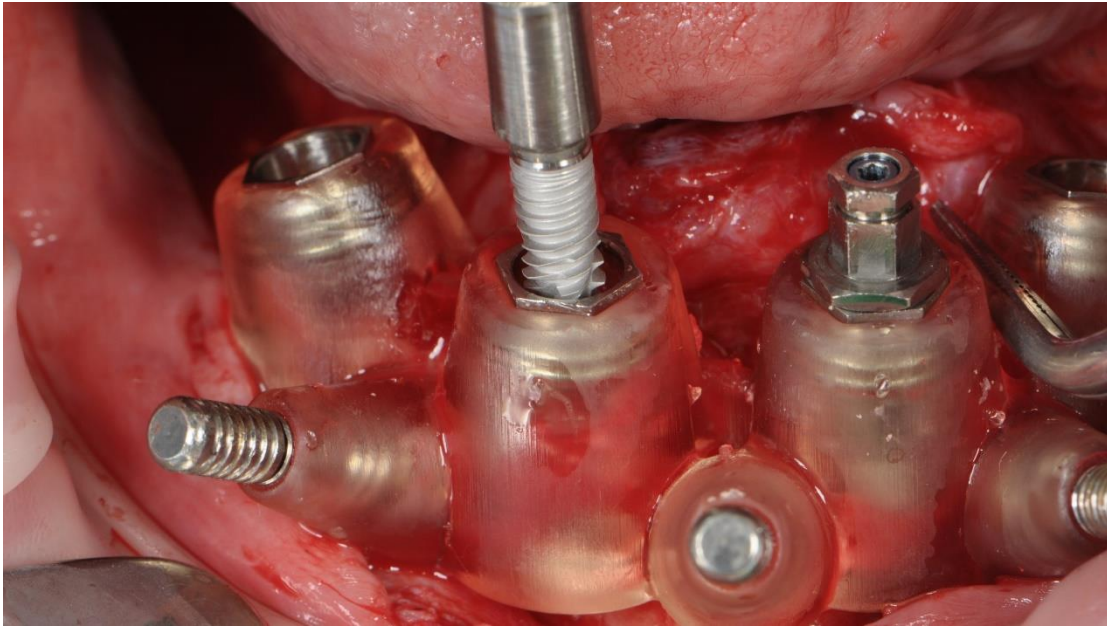


Рисунок 108. Установка дентальных имплантатов по полному навигационному протоколу.

Далее в кости стоматологической хирургической фрезой формируются отверстия для пролиферации остеобластов и реваскуляризации костного трансплантата (рис. 109).

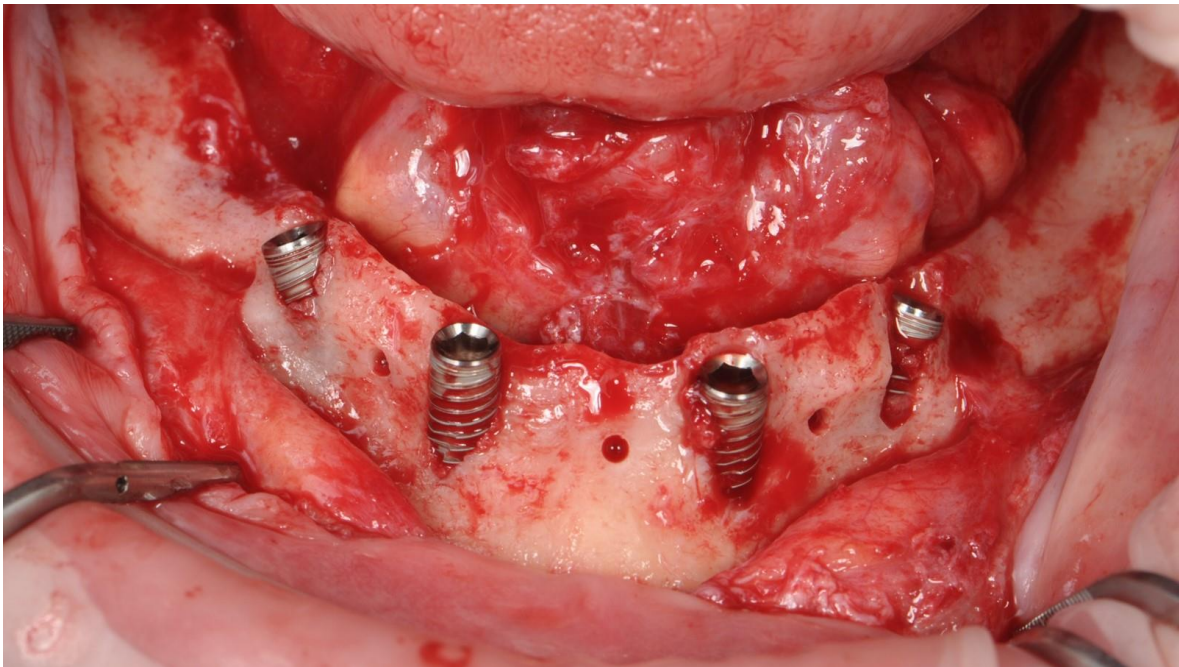
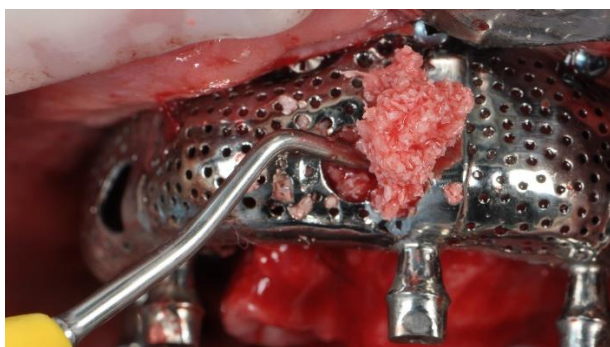
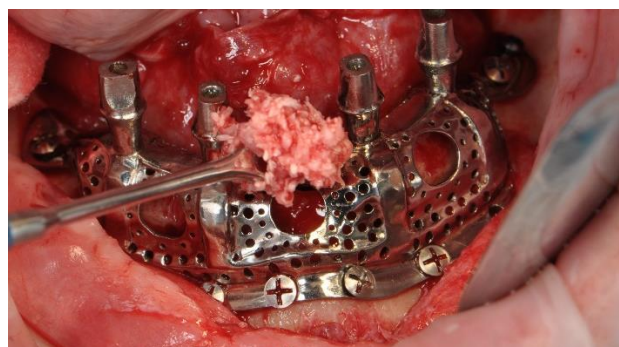


Рисунок 109. Формирование перфорационных отверстий в кости для пролиферации остеобластов.

Костная ткань забиралась из донорских участков челюстей (верхнечелюстной бугор, подбородочная область, наружная косая линия) костным скребком. Аутокость смешивали с ксенотрансплантатом в соотношении 1:1 в капиллярной крови пациента. Часть костного трансплантата укладывали в сетку и фиксировали винтами длиной 4 мм и диаметром 1,5 мм к кости. Остаток костного трансплантата плотно формировали под сеткой после фиксации через специальные отверстия (рис. 110).



А



Б

Рисунок 110. Внесение костного трансплантата под сетку после ее фиксации:
А – на верхней челюсти; Б – на нижней челюсти.

Наружная поверхность сетки перекрывалась коллагеновой мембраной, а в области ретенционных элементов для фиксации протеза проводилась мягкотканевая трансплантация свободным десневым деэпителизированным лоскутом (рис. 111).

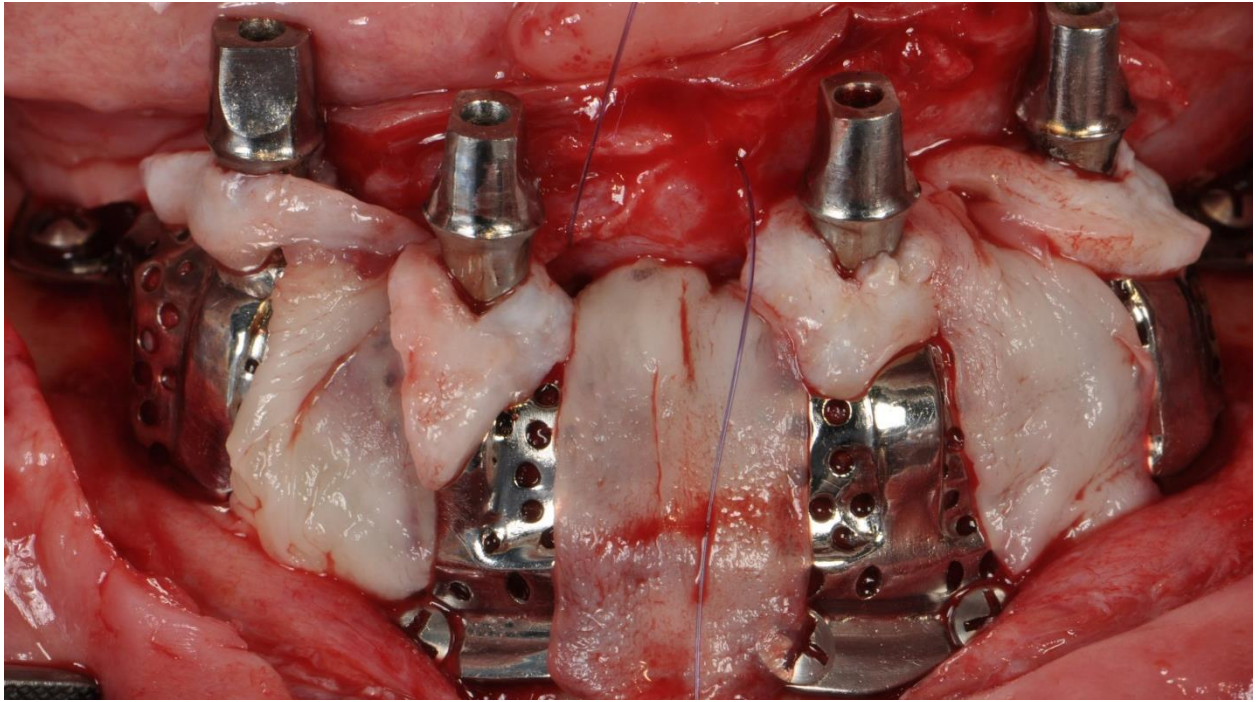


Рисунок 111. Перекрытие титановой сетки коллагеновой мембраной и мягкоткаными трансплантатами.

Проводили иммобилизацию лоскутов путем надреза надкостницы с внутренней стороны. Лоскуты укладывали пассивно поверх сетки и ушивали наглухо матрачными, а вокруг абатментов- обвивными швами (рис. 112).

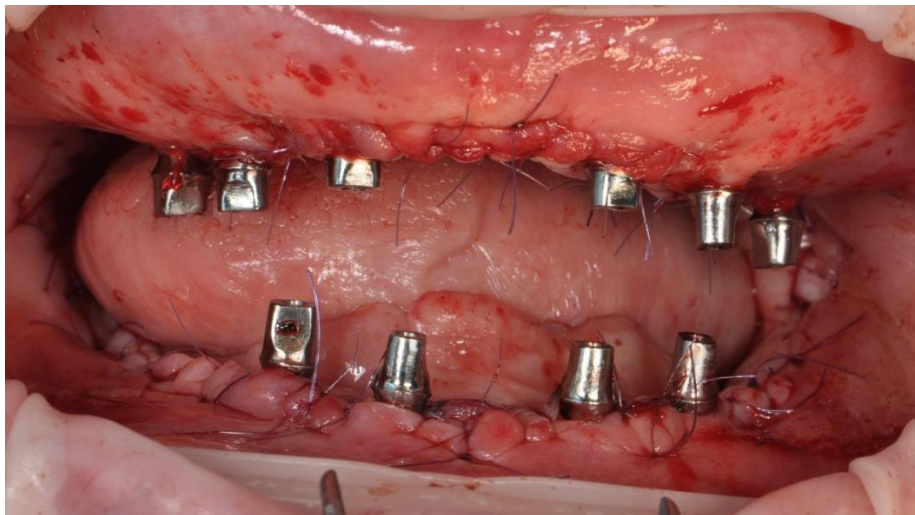


Рисунок 112. Ушивание слизисто-надкостничных лоскутов после фиксации титановой сетки.

На абатменты фиксировали временные несъемные зубные протезы на временный цемент. Проведены выверения окклюзионных контактов при

артикуляционных движениях методом пришлифовывания с помощью артикуляционной бумаги (рис. 113).



Рисунок 113. Временные несъемные зубные протезы фиксированы в полости рта на конструкции индивидуальной титановой сетки непосредственно после операции.

Наблюдение

Пациенту после операции даны назначения, описанные в разделе 3.3. настоящей работы. Послеоперационный период проходил бессимптомно, раны заживали первичным натяжением, по линии разрезов наблюдался незначительный фибриновый налет, швы снимались на 14 сутки (рис. 114, 115).



Рисунок 114. Состояние слизистой на 14 сутки после операции, снятие швов.



Рисунок 115. Внешний вид пациентки А. через 14 суток после операции по установке индивидуальных титановых сеток.

При осмотре через 3 месяца был обнаружен перелом нижнего несъемного зубного протеза (рис. 116). При этом экспозиции мембраны или воспаления слизистой вокруг абатментов выявлено не было.

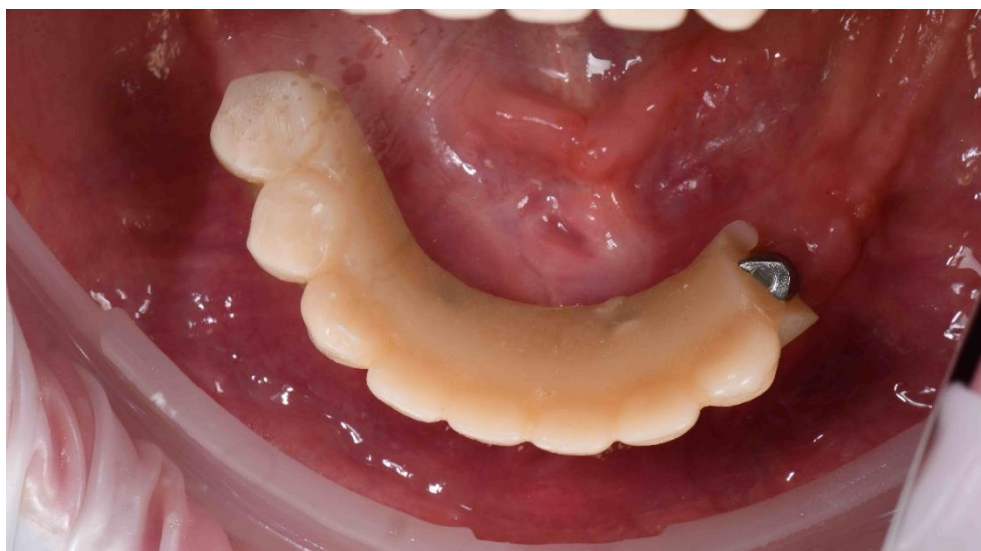


Рисунок 116. Перелом несъемного зубного протеза нижней челюсти через 3 месяца после операции по установке титановой сетки.

При осмотре через 6 месяцев была обнаружена экспозиция верхней титановой сетки, при этом признаки воспаления или некроза костного регенерата отсутствовали (рис. 117).



Рисунок 117. Экспозиция верхней титановой сетки через 6 месяцев после установки.

Было принято решение об удалении титановой сетки верхней челюсти и имплантации. Пациенту под инфильтрационной анестезией Sol. Ultracaini 1:100000 - 6,8 ml проводился разрез по вершине альвеолярной кости с формированием слизисто-надкостничного лоскута для полного обнажения сетки. Сетка удалялась целиком (рис. 118).

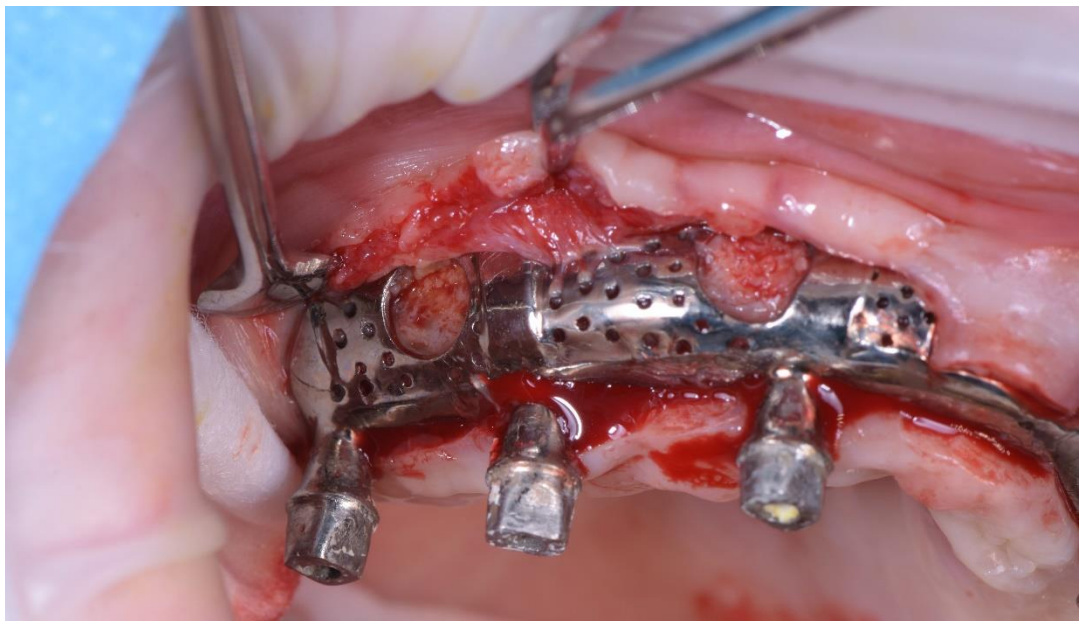
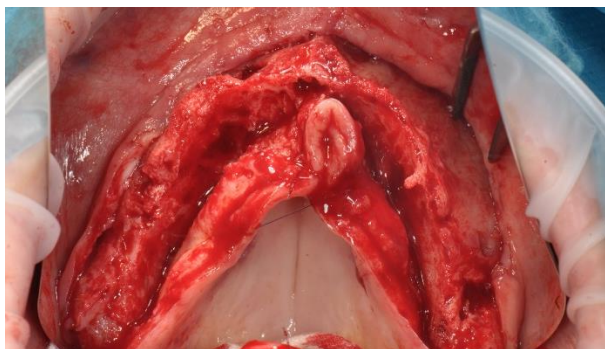
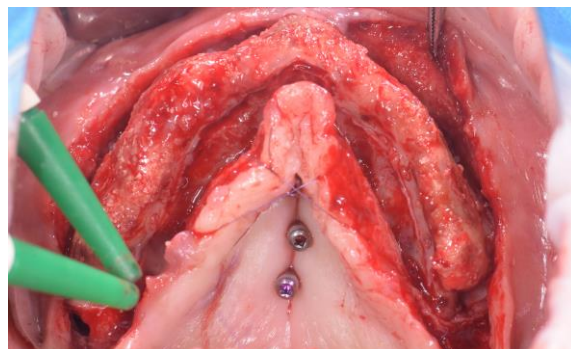


Рисунок 118. Удаление индивидуальной титановой сетки верхней челюсти пациентки А. через 6 месяцев после ее установки.

После удаления сетки были проведены морфометрические замеры для оценки прироста новообразованной кости. Состояние костной ткани пациента А. до установки титановой сетки и после ее удаления представлены на рисунке 119.



А



Б

Рисунок 119. Состояние костной ткани верхней челюсти пациента А.: А – до установки титановой сетки; Б – после удаления титановой сетки.

В то же посещение была проведена дентальная имплантация шести имплантатов (рис. 120).



Рисунок 120. Проведение дентальной имплантации на верхней челюсти.

Через 2 суток после операции на дентальные имплантаты был фиксирован армированный временный несъемный зубной протез (рис. 121).



А



Б

Рисунок 122. Временное протезирование дентальных имплантатов: А – состояние слизистой верхней челюсти; Б - армированный временный несъемный зубной протез фиксирован на дентальные имплантаты.

Раскрытие и удаление титановой сетки на нижней челюсти осуществлялось через 8 месяцев с момента операции. При оценке гигиенического состояния временных протезов был фиксирован низкий уровень гигиены (рис.123).



Рисунок 123. Внешний вид временного несъемного зубного протеза перед операцией по удалению титановой сетки.

Однако, признаки воспаления слизистой или экспозиции сетки, после демонтажа временного несъемного зубного протеза выявлены не были (рис. 124).



Рисунок 124. Состояние слизистой вокруг абатментов индивидуальной титановой сетки через 8 месяцев после установки.

До операции пациенту проведена КЛКТ с целью определения прироста костной ткани (рис. 125).

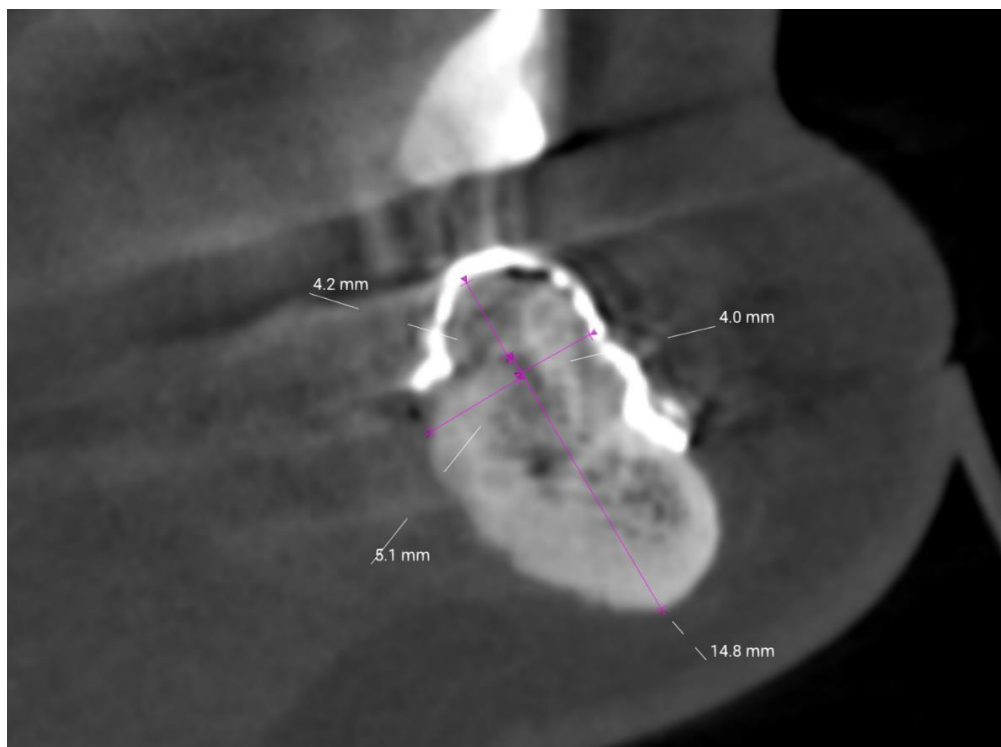


Рисунок 125. Измерение прироста костной ткани нижней челюсти на КЛКТ пациента.

Пациенту под инфильтрационной анестезией Sol. Ultracaini 1:100000 - 6,8 ml проводился разрез по вершине альвеолярной части нижней челюсти, с

формированием слизисто-надкостничного лоскута для полного обнажения сетки. Сетка удалялась целиком (рис. 126).

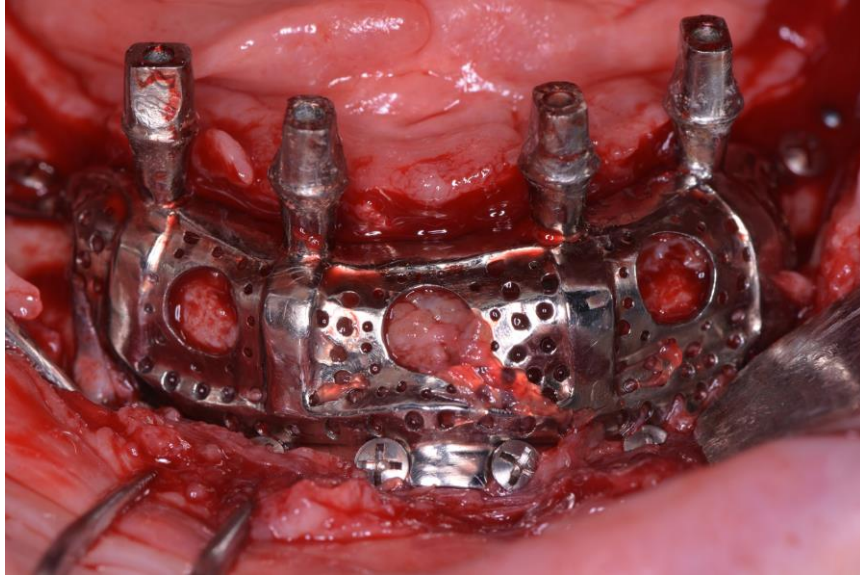


Рисунок 126. Удаление титановой сетки нижней челюсти.

Далее проводилось раскрытие дентальных имплантатов, установленных ранее, 3 заглушки из установленных 4 имплантатов находились под новообразованной костной тканью (рис. 127).

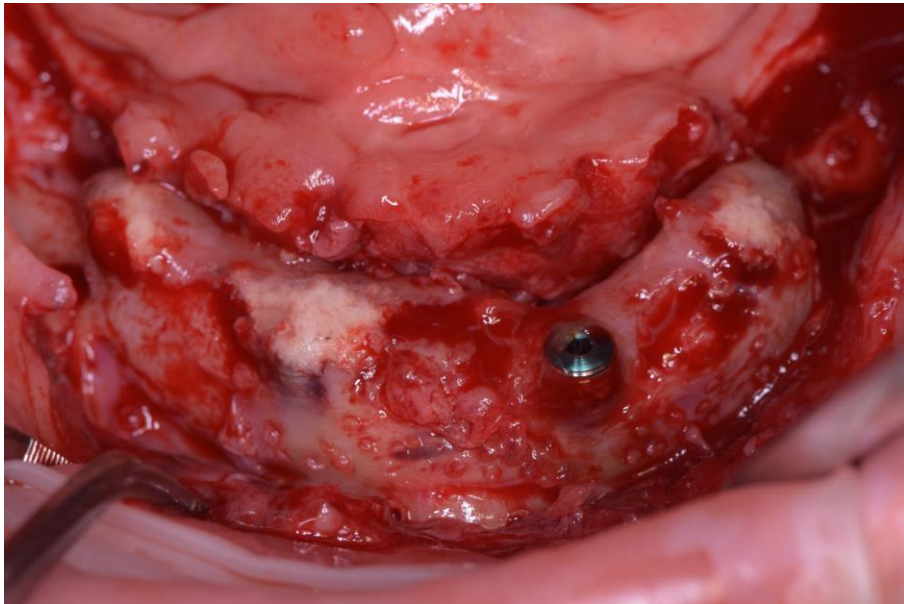


Рисунок 127. Состояние дентальных имплантатов после удаления титановой сетки.

После проведения измерений КСИ на имплантаты фиксировали мультиюнит-абатменты, на которые фиксировали защитные колпачки, и ушивали обвивными и матрацными швами (рис. 128).

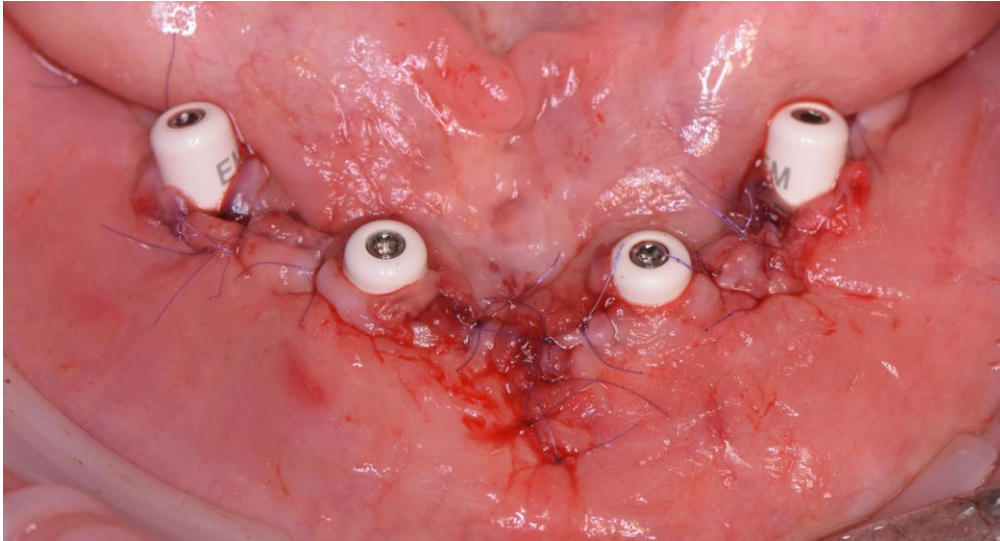


Рисунок 128. Ушивание слизисто-надкостничного лоскута после удаления сетки.

Через 2 суток после операции на дентальные имплантаты был фиксирован армированный временный несъемный зубной протез (рис. 129).



Рисунок 129. Фиксация временного зубного протеза с опорой на дентальные имплантаты.

Постоянное протезирование обеих челюстей осуществлялось через 6 месяцев после установки дентальных имплантатов на верхней челюсти (рис. 130).



Рисунок 131. Фиксация постоянных зубных протезов пациентке А. с опорой на дентальные имплантаты.

Рентгенологическое исследование после фиксации постоянных зубных протезов с опорой на дентальные имплантаты представлено на рисунке 132.

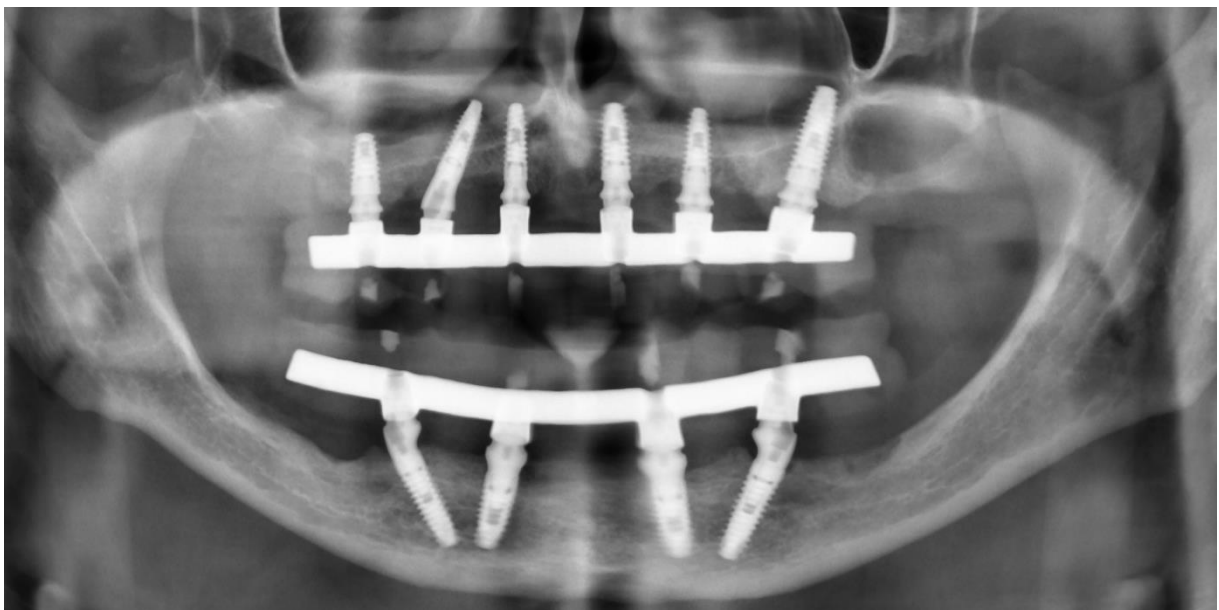


Рисунок 132. Ортопантомограмма пациентки А. после постоянного зубного протезирования.

Внешний вид пациентки А. до и после ортопедической реабилитации, проведенной по разработанному способу, представлен на рисунке 133.



А



Б

Рисунок 133. Внешний вид пациентки А.: А – до лечения; Б – после лечения.

Данные объективных клинических исследований, проведенных на этапах лечения, представлены в таблице 18.

Таблица 18. Данные объективных клинических исследований, проведенных на этапах лечения пациента А.

Индекс заживления ран (ЕНИ)						
	3 сутки		7 сутки		14 сутки	
	в/ч	н/ч	в/ч	н/ч	в/ч	н/ч
	2	1	3	1	1	1
Гигиенический индекс РНР						
	14 суток	3 месяца	6 месяцев	8 месяцев		
	1,1	1,6	2,1	-		
Морфометрический анализ						
Точка измерения	Разность ширины (мм)			Среднее	Min	Max
	1	2	3			
Верхняя челюсть	2,8	4,1	3,3	3,4	2,7	4,3

Нижняя челюсть	3,9	4,0	4,1	4,0	3,7	4,3	
Результаты рентгенологического исследования							
	Точка измерения	Разность высоты (мм)			Разность ширины (мм)		
		1	2	3	1	2	3
	Верхняя челюсть	2,7	3,1	2,9	2,9	4,2	3,2
	Нижняя челюсть	4,2	3,9	4,1	4,2	4,0	4,1
Коэффициент стабильности имплантата							
Челюсть	КСИ (у.е.)						
	Установка	Временное протезирование	Постоянное протезирование	1 год после протезирования			
Верхняя	68	75	77	77			
Нижняя	62	79	83	83			

Анализируя данный клинический пример, видно, что на этапах лечения были осложнения, связанные с динамическим ростом индекса гигиены, переломом нижнего временного несъемного зубного протеза и экспозицией верхней индивидуальной титановой сетки через 6 месяцев после ее установки, что ускорило сроки запланированной дентальной имплантации на 2 месяца. Однако, очевидно, что полученный прирост костной ткани в среднем по ширине и высоте на верхней челюсти на 3,4 мм и 2,9 мм, а на нижней - по ширине и высоте на 4,1 мм и 4,0 мм соответственно, позволил провести дентальную имплантацию пациенту с неблагоприятными клиническими условиями и значительным недостатком костной ткани. Успешность проведенной имплантации аргументируется высокими значениями КСИ ДИ установленных как на верхней, так и на нижней челюстях через год после использования опирающихся на них зубных протезов. Немаловажно отметить, что на протяжении длительной комплексной ортопедической реабилитации, включающей направленную костную регенерацию и дентальную имплантацию, у пациента были восстановлены жевательные и эстетические функции, что

обеспечило его социальную адаптацию и значительно повысило качество жизни пациента. Все вышесказанное подтверждает эффективность разработанного способа замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Отсутствие зубов является важной медико-социальной проблемой, существенно снижающей качество жизни пациентов за счет уменьшения эффективности жевания, нарушения нормального функционирования жевательных мышц и ВНЧС, развития заболеваний желудочно-кишечного тракта, а также изменения психологического статуса [24,26,28,58,59,75,152,182]. На сегодняшний день приоритетным видом комплексной ортопедической реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов является протезирование с опорой на дентальные имплантаты. Хирургический этап может быть реализован практически во всех клинических ситуациях, а возможные противопоказания все чаще становятся относительными, что связано с совершенствованием и развитием имплантационных систем и протоколов лечения [9, 23, 214, 244, 269]. Однако проблема восстановления утраченного объема костной ткани при протезировании пациентов с полной потерей зубов с опорой на дентальные имплантаты, несомненно, является актуальной и сегодня и требует поиска новых методик и решений. Методика направленной костной регенерации (НКР) может применяться для восстановления дефектов различной протяженности и конфигурации [7, 10, 23, 91, 99], однако чаще всего данная методика используется для увеличения ширины альвеолярного гребня. В основе методики НКР лежит применение костнозамещающих материалов и барьерных мембран [1, 37, 73]. Высокая эффективность направленной костной регенерации доказана многими авторами [7, 10, 23, 37, 54, 65, 80, 234, 237]. Данная методика способствует восстановлению необходимого объема костной ткани, создает барьер между твердыми и мягкими тканями, тем самым предотвращая прорастание эпителиальных и соединительных тканей в структуру аугментированного костнопластического материала и способствуя формированию нативной кости [125]. Из средств для направленной костной регенерации, по мнению ряда специалистов, наиболее предсказуемыми

представляются нерезорбируемые мембраны, в частности, титановые сетки (Мецуку И., 2017, Мураев А.А., 2017). Работа со стандартными титановыми сетками требует особых навыков и времени для их адаптации к тканям протезного ложа в процессе операции. Изготовление индивидуальных титановых мембран частично решает обозначенную проблему, однако вопрос временного протезирования включенного дефекта, особенно в эстетически значимой зоне, в период направленной регенерации и остеоинтергации дентальных имплантатов остается открытым (Степанов А.Г., 2022, Мураев А.А., 2024). Основной проблемой применения метода НКР у пациентов с полным отсутствием зубов является их временная ортопедическая реабилитация. Наиболее часто с этой целью применяются съемные зубные протезы. Однако при применении съемных протезов при полной потере зубов передача жевательного давления через искусственные зубы идет на базис протеза, а с него - на слизистую оболочку и костную ткань челюсти, что приводит к нарушению кровообращения и замедлению процессов регенерации [22, 48, 152, 153]. В связи с этим актуальной задачей временного протезирования пациентов с полной потерей зубов является изготовление протеза, исключаящего давление на слизистую оболочку и костную ткань челюсти, особенно в зоне реконструктивного вмешательства [105, 111, 114].

По сей день нет технологии, позволяющей восстановить утраченный объём костной ткани с применением аддитивных технологий и протезировать пациента с полным отсутствием зубов временными протезами в области проведенной операции по увеличению объема кости с одномоментной дентальной имплантацией, что и определило цель представленного исследования.

Для достижения в рамках диссертационного исследования цели были проведены теоретические, лабораторно-экспериментальные, клинические и клинико-лабораторные исследования.

На начальном этапе был проведен обзор информационных научных источников с целью выявления оптимальных технологий, конструкций и

конструкционных материалов, используемых в аддитивной технологии производства индивидуальных титановых сеток для направленной костной регенерации в стоматологии. В качестве информационных источников выбраны базы международных и отечественных электронных библиотек, таких как eLIBRARY, Scopus, PubMed, Роспатент и Google Patent в период с 2017 по 2022 годы. Глубина поиска составила пять лет. Использовались ключевые слова: титан для аддитивного производства медицинских изделий, индивидуальные субпериостальные имплантаты, титановые мембраны, компьютерное моделирование и 3D-печать. По итогам запроса было изучено 546 публикаций, преимущественно, в зарубежных источниках, 75 % из которых приходились на период 2020-2022 годы, что подтверждает актуальность разрабатываемой темы. В качестве конструкционного материала нами был выбран сплав титановый стоматологический в форме порошка для производства стоматологических протезов методом селективного лазерного плавления по ТУ 32.50.11-007-31072128-2018, хорошо зарекомендовавший себя на стоматологическом рынке и имеющий регистрационное удостоверение РЗН 2019/8300 от 18.04.2019г.

В качестве технологии производства была выбрана технология селективного лазерного спекания (SLS). Для производства изделий применяли основной модуль для лазерного сплавления металлических порошков Concept Laser M2 Cusing. При разработке конструкции индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов изучали известные субпериостальные имплантаты и титановые мембраны, изготовленные с применением аддитивных технологий для направленной костной регенерации, который так же, как имплантаты повторяют геометрию челюсти и фиксируются к ней винтами, но имеет выпуклость в области, соответствующей той области, где будет распределена костнозамещающая масса. Было принято решение о совмещении двух методик с возможностями отсутствия компрессии на костный трансплантат и полным восстановлением жевательной и эстетической функции.

Технической проблемой, на решение которой было направлено изобретение, являлось обеспечение возможности временного восстановления жевательной эффективности пациентов на период направленной костной регенерации челюстей, предшествующий дентальной имплантации или в процессе выполненной дентальной имплантации.

В результате проведенных исследований разработана конструкция для временного протезирования на период направленной костной регенерации челюсти. Конструкция включает титановую перфорированную пластину с индивидуальной геометрией, соответствующей участку челюсти. Пластина имеет выпуклость в области распределения костезамещающего материала и отверстия для его введения. В четырех противоположных концах пластины предусмотрены отверстия для винтовой фиксации к кости. Дополнительно конструкция оснащена абатментами с круговыми ретенционными элементами для крепления временных коронок. В области имплантации на пластине установлен цилиндр, изготовленный зацело с ней. Таким образом, конструкция представляет собой высокоточную индивидуальную титановую пластину с временными абатментами для фиксации несъемных зубных протезов на период регенерации кости.

Для определения оптимальных параметров индивидуальной титановой сетки, количества и расположения внутрикостных фиксирующих опорных элементов, допустимой жевательной нагрузки на временный несъемный зубной протез был проведен математический эксперимент.

Для решения задач математического моделирования были выделены следующие этапы. Этап создания персонифицированных конечно-элементных моделей, составляющих челюстной сегмент и разработанную конструкцию для направленной костной регенерации с возможностью временного протезирования пациента в период репаративного остеогенеза. Этап создания расчетных вариантов для оценки напряженно-деформированного состояния: 1) в индивидуальной титановой сетке, 2) в челюстном сегменте: титановая сетка -

временный мостовидный зубной протез, 3) в челюстном сегменте: нижняя челюсть - титановая сетка - временный мостовидный зубной протез. И этап определения значений максимальных суммарных перемещений и напряжений для отдельных частей челюстного сегмента с фиксированной внутрикостными винтами титановой сеткой: 1) при вертикальной нагрузке на зубной ряд и 2) под углом 45 градусов с язычной стороны наружу.

В исследовании анализировался челюстной сегмент, включающий фрагмент нижней челюсти пациента. Для фиксации использовался индивидуальный титановый сетчатый имплантат с четырьмя опорами, на которых был установлен несъемный мостовидный зубной протез. Рассматривались пять ключевых элементов сегмента: кортикальная и губчатая кость, титановый сплав, стоматологический цемент и фотополимерная пластмасса, применяемая в аддитивных технологиях для создания временных зубных протезов. Во всех случаях на окклюзионную поверхность зубов действовала одинаковая нагрузка $F = 100$ Н (максимальное усилие, развиваемое жевательными мышцами). Граничные условия по перемещениям варьировались в зависимости от этапа анализа. Из широкого диапазона значений модуля Юнга, приведенных в литературе для кортикальной и губчатой кости, были выбраны их средние значения.

Результаты решения задачи исследования напряженно-деформированного состояния одной титановой сетки, проведенного на первом этапе, позволяют сделать вывод о том, что при разном закреплении – по всей нижней части сетки (по 20 отверстиям) или через одно отверстие и с одинаковой нагрузкой $F = 100$ Н максимальные значения по перемещениям отличаются на 5% (0.0145 мм и 0.0153 мм соответственно), а по напряжениям менее 1% (418 МПа и 414 МПа соответственно). Отсюда следует важный вывод о том, что можно не использовать большое количество винтов для закрепления сетки к нижней челюсти, чтобы не травмировать пациентов.

На втором этапе исследования было изучено напряженно-деформированное состояние системы «титановая сетка + зубной протез». Рассматривалась контактная задача с различными вариантами закрепления: полное через 20 отверстий, через одно отверстие (12), через 9 отверстий с нагрузкой $F = 100$ Н на один зуб, на два зуба и на восемь зубов. Результаты численных расчетов показали, что значения перемещений верха сетки для всех вариантов практически не изменились и составили в среднем $\Delta = 0.006$ мм. Максимальные напряжения отличались в пределах 11%, за исключением варианта с нагрузкой на восемь зубов, где величина напряжения была минимальной и отличалась от варианта с нагрузкой на один зуб и полным закреплением в два раза (нагрузка более равномерно распределена).

На третьем этапе исследования было изучено напряженно-деформированное состояние всей системы «перфорированная сетка + зубной протез + нижняя челюсть». Рассматривалась контактная задача с 26 контактными парами. Были рассмотрены два варианта нагружения: вертикальная нагрузка $F = 100$ Н на окклюзионные поверхности восьми зубов и такая же нагрузка под углом 45° на шесть зубов с язычной стороны. В первом варианте максимальные значения напряжения в кортикальной кости при $E = 22$ ГПа составили $\sigma_{\max} = 29,4$ МПа, в губчатой - $\sigma_{\max} = 1,93$ МПа, перемещение верхней части сетки $\Delta_{\max} = 0,0177$ мм. При $E = 12,5$ ГПа значения $\sigma_{\max}$ составили 29,37 МПа и $\sigma_{\max} = 2,52$ МПа соответственно, $\Delta_{\max} = 0,035$ мм. Сравнение показало, что $\sigma_{\max}$ в кортикальной кости практически не изменилось при различных модулях упругости, а отличия $\sigma_{\max}$ в губчатой кости составили примерно 25%, и значения перемещений сетки — 12%. Во втором варианте максимальные значения напряжения в кортикальной кости при $E = 22$ ГПа составили $\sigma_{\max} = 75,2$ МПа, в губчатой - $\sigma_{\max} = 2,47$ МПа, что примерно на 40% и 20% больше, чем при вертикальной нагрузке соответственно. Поскольку пределы прочности для обеих костей значительно выше, деструкции не должно быть ни в первом, ни во втором вариантах.

Значение перемещения верхней части сетки составило $\Delta XYZ = 0,035$ мм, что в два раза больше по сравнению с первым вариантом.

Максимальные значения напряжений, возникающие в кортикальной и губчатой костях в обоих вариантах, позволяют сделать вывод, что деструкции в них быть не должно.

Математическому моделированию предшествовали лабораторные исследования по определению физико-механических характеристик конструкционного материала, используемого в работе для изготовления индивидуальных титановых мембран. По вышеописанной технологии селективного лазерного спекания на аппарате Concept Laser M2 Cusing из титанового порошка были изготовлены пластины в количестве 5 штук. Исследование проводили на испытательной машине Zwick Z100 (Германия), работающей с максимальной нагрузкой 100кН при максимальной скорости движения траверсы 3 мм/сек с возможностью измерения продольной деформации на базе при температурных испытаниях. Эксперимент состоял из двух этапов. На первом этапе образец деформировался только в упругом диапазоне (нагрузка-разгрузка) с целью определения модуля Юнга (E), на втором этапе образец деформировался вплоть до разрушения.

В результате были получены значения, легшие в основу математического эксперимента, а именно: предел пластичности по напряжению составил 1020Мпа; предел пластичности по деформациям – 0,8 %; предел пластичности по напряжению по допуску 0,2% на величину пластических деформаций (стандартная характеристика материала) составил 1066,7 МПа; предел прочности на растяжение по напряжениям – 1133 Мпа, а предел прочности на растяжение по деформациям был равен 5,1 %.

Результаты проведенных теоретических и лабораторно-экспериментальных исследований позволили разработать протокол операции дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием у пациентов с полным отсутствием зубов,

используя современные цифровые технологии планирования, моделирования и производства. Разработанный протокол включает в себя планирование операции на основе цифровых биометрических данных пациента, технологию моделирования и аддитивного производства индивидуальных титановых мембран с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов, протоколы оперативного вмешательства и ведения послеоперационных мероприятий, а также, дентальной имплантации и постоянного протезирования несъемными зубными протезами с опорой на дентальные имплантаты. Новизна протокола подтверждена полученным патентом РФ № 2793523 от 04.04.2023г. на изобретение.

Эффективность разработанного протокола подтверждалась по результатам клинической апробации, проведенной на завершающем этапе исследования, объективность которой аргументировалась результатами гистоморфологического исследования новообразованной под разработанными конструкциями индивидуальных титановых сеток костной ткани.

Двадцати четырём пациентам с полной адентией была проведена костная и мягкотканная аугментация с использованием индивидуально изготовленных титановых сеток. Эти конструкции были установлены на верхней и нижней челюстях. Через восемь месяцев титановые сетки были удалены одновременно с дентальной имплантацией и временным протезированием. Постоянное протезирование было выполнено через шесть месяцев после временного. У восемнадцати пациентов операция по установке титановой сетки на нижней челюсти сопровождалась дентальной имплантацией.

В раннем послеоперационном периоде у пациентов исследуемой группы осложнений не наблюдалось. Раны заживали первичным натяжением, швы были сняты на четырнадцатые сутки. На всех этапах заживление на верхней челюсти происходило хуже, чем на нижней. На третьи сутки тонкая полоса фибрина по линии разреза была обнаружена у десяти пациентов на верхней челюсти и у восьми - на нижней. У пяти пациентов, помимо налета по линии разреза, фибрин

покрывал прилегающие края лоскута на верхней челюсти, в то время как на нижней челюсти такого явления не наблюдалось. Следует отметить, что аналогичная картина отмечалась и на седьмые сутки после операции, за исключением одного случая ухудшения состояния. На четырнадцатые сутки у шести пациентов на верхней челюсти наблюдался фибриновый налет по линии разреза, и у одного пациента края лоскута были покрыты фибрином. На нижней челюсти фибриновый налет по линии разреза был обнаружен только у одного пациента.

У шести пациентов (25%) в позднем послеоперационном периоде, через шесть месяцев после операции, отмечалось осложнение в виде обнажения сетки на верхней челюсти. На нижней челюсти обнажения сетки не наблюдалось ни у одного пациента. Инфицирования костного регенерата также не происходило. Все шесть пациентов были прооперированы повторно: на верхней челюсти через шесть месяцев после удаления сетки и установки дентальных имплантатов, на нижней челюсти — через восемь месяцев после установки сетки.

Оценка гигиенического состояния временных несъемных зубных протезов проводилась через 14 суток после операции по установке сетки, на сроках через 3, 6 и 8 месяцев, непосредственно перед операцией по удалению сетки.

У большинства пациентов 16 (67%) прослеживается схожая динамика. На первом сроке наблюдения, через 14 суток после фиксации сетки и протезов, уровень гигиены отмечается как удовлетворительный, что объясняется сложностью чистки зубов в первые сутки после операции. Однако, на сроках в 6 и 8 месяцев индекс меняется в лучшую сторону, а его значения соответствуют хорошему уровню гигиены.

Стоит отметить, что у 8 (33%) пациентов регистрировали перелом временного несъемного зубного протеза на верхней челюсти, и у 4 из этих же пациентов наблюдали перелом протеза нижней челюсти. Пациентам были изготовлены и фиксированы новые протезы. При анализе гигиенического статуса у данных пациентов был зарегистрирован неудовлетворительный

уровень гигиены, и именно у 6 пациентов из числа упомянутых через 6 месяцев наблюдалась экспозиция сетки.

Морфометрический анализ новообразованной костной ткани осуществлялся на этапе удаления титановой сетки после остеотомии перед установкой дентальных имплантатов. Измерения проводились в трех контрольных точках: в переднем и боковых отделах с использованием пуговчатого зонда. Полученные значения корректировались путем вычитания параметров собственной костной ткани пациента. Анализ результатов показал, что средний прирост костной ткани по ширине на верхней челюсти составил 4,1 мм, а на нижней – 4,2 мм. Минимальные значения прироста составили 3,2 мм и 2,9 мм соответственно, а максимальные – 5,1 мм и 5,5 мм для верхней и нижней челюсти. Эти данные согласуются с результатами компьютерной томографии (КЛКТ).

Основной целью проведенных рентгенологических исследований была оценка прироста костной ткани в высоту и ширину альвеолярной кости у пациентов, которым была проведена операция с использованием разработанных индивидуальных титановых сеток по предложенной методике. Также требовалось подтвердить эффективность выполненной дентальной имплантации.

Анализ полученных данных показал, что средний прирост костной ткани по высоте и ширине у пациентов исследуемой группы на верхней челюсти составил 4,3 мм и 4,1 мм соответственно, а на нижней челюсти — 3,8 мм и 4,1 мм. Минимальные значения прироста по высоте составили 2,8 мм и 3,1 мм, а максимальные — 5,4 мм и 6,1 мм на верхней и нижней челюсти соответственно. Аналогичные измерения по ширине кости выявили минимальные и максимальные значения 3,2 мм и 5,0 мм на верхней челюсти и 2,9 мм и 5,4 мм на нижней. Оценка резорбции костной ткани через год после протезирования имплантатов не выявила достоверной разницы, учитывая, что при установке дентальные имплантаты заглубляли на 2 мм.

Оценка эффективности дентальной имплантации проводилась с помощью магнитно-резонансного анализа в день установки, в период временного, постоянного протезирования и через год после операции. Всего было установлено 260 дентальных имплантатов на верхней и нижней челюсти. КСИ имплантатов, установленных на нижней челюсти, на 7 единиц измерения прибора выше, чем на верхней, что объясняется изначально более плотной костью. Также прослеживается закономерность, что КСИ выше на этапе установки имплантатов на обеих челюстях, чем на дальнейших сроках наблюдений. Следующей выявленной закономерностью можно считать, что после временной нагрузки, на этапе постоянного протезирования КСИ имплантатов, установленных как на верхней челюсти, так и на нижней, незначительно увеличивается, а через год не меняется.

72 имплантата 18 пациентам на нижней челюсти было установлено в день фиксации титановой сетки, значения их КСИ отличалось на первом сроке наблюдений, а именно в день установки, и было меньше аналогичных значений на 8 единиц. На остальных сроках картина была схожа, как и у пациентов, которым имплантаты устанавливали через 8 месяцев после направленной костной регенерации.

Оценка качества жизни пациентов в исследуемых группах проводилась до операции и установки временных несъемных зубных протезов с использованием абатментов из индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации, а также в послеоперационные периоды через 14, 30, 90 и 180 суток. Были проанализированы следующие параметры: физическое здоровье (ФЗ), психофизиологическое здоровье (ПФЗ), социальные взаимоотношения (СВ), качество окружающей среды (ОС) и общий показатель качества жизни (ОКЖ).

До проведения хирургических процедур и установки временных протезов средний индекс качества жизни пациентов составлял 40%, что свидетельствовало о низком уровне жизни, обусловленном отсутствием зубов и недостаточной социальной адаптацией.

На начальных этапах наблюдения после протезирования (через 14 дней) было зафиксировано значительное улучшение всех показателей у всех пациентов, достигнув 62%. Это улучшение в первую очередь связано с повышением уровня физического здоровья с 26% до 54%, психофизиологического здоровья с 31% до 61% и качества социальных взаимоотношений с 45% до 71%. Также наблюдалось улучшение показателя качества окружающей среды с 58% до 66%. На последующих этапах наблюдения статистически значимых изменений индекса качества жизни не наблюдалось.

У пациентов исследуемой группы после удаления индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации с элементами фиксации временной ортопедической конструкции при формировании имплантационного ложа в зоне проведенной аугментации использовали сверло-трепан для забора костной ткани, также производили забор мягких тканей мукотомом. Полученные костные мягкотканые препараты подвергали гистоморфофункциональному анализу.

Гистоморфометрическое исследование показало отсутствие статистически значимых различий в относительном объеме соединительной и новообразованной костной ткани между биоптатами верхней и нижней челюстей. Во всех образцах была выявлена новообразованная костная ткань, остатки аутогенной костной стружки и кетогенного материала, окружённые соединительной тканью. Однако в биоптатах верхней челюсти наблюдалось статистически значимо большее количество остатков аутогенной костной стружки и костно-пластического материала по сравнению с биоптатами нижней челюсти.

Соединительнотканые трансплантаты обеих челюстей содержали незначительные скопления остатков коллагеновых матриц, окружённых лимфоцитами и макрофагами. Основная часть регенерата состояла из зрелой соединительной ткани с кровеносными сосудами. Это свидетельствует о том, что

проведённая костная и мягкотканая трансплантация у пациентов, оперированных по разработанной методике, оказалась успешной.

В результате анализа полученных данных установлено, что средний прирост костной ткани по высоте и ширине на верхней челюсти у пациентов исследуемой группы составил 4,3 мм и 4,1 мм соответственно, а на нижней челюсти — 3,8 мм и 4,1 мм. Минимальные значения прироста по высоте были зафиксированы на уровне 2,8 мм и 3,1 мм, максимальные — 5,4 мм и 6,1 мм на верхней и нижней челюсти соответственно. Аналогично, минимальные и максимальные значения прироста по ширине кости составили 3,2 мм и 5,0 мм на верхней челюсти, а также 2,9 мм и 5,4 мм на нижней челюсти.

Успешность проведенной имплантации аргументируется высокими значениями КСИ ДИ, установленных как на верхней, так и на нижней челюстях, через год после использования опирающихся на них зубных протезов. Немаловажно отметить, что на протяжении длительной комплексной ортопедической реабилитации, включающей направленную костную регенерацию и дентальную имплантацию, у пациентов были восстановлены жевательные и эстетические функции, что обеспечило их социальную адаптацию и значительно повысило качество жизни пациента. Все выше сказанное подтверждает эффективность разработанного способа замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов.

ВЫВОДЫ

1. Разработана конструкция индивидуальной титановой сетки с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов для направленной костной регенерации, обеспечивающая временную ортопедическую реабилитацию пациентов с полным отсутствием зубов и неблагоприятными клиническими условиями для дентальной имплантации.

2. В результате математического моделирования нагрузки под углом 45 градусов на временный несъемный зубной протез, установленный на титановой сетке для направленной костной регенерации, максимальные напряжения в кортикальной кости при модуле Юнга 22 ГПа составляют 75,2 МПа, а в губчатой кости — 2,47 МПа. Это примерно на 40% и 20% больше соответствующих значений при вертикальной нагрузке. Эти показатели значительно ниже предела прочности костной ткани. Перемещение верхней части сетки при этом не превышает 0,035 мм и не препятствует процессу остеогенеза.

3. Разработана технология моделирования и компьютерного производства индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов и клинический протокол операции дентальной имплантации с одномоментной направленной костной регенерацией и временным зубным протезированием для пациентов с полным отсутствием зубов и атрофией альвеолярной кости (Патент РФ 2793523 от 04.04.2023).

4. По итогам клинической апробации установлено, что средний прирост костной ткани по высоте и ширине верхней челюсти составил 4,3 и 4,1 мм соответственно, а нижней челюсти — 3,8 и 4,1 мм. Отмечена высокая стабильность дентальных имплантатов как сразу после установки, так и в условиях функциональной нагрузки. Эти результаты подтверждают эффективность предложенной методики, а также свидетельствуют о состоятельности костного регенерата и его способности к остеоинтеграции.

5. В результате проведенного гистоморфометрического анализа костной ткани, образованной при применении разработанной конструкции индивидуальной титановой мембраны для направленной костной регенерации с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов, было выявлено преобладание зрелой новообразованной структурированной васкуляризированной костной ткани, при этом между биоптатами верхней и нижней челюсти не было выявлено статистически значимого различия по относительному объёму соединительной и новообразованной костной ткани.

6. Разработанный способ замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов повышает качество жизни пациентов с полным отсутствием зубов на 24 % ($p > 0,05$).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При моделировании индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации с элементами для фиксации временных мостовидных протезов необходимо учитывать виртуальное расположение будущих дентальных имплантатов.

2. Оптимальной толщиной индивидуальной титановой сетки, исключающей чрезмерное давление на костный регенерат, является 0,75 мм.

3. Для плотного внесения и конденсации остеопластического материала под индивидуальную титановую сетку в верхнем полюсе сетки необходимо формировать специальные отверстия.

4. Для профилактики экспозиции индивидуальной титановой сетки у пациентов с тонким фенотипом десны и неглубоким преддверием в зоне планируемой имплантации за 2 месяца перед фиксацией индивидуальной титановой сетки необходимо проводить хирургическое углубление преддверия с одномоментной пластикой прикрепленной десны свободным эпителизированным десневым трансплантатом с твердого неба.

5. В процессе операции по установке индивидуальной титановой сетки рекомендовано ее перекрывать коллагеновой мембранной, а по шейкам абатментов укладывать мягкотканевой деэпителизированный трансплантат.

6. При планировании конструкции абатментов индивидуальной титановой сетки необходимо учитывать толщину слизистой, а также дополнительную толщину коллагеновой мембраны и мягкотканевых трансплантатов, использование которых предполагается во время вмешательства.

7. Для фиксации индивидуальной титановой сетки к челюсти, обеспечивающей восстановление 12 отсутствующих зубов, требуется минимум семь винтов: четыре вестибулярных и три оральных.

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

ОНИР-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. Азарова О. А., Азарова Е. А., Харитонов Д. Ю., Подопригора А. В., Шевченко Л. В., 2019. Современные аспекты применения остеопластических материалов в хирургической стоматологии. Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: Медицина. Фармация. 42 (2): 215–223. DOI: 10.18413/2075–4728-2019-42-2-215-223.
2. Аванесов А. М., Седов Ю. Г., Балашова М. Е., Патогенез хронических воспалительных процессов в челюстно-лицевой области (периимплантита и пародонтита) и плоскоклеточного рака полости рта: сходство и различия (обзор литературы), Опухоли головы и шеи №1, 2019.
3. Аванесян Р.А., Сирак С.В., Ходжаян А.Б., Гевандова М.Г., Копылова И.А. Социологические аспекты диагностики и профилактики осложнений дентальной имплантации (по данным анкетирования врачей-стоматологов) // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 7-3. – С. 495–499.
4. Аванесян Р.А., Перикова М.Г. Влияние биоактивного покрытия винтовых дентальных имплантатов на сроки их остеоинтеграции (экспериментальное исследование), Международный студенческий научный вестник, №2, 2017.
5. Абдуллаев, Ф. М. Клинико-экспериментальное обоснование метода непосредственной имплантации: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Абдуллаев Фикрет Мавлудинович. – М., 2003. – 174 с. – Библиогр.: с. 149-174.
6. Аккужин, М. И. Планирование дентальной имплантации в условиях дефицита костной ткани и профилактика послеоперационных осложнений (обзор литературы) / М. И. Аккужин, М. А. Амхадова, Т. К. Хамраев // Медицинский алфавит. – 2020. – № 23. – С. 9-15.
7. Актуальные медицинские технологии направленной костной регенерации : национальное руководство / под общ. ред. проф. С. Ю. Иванова. – М.: СИМК, 2022. – 336 с. – ISBN 978-5-91894-104-1.

8. Альфаро, Ф. А. Костная пластика в стоматологической имплантологии. Описание методик и их клиническое применение / Ф. А. Альфаро. – М. [и др.]: Издательский дом «Азбука», 2006. – 235 с.
9. Амхадова М. А. Современные подходы к обследованию и оперативному лечению пациентов со значительной атрофией челюстей / М. А. Амхадова, Н. А. Рабухина, А. А. Кулаков // Стоматология. – 2005. – №1. – С. 41- 42.
10. Амхадова М. А., Атабиев Р. М., Амхадов И. С., Цукаев К. А., Клинико-экспериментальное обоснование применения отечественных резорбируемых мембран при направленной регенерации костной ткани, Медицинский алфавит, №34, 2018.
11. Анализ механических свойств материалов для стоматологических конструкций после проведения искусственного старения / С.В. Апресян, М.А. Гаджиев, К.С. Кравчук, Е.В. Гладких, Г.Х. Султанова, А.А. Русаков, А.С. Усеинов. – DOI 10.22184/1993-8578.2021.14.5.260.269 // Наноиндустрия. – 2021. – Т. 14, № 5 (108). – С. 260–269.
12. Апресян С.В., Степанов А.Г., Антоник М.М., Дегтярёв Н.Е., Кравец П.Л., Лихненко М.Н., Малазония Т.Т., Саркисян Б.А. Комплексное цифровое планирование стоматологического лечения. Москва: Мозартика, 2020.
13. Апресян С.В., Степанов А.Г., Варданян Б.А. Цифровой протокол комплексного планирования стоматологического лечения. Анализ клинического случая // Стоматология. 2021. Т. 100, № 3. С. 65–71. doi: 10.17116/stomat202110003165.
14. Апресян С.В., Степанов А.Г., Ретинская М.В., Суонио В.К. Разработка комплекса цифрового планирования стоматологического лечения и оценка его клинической эффективности // Российский стоматологический журнал. 2020. Т. 24, № 3. С. 135–140. doi: 10.17816/1728–2802-2020-24-3-135-140.
15. Апресян С.В., Суонио В.К., Степанов А.Г., Ковальская Т.В. Оценка функционального потенциала CAD-программ в комплексном цифровом

- планировании стоматологического лечения. Российский стоматологический журнал. 2020. Т. 24, № 3. С. 131–134. doi: 10.17816/1728-2802-2020-24-3-131.
16. Арапова И.А., Кучерова П.А. 3D печать в челюстно-лицевой хирургии. Специализированный медицинский журнал Главный врач Юга России//Стоматология, №58, 2017, С.13-17.
17. Арутюнов С.Д., Бурлуцкая С.И., Тупикова Л.Н. и др. Ортопедическая стоматология, Москва, 2011, С. 63-70.
18. Багинский А. Л., Багинский И. В., Медико-социальные аспекты оказания стоматологической помощи коренным малочисленным народам севера, журнал научных статей Здоровье и образование в XXI веке, № 2. 2016.
19. Базилян Э. А. Восстановление альвеолярного гребня верхней челюсти в дистальных отделах для установки дентальных имплантатов / Э. А. Базилян, Б. С. Смбатян // Клиническая стоматология. – 2008. – № 2(46). – С. 4-11.
20. Базилян Э. А. Восстановление костной ткани методом пересадки костных блоков (часть 2) / Э. А. Базилян, Б. С. Смбатян // Клиническая стоматология. – 2009. – № 1(49). – С. 44-52.
21. Балин В.Н. Влияние на репаративный остеогенез нижней челюсти костного матрикса с коллагеновым и минеральным компонентами / В.Н. Балин, Е.В. Шенгелия, М.И. Музыкин // Институт стоматологии. – 2013. – № 3 (61). – С. 92–93.
22. Берсанов Р.В., Функциональная и экономическая эффективность современных методов ортопедической реабилитации больных с частичной и полной адентией, дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук, Москва, 2016.
23. Бойко Е.М., Экспериментально-клиническое обоснование применения резорбируемой коллагеновой мембраны при направленной костной регенерации, автореферат дисс. на соиск. уч. ст. канд. мед. наук., Симферополь, 2019.

- 24.Веретенко Е.А., Особенности соматического и психофизиологического статуса лиц пожилого и старческого возраста с полной утратой зубов, дисс. на соиск. уч. ст. канд. мед. наук, Санкт-Петербург, 2014.
- 25.Влияние современных остеозамещающих материалов на репаративный остеогенез челюстей / Е.В. Шенгелия, Г.С. Лящук, М.И. Музыкин [и др.] // Вестник Российской Военно-медицинской академии. – 2014. – № 2 (46). – С. 410–411.
- 26.Возрастные и гендерные особенности потери зубов у населения Краснодарского края / А.К. Иорданишвили, А.И. Володин, М.И. Музыкин [и др.] // Кубанский научный медицинский вестник. – 2017. – № 5. – С. 32–38.
- 27.Возрастная и постэкстракционная атрофия челюстей и современные возможности восстановления жевательного аппарата у пожилых и старых людей / М.И. Музыкин, Е.В. Коковихина, Е.А. Герасимова [и др.] // Успехи геронтологии. – 2021. – № 1. – С. 62–68.
28. Волков А. В. Морфология репаративного остеогенеза и остеоинтеграции в челюстно-лицевой хирургии: дис. док. мед. наук: 14.03.02/ Волков Алексей Вадимович. – М., 2018. – 261 с. – Библиогр.: с. 219-261.
- 29.Вязов А. SLM-технология: использование 3D-печати металлом в стоматологии, 2023 <https://stomshop.pro/blog/slm-tehnologija-ispolzovanie-3d-pechati-metallom-v-stomatologii>
- 30.Гаджиев М.А. Оценка физико-механических свойств конструкционного материала, используемого в технологии изготовления стоматологических ортопедических конструкций методом 3D-печати, в условиях искусственного старения / М.А. Гаджиев, С. В. Апресян, А.Г. Степанов // Институт стоматологии. – 2022. – № 1 (94). – С. 104–106.
- 31.Гаджиев М. А. Сравнительные испытания объемных и поверхностных механических свойств материалов для стоматологических конструкций, полученных с помощью аддитивных технологий, Нано-индустрия, том 14, №3-4, 2021, С. 196-208.

- 32.Галонский В. В., Сурдо Э. С., Чернов В. Н., Мирзоева М. С., Карнаева А. Б. Цифровые технологии в ортопедической стоматологии – современное состояние вопроса в России. Эволюционные этапы развития и совершенствования технологий изготовления зубных протезов (обзор литературы)//Проблемы стоматологии, том 18, №1, 2022.
- 33.Галонский В. Г. Зубочелюстно-лицевая ортопедия с использованием материалов с памятью формы, дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук, 2009.
- 34.Гамборена И. Эволюция: актуальные протоколы замещения передних зубов с помощью имплантов / И. Гамборена, М. Блатц – М. [и др.]: Азбука, 2015. - 424 с. – ISBN 978-5-91443-035-8.
- 35.Гребнев Г.А., Кобзева С.А., Прохвятилов О.Г. Нуждаемость в изготовлении полных съемных протезов среди обратившихся за ортопедической помощью на примере Санкт-Петербургского государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Стоматологическая поликлиника № 29» // Институт стоматологии. – 2013. – № 1(58). – С. 8–9.
- 36.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.
- 37.Григорьян А.С., Фидаров А.Ф. Современное состояние и основные направления развития исследований, посвященных разработке остеопластических материалов. Стоматология. 2016;95(5):69-74.
- 38.Дентальная имплантация: национальное руководство/ под ред. А. А.Кулакова – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2018. – 399 с. – ISBN 978-5-9704-4541-9.
- 39.Дентальная имплантация с цифровой реконструкцией альвеолярной кости/ Н.В. Попов, А.В. Колсанов, Д.А. Трунин [и др.] – Самара: ООО «Полиграфический дом «ДСМ», 2020. – 176 с. – ISBN 978-5-6044418-24.
- 40.Доклиническое изучение влияния биопластического коллагенового материала на репаративный остеогенез нижней челюсти / В.Н. Балин, Е.В.

- Шенгелия, М.И. Музыкин, А.К. Иорданишвили // Пародонтология. – 2014. – № 2 (71). – С. 22–26.
41. Дробышев А. Ю., Возможности костной пластики и distraction для увеличения параметров альвеолярного отростка верхней и нижней челюсти при подготовке к дентальной имплантации/ А. Ю. Дробышев, И. Ю. Чаусская, А. А. Егорова // Медицинский алфавит. – 2011. – Т. 2. – № 6. – С. 26-29.
42. Дурново Е. А., Анализ динамики беззубого альвеолярного гребня челюстей в эстетической зоне/ Е. А. Дурново, М. В. Дьякова// Российский вестник дентальной имплантологии. – 2019. – № 1-2(43-44). – С. 15-21.
43. Жданов Е.В., Клинико-морфологические результаты восстановления альвеолярных дефектов с применением кортикальных нижнечелюстных трансплантатов из ретромолярной области/ Е. В. Жданов, Г. Н. Берченко// Пародонтология. – 2009. – № 3(52). – С. 32-37.
44. Жидких Е.Д., Планирование установки имплантатов с применением хирургического шаблона/ Е. Д. Жидких, Н. С. Робакидзе, К. В. Рекель// Институт стоматологии. – 2019. – № 3(84). – С. 50-53.
45. Жулев Е. Н., Ортопедическая стоматология, учебник, МИА, Москва, 2012, 797-816 с.
46. Жулев Е. Н., Трошин В. Д. Интегративная стоматология, монография, Нижний Новгород, 2014, 300-364 с.
47. Журули Г. Н., Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование), дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук., Москва, 2010.
48. Загорский В. А., Протезирование при полной адентии, изд-во Бином. 2017.
49. Зерницкая Е. А., Лазерная биомодификация твердых и мягких тканей в периимплантатной зоне и поверхности имплантата, дисс. на соиск.уч. ст. канд. мед. наук, Санкт -Петербург, 2021.

- 50.Иванов А. А., Технология изготовления и использования шаблонов на этапах планирования имплантации при протезировании на дентальных имплантатах. дис. канд. мед. наук: 14.01.14 / Иванов Андрей Андреевич. – М., 2013. – 162 с.
- 51.Иванов С. Ю., Винирная пластика как один из методов комплексного хирургического лечения различной степени атрофии альвеолярной кости при стоматологической имплантации/ С. Ю. Иванов, Н. Ф. Ямуркова, А. А. Мураев// Стоматологический журнал. – 2009. – № 2. – С. 136-140.
- 52.Иванов С. Ю., Реконструктивная хирургия альвеолярной кости/ С. Ю. Иванов, А. А. Мураев, Н. Ф. Ямуркова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016. – 360 с. – ISBN 978-5-9704-3813-8.
- 53.Иванов С.Ю., Бонарцев А.П., Гажва Ю.В., Жаркова И.И., Мухаметшин Р.Ф., Махина Т.К., Мышкина В.Л., Бонарцева Г.А., Воинова В.В., Андреева Н.В., Акулина Е.А., Харитоновна Е.С., Шайтан К.В., Мураев А.А., Разработка и доклинические исследования изолирующей мембраны на основе сополимера поли-3-оксибутирата-со-3-оксивалерата для направленной костной регенерации. Биомедицинская химия 2015; 61(6): 717–723.
- 54.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.; URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=6409> (дата обращения: 16.03.2023).
- 55.Ибрагимов Т.И., Большаков Г.В., Марков Б.П. и др./ Под ред. Т.И. Ибрагимова Издательство ГЭОТАР-Медиа Прототип Электронное издание на основе: Лекции по ортопедической стоматологии: учебное пособие. Ибрагимов Т.И., Большаков Г.В., Марков Б.П. и др./ Под ред. Т.И. Ибрагимова. 2010. 208 с. - ISBN 978-5-9704-1654-9.
- 56.Изучение психофизиологического статуса пациентов и качества их жизни в ходе стоматологической реабилитации / М.И. Музыкин, А.К. Иорданишвили,

- В.Ф. Лосев, С.А. Левин// Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 3–4 (49–50). – С. 84–95.
- 57.Иорданишвили А.К., Веретенко Е.А., Сериков А.А., Лобейко В.В., Балин Д.В., Полная утрата зубов у взрослого человека: возрастные особенности распространенности, нуждаемости в лечении и клинической картины// Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье». 2015. № (1). С. 23-32.
- 58.Иорданишвили А.К., Клиническая ортопедическая стоматология. – М.: МЕДПресс, 2007. – С. 147-175.
- 59.Иорданишвили А.К., Методы костной пластики в амбулаторных стоматологических учреждениях/ А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, Д.В. Поплавский// Институт стоматологии. – 2015. – № 4 (69). – С. 32–34.
- 60.Иорданишвили А.К., Особенности личностного реагирования при замене съемных зубных протезов на зубопротезные конструкции на искусственных опорах/ А.К. Иорданишвили, Д.В. Балин, М.И. Музыкин// Российский вестник дентальной имплантологии. – 2016. – № 2 (34). – С. 46–53.
- 61.Иорданишвили А.К., Закономерности регенерации костной ткани/ А.К. Иорданишвили, В.С. Солдатов, М.И. Музыкин// Стоматологический научно-образовательный журнал. – 2019. – №1–2. – С. 21–30.
- 62.Иорданишвили А.К., Проявление жевательного рефлекса у пациентов, пользующихся ортопедическими конструкциями на искусственных опорах/ А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, Е.Н. Жарова// Известия Российской Военно-медицинской академии. – 2021. – Т. 40. – № S1. – С. 30–35.
- 63.Использование навигационных хирургических шаблонов для реабилитации пациентов с полной адентией нижней челюсти/ М. А. Амхадова, Б. С. Жаналина, А. Ю. Игнатов [и др.]// Медицинский алфавит. – 2014. – Т. 1. – № 1. С. 18-20.
- 64.Использование спиральной компьютерной томографии на этапах лечения больных с дефектами и деформациями лицевых костей и мягких тканей лица/

- Н. А. Рабухина, Г. И. Голубева, С. А. Перфильев [и др.]// Стоматология. – 2007. – Т. 86. – № 5. – С. 44-47.
65. Кабаньков А. В., Направленная регенерация костной ткани челюстей с применением резорбируемой мембраны на основе поливинилового спирта, дисс. на соиск. уч. ст. канд. мед. наук, Санкт-Петербург, 2020.
66. Каламкаров А.Э., Изучение атрофии костной ткани в области дентальных внутрикостных имплантатов при ортопедическом лечении пациентов с полной потерей зубов/ А.Э. Каламкаров Cathedra – Кафедра Стоматологическое Образование. – 2015. – № 54. – С. 22-24.
67. Каламкаров А. Э., Исследование динамики атрофии костной ткани при ортопедическом лечении пациентов с полной потерей зубов с использованием дентальных внутрикостных имплантатов, Российский стоматологический журнал, №6, 2015.
68. Каламкаров А. Э. Экспериментально-клиническое обоснование применения дентальных внутрикостных имплантатов при ортопедической лечении пациентов с полным отсутствием зубов, дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук, Тверь, 2016.
69. Каливрадзиян Э. С., Ибрагимов Т. И., Брагин Е. А., Лебеденко И.Ю., Руководство по ортопедической стоматологии. Протезирование при полном отсутствии зубов, учебное пособие, 3-е издание, издательство МИА, 2011, С. 32-57.
70. Карапетян А. А., Уханов М. М., Ряховский А. Н., 3D печать металлов в стоматологии. Обзор, Журнал «Стоматология», № 5, 2022, С.85-91.
71. Карл Е. Миш, Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты, 2010 г., МЕДпресс-информ, 2017, с 45-78.
72. Клиническое применение титановой мембраны SmartBuilder, Йонгджин Ким, Дентальная имплантология и хирургия № 2, 2016.
73. Клинико-рентгенологические особенности регенерации тканей после аугментации лунки удаленного зуба с помощью различных

- остеопластических материалов и мембран/ А.А. Михайловский, А.А. Кулаков, В. М. Королёв, О. Ю. Винниченко// Стоматология. – 2014. – Т. 93. – № 4. – С. 37-40.
74. 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: 10.18481/2077 7566 2025 21 1-119-126.
75. Кулаков А. А., Костная пластика перед дентальной имплантацией : учебное пособие/ А. А. Кулаков, Р. Ш. Гветадзе, Т. В. Брайловская, С. В. Абрамян – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2018. – 112 с. – ISBN 978-5-9704-4745-1.
76. Кулаков А. А. Дентальная имплантация/ под ред. Кулакова А. А. - Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2018. - 400 с. (Серия "Национальные руководства") - ISBN 978-5-9704-4541-9.
77. Кури Ф. Регенеративные методы в имплантологии/ Ф. Кури, Т. Хансер, Ч. Кури. – М. [и др.]: Издательский дом «Азбука», 2013. – 514 с.
78. Лебеденко И.Ю., Каливрадзиян Э.С., Ибрагимов Т.И. Протезирование при полном отсутствии зубов/ Руководство. - М.: ООО “МИА”, 2005. - 400 с.
79. Линкявичус Т., Нулевая утрата кости / Т. Линкявичус. – М. [и др.]: Дентал-Азбука, 2020. – 287 с. – ISBN 978-5-6042951-3-7.
80. Ломакин М.В., Филатова А.С., Солощанский И.И., Направленная костная регенерация при реконструкции альвеолярного костного объема в области дентальной имплантации. Российская стоматология 2011; 4(5): 15–18.
81. Максимов Н.М., Аддитивные технологии в стоматологии, журнал Аддитивные технологии, № 1, 2023.
82. Малышева Н.А., Оценка репаративного остеогенеза при устранении дефектов и деформаций альвеолярного отростка (части) челюстей композицией из аутооттрансплантата и ксеноматериалов, дис. канд. мед. наук– М., 2014. – 152 с.

83. Мецуку И., Мураев А.А., Гажва Ю.В., Ивашкевич С.Г. Сравнительная характеристика различного типа барьерных мембран, используемых для направленной костной регенерации в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Российский стоматологический журнал. 2017; 21(5): 291–6.
84. Медико-экономические и социальные аспекты зубного протезирования лиц старшего возраста/ И.В. Жданюк, А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин [и др.]// Специалист здравоохранения. – 2018. – № 1 (15). – С. 25–26.
85. Мини-имплантаты в стоматологии (учебное пособие)/ А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, А.Л. Ким// СПб.: Человек, 2018. – 64 с.
86. Михайловский А.А., Сохранение объема костной ткани альвеолярного гребня в модели симметричной аугментации лунки удаленного зуба: клиничко-морфологическое исследование/ А. А. Михайловский, А. А. Кулаков, А. В. Волков// Клиническая и экспериментальная морфология. – 2015. – №1. – С. 25-31.
87. Музыкин М.И., Постэкстракционная регенерация костной ткани и ее особенности при одномоментной дентальной имплантации/ М.И. Музыкин, А.К. Иорданишвили// Состояние и перспективы развития современной науки по направлению "Биотехнические системы и технологии". – 2020. – С. 28–37.
88. Музыкин М. И., Патофизиологическое обоснование стоматологического лечения с использованием имплантатов при атрофии альвеолярных отростков (частей) челюстей, дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук., Санкт-Петербург, 2022
89. Направленная тканевая регенерация в дентальной имплантологии, Базилян Э. А., Смбатян Б.С., электронный ресурс,
<http://cdn.scipeople.ru/materials/46605/НKP.pdf>
90. Наумович С.С., Разоренов А.Н., CAD/CAM системы в стоматологии: современное состояние и перспективы развития // Современная стоматология. 2016. Т. 4.

- 91.Новый подход к объемной реконструкции сложных дефектов альвеолярной кости//А.А. Мураев, Ю.В. Гажва, С.Г. Ивашкевич, В.М. Рябова, Н.Л. Короткова, Ю.А. Семенова, И.Н. Мецуку, Р.Л. Файзуллин, С.Ю. Иванов; Современные технологии в медицине № 2, 2017.
- 92.Новый метод навигационной трепан-биопсии структурных изменений челюстных костей/ А. М. Панин, П. В. Эктов, А. М. Цициашвили [и др.]// Head and Neck/Голова и шея. Российское издание. Журнал Общероссийской общественной организации Федерация специалистов по лечению заболеваний головы и шеи. – 2021. – Т. 9. – № 3. – С. 72-78.
- 93.Оскольский Г.И., Распространенность вторичных деформаций зубочелюстной системы и патологии височно-нижнечелюстного сустава у населения Дальнего Востока // Стоматология. – 2010. – Т. 89, № 6. – С. 59–61.
- 94.Операция удаления зуба: осложнения и последствия, их профилактика и лечение (учебное пособие) / А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, М.В. Жмудь // СПб.: Человек, 2019. – 92 с.
- 95.Оптимизация цифрового планирования и хирургического лечения при горизонтальной атрофии альвеолярного гребня в боковых отделах нижней челюсти, Корсакова А. И., дисс. на соиск.уч. ст. канд. мед. наук, Нижний Новгород, 2022.
- 96.Оптимизация ортопедического лечения пациентов при полном отсутствии зубов на нижней челюсти с истонченной слизистой оболочкой, Сагиров М. Л., дисс. на соиск. уч. ст. канд. мед. наук, Самара, 2022
- 97.Опыт применения современного отечественного остеорепаративного материала в хирургической стоматологии/ А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, Д.В. Поплавский, Е.В. Шенгелия // Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье». – 2016. – № 1. – С. 26–31.
- 98.Опыт использования коллагеновых материалов в хирургической стоматологии / М.И. Музыкин, Д.Ю. Мищук, А.К. Иорданишвили, С.А.

Левин// Российский стоматологический журнал. – 2020. – Т. 24. – № 4. – С. 233–239. 47

99. Особенности направленной регенерации костной ткани при использовании резорбируемых мембран на основе поливинилового спирта с добавлением фуллеренов С, Кабаньков А.В., Иванов А.С., Мнацаканов С.С., Румакин В.П., Резниченко А.С., Вестник Витебского государственного медицинского университета, № 4, 2019.
100. Остеостимулирующее действие ксеногенного костного материала на репаративный остеогенез (экспериментально-морфологическое исследование)/ В.Н. Балин, Д.В. Балин, М.И. Музыкин [и др.] // Стоматология. – 2015. – № 2. – С. 5–9.
101. Оценка клинической эффективности применения навигационного хирургического шаблона в протоколе вестибулопластики у пациентов с болезнями пародонта/ А. Г. Степанов, Э. Д. Ткаченко, С. В. Апресян, Р. В. Батов // Стоматология. – 2022. – Т. 101. – № 4. – С. 38-46.
102. Параскевич, В. Л., Разработка системы дентальных имплантатов для реабилитации больных с полным отсутствием зубов: автореф. дис. ... док. мед. наук: 14.00.21 / Параскевич Владимир Леонидович. – М., 2008. – 47 с.
103. Патент - 2136262 РФ, МПК А61К 6/08. Материал для стоматологии / Иванов С.Ю.; Новиков С.В.; Ларионов Е.В.; Трегубов А.А.; Ахундов И.Ю.; Леонтьева Г.Д.; Панин А.М.; Сербулов В.В. №98119652/14; дата подачи заявки: 29.10.1998; дата публикации 10.09.1999.
104. Патент - №2367475 РФ Мембрана для использования при направленной регенерации тканей/ Ларионов Е.В., Иванов С.Ю., Солодкий В.Г.; дата подачи заявки: 29.04.2008; дата публикации: 20.09.2009.
105. Патент - RU 2 693 240 C1 Временный съемный зубной протез на период остеоинтеграции дентальных имплантатов/Арутюнов Сергей Дарчоевич (RU), дата подачи заявки: 21.12.2018, начало действия: 21.12.2018.

106. Патент – RU 2014 125 301 А Эластичная мембрана для хирургической стоматологии и способ ее изготовления/ Бристоу Джозеф Ф., дата подачи заявки: 20.11.12, дата публикации: 27.12.15.
107. Патент - RU 15960 U1. Барьерная мембрана для хирургической стоматологии/ А.Ф. Панасюк, С.Ю. Иванов, Е.В. Ларионов, Д.А. Саващук, В.О. Левин, В.В. Сербулов
108. Патент - RU 2 669 860 C1 Способ изготовления формованной мембраны для остеопластики/ Никифоров Алексей Геннадьевич (RU), Подача заявки: 27.08.2017, Начало действия: 27.08.2017.
109. Патент - RU 2 714 618 Способ аугментации атрофированной части альвеолярного отростка челюсти/ Яременко Андрей Ильич (RU) Дата подачи заявки: 21.10.2019 Начало действия: 21.10.2019.
110. Патент - RU 2 683 852 C1 Способ расчета объема костнозамещающего материала при планировании операции направленной регенерации костной ткани/ Долгалев Александр Александрович (RU), Дата подачи заявки: 22.01.2018, Начало действия: 22.01.2018.
111. Патент - RU 2 698 625 C1 Способ протезирования зубов в период остеоинтеграции дентальных имплантатов у пациентов с концевыми дефектами зубных рядов/ Арутюнов Сергей Дарчоевич (RU), Дата подачи заявки: 21.12.2018. Начало действия: 21.12.2018.
112. Патент - RU 2 748 200 C1 Устройство для временного зубного протезирования пациента на период направленной костной регенерации челюстей/ Степанов Александр Геннадьевич (RU), Дата подачи заявки: 12.02.2021, Начало действия: 12.02.2021.
113. Патент №2145819 - Эндоосально-субпериостальный имплантат/ Трофимов В. В., Федчишин О. В., Дата подачи заявки: 16.08.1996, Дата начала действия: 16.08.1996.
114. Патент RU 2 132 660 C1 Способ дентальной имплантации/ Звигинцев М.А., Дата подачи заявки: 11.04.1997, Публикация: 10.07.1999.

115. Патент - RU 110634 U1 Временный мостовидный зубной протез, опирающийся на дентальные имплантаты/ Арутюнов Сергей Дарчоевич (RU), Дата подачи заявки: 04.06.2010, Начало действия: 04.06.2010.
116. Патент RU 2 744 745 C1 Индивидуальная ложка-прикусной шаблон, способ её получения и применения при лечении адентии с опорой на дентальные имплантаты/ Кладничкин Игорь Дмитриевич (RU) Дата подачи заявки: 29.08.2020, Начало действия: 29.08.2020.
117. Патент - RU2486877C1 Способ изготовления имедиат-протеза для лиц с ограниченной мобильностью/ Федотова Алина Викторовна, Тупикова Людмила Николаевна, Баландина Анна Сергеевна, Яичникова Ольга Павловна, Трифонов Михаил Михайлович, Хадыкин Игорь Михайлович, Дата подачи заявки 09.02.2012, Публикация 10.07.2013.
118. Патент - RU 2 714 947 C2 Способ изготовления имедиат-протеза на период остеоинтеграции имплантатов с костной пластикой альвеолярных отростков/ Сальников Владимир Николаевич (RU), Дата подачи заявки: 07.05.2018, начало действия: 07.05.2018.
119. Патент - RU 2693000 Биологическая резорбируемая мембрана, армированная титановым каркасом, для костной регенерации/ Венедиктов Алексей Александрович, Кручинина Анастасия Дмитриевна, Пономарев Олег Юрьевич, Брусницын Дмитрий Андреевич, Евдокимов Сергей Васильевич
120. Патент № 2756067 C1 Российская Федерация, МПК A61B 17/24, A61C 8/00. Способ резекции части корней моляров нижней челюсти: № 2021118277: заявл. 23.06.2021: опубл. 27.09.2021 / А. Г. Степанов, С. В. Апресян, Ш. А. Убайдуллоева [и др.]; заявитель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Российский университет дружбы народов".
121. Патент № 2758903 C1 Российская Федерация, МПК A61B 17/24. Способ двухэтапной реконструкции альвеолярного гребня для установки дентальных имплантатов: № 2021101413: заявл. 22.01.2021: опубл.

- 02.11.2021 / С. С. Едранов; заявитель Общество с ограниченной ответственностью "Профессорская клиника Едранова".
122. Патент № 2760296 С1 Российская Федерация, МПК А61С 8/00. Направляющий шаблон для мягкотканной трансплантации: № 2021118276: заявл. 23.06.2021: опубл. 23.11.2021 / С. В. Апресян, А. Г. Степанов, Э. Д. Ткаченко; заявитель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Российский университет дружбы народов".
123. Патент № 2714618 С1 Российская Федерация, МПК А61В 17/00. Способ аугментации атрофированной части альвеолярного отростка челюсти: № 2019133544: заявл. 21.10.2019: опубл. 18.02.2020 / А. И. Яременко, А. Ю. Зерницкий, Е. А. Зерницкая.
124. Патент на полезную модель № 177272 U1 Российская Федерация, МПК А61С 8/00, А61В 6/03. Хирургический шаблон для установки имплантатов: № 2017131154: дата подачи заявки: 04.09.2017: опубл.: 14.02.2018/ П. А. Коледа.
125. Патент - RU 183802 U1 Нерезорбируемая мембрана для направленной тканевой регенерации, Галиакберов Н. М., дата подачи заявки 27.09.2017, дата регистрации 02.10.2018.
126. Патент US8556990B2 Медицинские барьеры из армированного ПТФЭ, Барри К. Барти, Чаддик М. Барти, дата подачи заявки: 23.02.2010, дата регистрации: 15.10.2013.
127. Патент - RU 2 626 691 С1 Способ изготовления барьерной мембраны для предотвращения прорастания слизистых тканей в зону формирования кости при челюстно-лицевых операциях, Ахмеров Р. Р., Овечкина М. В., дата подачи заявки: 19.08.2016, дата регистрации: 31.07.17.
128. Пивоваров А. А., Арутюнов С. Д., Муслов С. А., Раимова Д. Б., Козлов С. С., Прочностные свойства фрезерованных зубочелюстных протезов из

конструкционного стоматологического материала//Современные проблемы науки и образования, 2014, № 4.

129. Подвижность и несущая способность дентальных имплантатов / В. А. Ерошин, М. В. Джалалова, С. Д. Арутюнов, А.Г. Степанов, А.В. Бойко – Москва : ИЗДАТЕЛЬСКИЙ ДОМ "ПРАКТИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА", 2017. – 128 с. – ISBN 978-5-98811-471-0. – EDN IGPEPF.
130. Применение биологических мембран А-PRF в хирургической и пародонтологической практике, Седов Ю. Г., Лысенко А. А., Хабиев К. Н., Новое в стоматологии, № 5, 2016. С. 34-36.
131. Полупан П. В., Результаты применения различных методик костной пластики в полости рта. Локальное костное моделирование / П. В. Полупан, А. М. Сипкин // Стоматология для всех. – 2022. – № 1(98). – С. 25-33. – DOI 10.35556/idr-2022-1(98)25-33. – EDN PJNUNO.
132. Попов Н.В., Анализ осложнений комплексного лечения пациентов с дефектами зубных рядов в условиях атрофии костной ткани челюстей Н.В. Попов Институт Стоматологии. – 2018. – № 2 (79). – С. 66-67.
133. Применение конусно-лучевой компьютерной томографии для изучения анатомо-топографического строения альвеолярной части подбородочного отдела нижней челюсти/ А. В. Лепилин, М. Ю.Шалина, В. Г. Халтурина, М. И. Мартынова// Dental Forum. – 2017. – № 4. – С. 47-49.
134. Психологическая адаптация взрослых людей при потере зубов и устранении дефектов зубных рядов с использованием различных конструкций зубных протезов/ А.К. Иорданишвили, В.Н. Цыган, М.И. Музыкин [и др.]// Вестник Российской Военномедицинской академии. – 2017. – № 2 (58). – С. 49–53.
135. Профилактика травмы 3-й ветви тройничного нерва при проведении сагиттальной остеотомии нижней челюсти/ Э. М. Мусаева, С. Ю. Иванов, А. А. Мураев, А. М. Гусаров // Head and Neck/Голова и шея. Российское издание. Журнал Общероссийской общественной организации Федерация

- специалистов по лечению заболеваний головы и шеи. – 2018. – № 1. – С. 18-22.
136. Пути достижения стабильности мягких тканей в области зубов и имплантатов/ Н. А. Беспалова, Н. А. Янова, Н. Б. Рунова, Е. А. Дурново// Российский вестник дентальной имплантологии. – 2016. – № 1(33). – С. 52-59.
137. Рабухина Н. А., Спиральная компьютерная томография при заболеваниях челюстно-лицевой области / Н. А. Рабухина, Г. И. Голубева, С. А. Перфильев. – М.: «МЕДпресс-информ», 2006. – 128с. – ISBN: 5-98322-227-9.
138. Разработка комплекса цифрового планирования стоматологического лечения и оценка его клинической эффективности/ С. В. Аapresян, А. Г. Степанов, М. В. Ретинская, В. К. Суонио// Российский стоматологический журнал. – 2020. – Т. 24. – № 3. – С. 135-140.
139. Разработка техники создания навигационных стереолитографических шаблонов для апикальной хирургии с использованием программного обеспечения для планирования дентальной имплантации/ В. А. Бадалян, Д. А. Паринков, Д. Э. Исаева [и др.]// Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 12(47-48). – С. 51-55.
140. Реабилитация пациентов при полной адентии челюстей с использованием дентальных имплантатов по протоколу all-on-4, Кондратьева А. А., Вестник Новгородского государственного университета, №1, 2016.
141. Реабилитация взрослых и детей с полной адентией с применением съемных ортопедических конструкций из литейного сплава "Титанид»: методическое пособие / В. Г. Галонский [и др.]; НИИ мед. проблем Севера СО РАН, НИИ мед. материалов и имплантатов с памятью формы Сибирского физико-технического ин-та при Томском гос. ун-те. - Томск: МИЦ, 2009. – 34.
142. Регенеративные методы в имплантологии, Ф. Кури и др. – М. Азбука, 2013. – 514 с.

143. Результаты хирургического лечения больных с заболеваниями жевательного аппарата при использовании высокоочищенного костного матрикса/ В.Н. Балин, Е.В. Шенгелия, А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин // Институт стоматологии. – 2014. – № 1 (62). – С. 68–70.
144. Результаты хирургического лечения стоматологических заболеваний с применением биопластического коллагенового материала/ Е.В. Шенгелия, А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, Д.В. Балин // Пародонтология. – 2014. – № 3. – С. 73–78.
145. Результаты изучения распространенности полной утраты зубов среди больных сахарным диабетом II типа и потребности в изготовлении полных съемных протезов, Ахметов С. Е., Баркан И. Ю., Федоров В. Е., Ахметов Е. М., Семенюк В. М., Институт стоматологии № 2, 2021 , С.54-55.
146. Ретроспективный анализ распространенности, нуждаемости и методов лечения потери зубов у пациентов стоматологического профиля в г. Ярославль, Гажва С. И., Тетерин А. И., Багрянцева Н. В., Современные проблемы науки и образования. – 2018. – № 6.
147. Ретинский Б. В., Кудряшов А. Е.; Современные компьютерные технологии в ортопедической стоматологии, Международный научный журнал «Символ науки», №8, 2016, С. 191-195.
148. Робустова Т. Г., Хирургическая стоматология, Изд-во Медицина, 2015.
149. Рогацкин Д. В., Лучевая диагностика в стоматологии: 2D/3D / Д.В. Рогацкин. – М.: ТАРКОММ, 2021. – 403 с. – ISBN 978-5-6041424-7-9.
150. Рогацкин Д. В., Современная компьютерная томография для стоматологии/ Д. В. Рогацкин // Институт стоматологии. – 2008. – № 1(38). – С. 121-125.
151. Розов В. А., Трезубов В. Н., Ураков А. Л., Индивидуальная цифровая реконструкция биомеханики жевательно-речевого аппарата при имплантационном протезировании пациентов с полной потерей зубов, Российский журнал биомеханики, №3, 2022.

152. Ряховский А.Н., Влияние механической нагрузки на ткани пародонта/ А.Н. Ряховский, Н.К. Логинова, С.А. Котенко// Стоматология. – 2010. – №3. – С. 72–75.
153. Садыков М. И., Быкова Ю. В., Оптимизация ортопедического лечения пациентов с истонченной слизистой оболочкой беззубой нижней челюсти, The scientific heritage No 81 (2021).
154. Сатановский М. А., Аллергический стоматит при использовании частичных и полных съемных пластиночных протезов. Клинические особенности и принципы лечения, электронный научный журнал «дневник науки», №1, 2019.
155. Сирак С.В., Влияние пористого титана на остеогенный потенциал клеток костного мозга *in vitro* / Сирак С.В., Ибрагимов И.М., Кодзоков Б.А. // Медицинский вестник Северного Кавказа. 2012. Т. 27. № 3. С. 22-25.
156. Сирак С.В., Использование пористого титана для субантральной аугментации кости при дентальной имплантации (экспериментальное исследование)/ Сирак С.В., Слетов А.А., Мартиросян А.К., Ибрагимов И.М., Перикова М.Г. //Медицинский вестник Северного Кавказа. 2013. Т. 8. № 3. С. 42-44.
157. Сирак С.В., Субантральная аугментация пористым титаном в эксперименте и клинике/ Сирак С.В., Щетинин Е.В., Слетов А.А. //Стоматология. 2016. Т. 95. № 1. С. 55-58.
158. Сирак С.В., Способ субантральной аугментации кости для установки дентальных имплантатов при атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти/ Сирак С.В., Ибрагимов И.М., Кодзоков Б.А., Перикова М.Г.// Патент на изобретение RU 2469675 09.11.2011.
159. Смбатян Б. С., Восстановление костной ткани при лечении пациентов с использованием дентальных имплантатов в различных клинических ситуациях: дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 / Смбатян Баграт Сергеевич. – М., 2012. – 325 с. – Библиогр.: с. 291-325. – 05201251249.

160. Сравнение мембран из расширенного ПТФЕ с мембранами из плотного политетрафторэтилена при вертикальном наращивании гребня вокруг дентальных имплантатов: перспективное выборочное клиническое испытание в контролируемых условиях, М. Ронда, А. Ребауди, Л. Торелли, К. Стаччи, Altracore biomedical, 2021, С. 19-29.
161. Степанов А.Г., Апресян С.В. Цифровое планирование в хирургической стоматологии. Москва: Мозартика, 2020.
162. CAD-CAM системы в стоматологии: современное состояние и перспективы развития// С. С. Наумович, А. Н. Разоренов// Современная стоматология, №4, 2015 г. С. 2-8.
163. CAD-CAM технология реставрации зубов – CEREC//. И. Ю. Лебедев, Москва, Изд-во «Практическая медицина», 2014 г.
164. CAD-CAM системы в стоматологии: учебное пособие// С.И. Абакаров, А.С. Баландина, Д.В. Сорокин, К.С. Аджиев, С.С. Абакарова, Д.С. Арутюнов; ФГБОУ ДПО РМАНПО, Москва, 2016. – 96 с.
165. Ткаченко Э. Д., Клиническая значимость разработки и практического применения хирургического навигационного шаблона для мягкотканной трансплантации / Э. Д. Ткаченко, А. Г. Степанов, С. В. Апресян // Актуальные вопросы стоматологии : Сборник тезисов межвузовской конференции, Москва, 31 марта 2022 года. – Москва: Российский университет дружбы народов (РУДН), 2022. – С. 141-144.
166. Технологии и материалы 3D-печати, Шкуро А. Е., Кривоногов П. С., [Электронный ресурс]: учеб. пособие/ А.Е. Шкуро, П.С. Кривоногов. – Екатеринбург: Урал. гос. лесотехн. ун-т, 2017. – 1 электрон. опт. диск (CD-ROM).
167. Трезубов В.Н., Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение: учебн. для студ./ В.Н. Трезубов, Л.М. Мишнёв, В. В. Трезубов; под ред. з.д.н. России, проф. В.Н.Трезубова. – 7-е изд., испр. и доп. – М.: МЕДпрессинформ, 2017. – 328 с.: ил. ISBN 978-5-00030-461-7.

168. Устройство для временного зубного протезирования пациента на период направленной костной регенерации челюстей: Пат. 2748200 РФ. МПК А61С 13/107 / А.Г. Степанов, С.В. Апресян, Л.А. Григорянц, Р.В. Батов.; заявл. 12.02.2021; опуб. 20.05.21, Бюл. №14 – 11 с.
169. Урбан И., Увеличение высоты и толщины альвеолярного гребня. Перспективы/ И. Урбан. – М. [и др.]: Азбука, 2017. – 386 с. – ISBN 978-5-91443042-6.
170. Филатова А. С., Направленная костная регенерация с использованием титановых сеток при дентальной имплантации, автореф. Дисс. на соиск. уч. степени канд. мед. наук., Москва, 2013.
171. Хабадзе З. С., Smartbuilder как залог успешной НТР на этапах имплантации, Клиническая медицина, №3, 2019.
172. Характеристика отношения к болезни взрослых пациентов при патологии жевательно-речевого аппарата/ А.К. Иорданишвили, М.И. Музыкин, А.А. Сериков [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2016. – № 6 (20). – С. 309–314.
173. Хафизов Р.Г., Миргазизов М.З., Азизова Д.А. и соавт. Особенности восстановления сегментарного дефекта альвеолярной части нижней челюсти у собак. Ученые записки КГAM им. Н.Э.Баумана: 2012; 209: 3355339.
174. Хафизов Р.Г., Миргазизов М.З., Гюнтер В.Э. и соавт. Плетеная никелид-титановая мембрана для направленной тканевой регенерации. Патент на полезную модель. RUS 117087, от 10.01.2012.
175. Хафизов Р. Г., Азизова Д. А., Житко А. К., Житко Р. К., Дентальная имплантология: основы: учебно-методическое пособие/ Р.Г. Хафизов, Д.А. Азизова, А.К. Житко, Р.К. Житко – Казань: Казанский федеральный университет, 2021. – 57 с.
176. Хафизов Р.Г., Хафизова Ф.А., Житко А.К., М.З. Миргазизов Гюнтер В.Э. Клинико-лабораторные и экспериментально-морфологические аспекты

- применения остеointегрируемых нерезорбируемых сетчатых мембран из сплава с памятью формы, Маэстро стоматологии, №2, 2016, С. 46.
177. Хирургическое лечение пациентов с использованием имплантатов при частичном отсутствии зубов в условиях дефицита костной ткани/ А. М. Цициашвили, А. М. Панин, А. В. Лепилин [и др.] // Стоматология. – 2019. – Т. 98.
 178. Хачикян Н.А., Леонтьев О.В., Безуглая Т.О., Парфёнов Ю.А., Ершов Е.В., Оценка гигиенического состояния полости рта после имплантации и современные возможности его коррекции // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 6.; URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=23219> (дата обращения: 18.03.2023).
 179. Хашуков А. З., Разработка и экспериментальное обоснование применения метода направленной тканевой регенерации костной ткани с использованием аутологичных клеток, дисс. на соиск. уч. ст. канд. мед. наук, Москва, 2018.
 180. Хышов В. Б., Реконструкция верхней и нижней челюсти с помощью каркасной сетки для функциональной реабилитации пациентов протезами с опорой на дентальные имплантаты. Клинический пример/ В.Б. Хышов, М.В. Хышов, О.В. Эйзенбраун, Н. А. Аскарова, С.А. Сайфуллина // Клиническая стоматология. – 2011. – №3 (59). – С.26-29.
 181. Цициашвили А. М., Комплексное лечение пациентов с частичным отсутствием зубов при использовании дентальных имплантатов в условиях ограниченного объема костной ткани, дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. наук, Москва, 2020.
 182. Цифровые методы планирования направленной костной регенерации с использованием титановых сеток, Павел Ярошевич, Санкт-Петербург, Россия, эстетическая стоматология № 1, 2020.
 183. Цифровое планирование как метод профилактики осложнений при операции синус-лифтинга/ А. П. Куценко, Д. С. Алешин, А. А. Долгалев [и др.] // Медицинский алфавит. – 2020. – № 3. – С. 5-7.

184. Цифровые технологии в хирургическом лечении посттравматических деформаций скулоорбитального комплекса/ Н. Е. Хомутильников, Е. А. Дурново, Ю. В. Высельцева, Р. О. Горбатов// Современные технологии в медицине. – 2020. Т. 12. – № 3. – С. 55-63.
185. Черкасов С.М., Анализ распространенности заболеваний зубочелюстной системы, формирующих спрос на стоматологические услуги// Фундаментальные исследования. – 2014. – № 2. – С. 186–189.
186. Штефан Вольфарт, Протезирование с опорой на имплантаты. Планирование от результата, издательский дом Дентал -Азбука, 2016.
187. Эйзенбраун О. В., Применение туннельной техники костной пластики у пациентов с атрофией костной ткани челюстей, дисс. на соиск. уч. ст. канд. мед. наук, Москва, 2018.
188. Ямуркова Н. Ф., Оптимизация хирургического лечения при выраженной атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти перед дентальной имплантацией: автореф. Дис. ... док. мед. наук: 14.01.14 / Ямуркова Нина Федоровна. – Нижний Новгород, 2015. – 22 с.
189. Янушевич О.О., Стоматологическая заболеваемость населения России. Состояние тканей пародонта и слизистой оболочки рта. Минздравсоцразвития РФ. – М.: МГМСУ, 2009. – 120 с.
190. Яременко А. И., Навигационная хирургия при имплантации/ А. И. Яременко, С. П. Алиева // Заметки ученого. – 2019. – № 3(37). – С. 21-25.
191. Яременко А. И., Планирование подготовки полости рта к протезированию с использованием компьютерного моделирования/ А. И. Яременко, С. П. Алиева// Современная наука: актуальные проблемы теории и практики. Серия: Естественные и технические науки. – 2019. – № 4. – С. 208-211.
192. 3D-based full-guided ridge expansion osteotomy - A case report about a new method with successive use of different surgical guides, transfer of splitting vector and simultaneous implant insertion / H. J. Nickenig, A. F. Safi, R. E. Matta [et al.]

193. A cephalometric evaluation of edentulous Rhesus monkeys (*Macaca mulatta*): A long-term study / D. H. Jaul, J.A. McNamara, D. S. Carlson, L. G. Upton // *The Journal of prosthetic dentistry*. – 1980. – № 44(4). – P. 453–460.
194. Anselme K., Relative influence of surface topography and surface chemistry on cell response to bone implant materials. Part 2: biological aspects / K. Anselme, A. Ponche, M. Bigerelle. – Текст: непосредственный // *Proc. Inst. Mech. Eng.* – 2010. – Vol. 224, № 12. – P. 1487-1507.
195. A contemporary approach for treatment planning of horizontally resorbed alveolar ridge: Ridge split technique with simultaneous implant placement using platelet rich fibrin membrane application in mandibular anterior region / P. S. Parthiban, R. V. Lakshmi, J. Mahendra [et al.] // *Indian Journal of dental research*. – 2017. – № 28(1). – P. 109-113.
196. Afaque Rafique Memon, Enpeng Wang, Junlei Hu, Jan Egger, Xiaojun Chen «A review on computer-aided design and manufacturing of patient-specific maxillofacial implants»// *Expert Rev Med Devices* . 2020 Apr;17(4):345-356.
<https://doi.org/10.1080/17434440.2020.1736040>
197. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws / R. Adell, B. Eriksson, U. Lekholm [et al.] // *International journal of oral and maxillofacial implants*. – 1990. – № 5. – P. 347–359.
198. A long-term retrospective analysis of survival rates of implants in the mandible / T. J. Balshi, G. J. Wolfinger, B. E. Stein, S. F. Balshi // *International journal of oral and maxillofacial implants*. – 2015. – № 30(6). – P. 1348-1354.
199. A modified crestal ridge expansion technique for immediate placement of implants: A report of three cases / M. Santagata, L. Guariniello, A. D'Andrea, G. Tartaro // *The Journal of oral implantology*. – 2008. – № 34. – P. 319-324.
200. A systematic review of post-extractional alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans / W. L. Tan, T. L. Wong, M. C. Wong, N. P. Lang // *Clinical oral implants research*. – 2012. – № 23. – P. 1–21.

201. A three-stage split-crest technique: Case series of horizontal ridge augmentation in the atrophic posterior mandible / G. H. Hu, S. J. Froum, A. Alodadi [et al.] // International journal of periodontics and restorative dentistry. – 2018. – № 38(4). – P. 565–573.
202. Accuracy of computer-assisted, template-guided implant placement compared with conventional implant placement by hand-an in vitro study / D. Schneider, C. Sax, M. Sancho-Puchades [et al.] // Clinical oral implants research. – 2021. – № 32(9). – P. 1052-1060.
203. Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review / G. Fokas, V. M. Vaughn, W. C. Scarfe, M. M. Bornstein // Clinical oral implants research. – 2018. – № 16. – P. 393415.
204. Ackland DC, Robinson D, Redhead M, Lee PVS, Moskaljuk A, Dimitroulis G. «A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation» //J Mech Behav Biomed Mater. 2017 May; 69:404-411.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.048>
205. Agabiti, I. Two-stage ridge-split at narrow alveolar mandibular bone ridges / I. Agabiti, D. Botticelli // Journal of oral and maxillofacial surgery. – 2017. – № 75(10). – P. 2115-2161.
206. Aghaloo, T.L. Which hard tissue augmentation techniques are the most successful in furnishing bony support for implant placement? / T. L. Aghaloo, P. K. Moy // International journal of oral and maxillofacial implants. – 2007. – № 22. – P. 49–70.
207. Al-Almaie, S. Immediate dental implant placements using osteotome technique: A case report and literature review / S. Al-Almaie // The open dentistry journal. – 2016. – Vol. 29, № 10. – P. 367-374.

208. Alveolar ridge augmentation with titanium mesh and a combination of autogenous bone and anorganic bovine bone: a 2-year prospective study/ F.Pieri et al. // J. Periodontol. – 2008. – Vol. 79, No 11. – P. 2093–2103.
209. Albrektsson T., Osseointegrated dental implants / T. Albrektsson, T. Jansson, U. Lekholm // Dental clinics of North America. – 1986. – № 30. – P. 151-174.
210. Aloy-Prósper, A. The outcome of intraoral onlay block bone grafts on alveolar ridge augmentations: A systematic review / A. Aloy-Prósper, D. Peñarrocha-Oltra, M. Peñarrocha-Diago // Medicina oral, patología oral y cirugía bucal. – 2015. – № 20(2). – P. 251-258.
211. Albrektsson, T. On osseointegration in relation to implant surfaces / T. Albrektsson, A. Wennerberg. – Текст: непосредственный // Clin. Implant Dent. Related Res. – 2019. – Vol. 21. – P. 4-7.
212. Athanasiou K.A., Agrawal C.M., Barber F.A., Burkhart S.S. Orthopaedic applications for PLA-PGA biodegradable polymers. Arthroscopy. 1998; 14: 726—37.
213. Araujo, M. G. Dimensional ridge alterations following tooth extraction: an experimental study in the dog / M. G. Araujo, J. Lindhe // Journal of clinical periodontology. – 2005. – № 32. – P. 212–218.
214. Araujo, M. G. Ridge alterations following tooth extraction with and without flap elevation: An experimental study in the dog / M. G. Araujo, J. Lindhe // Clinical oral implants research. – 2009. – № 20. – P. 545–549.
215. Asa'ad, F., Pagni, G., Pilipchuk, S. P., Gianni, A. B., Giannobile, W. V., and Rasperini, G. (2016). 3D-Printed Scaffolds and Biomaterials: Review of Alveolar Bone Augmentation and Periodontal Regeneration Applications. Int. J. Dent. 2016, 1239842. doi:10.1155/2016/1239842.
216. Ashman, A. Postextraction ridge preservation using a synthetic alloplast / A. Ashman // Implant dentistry. – 2000. – № 9(2). – P. 168–176.
217. Ashman, A. Ridge preservation: Important buzzwords in dentistry / A. Ashman // General dentistry. – 2000. – № 48(3). – P. 304–312.

218. Astra Tech and Brånemark system implants: A 5-year prospective study of marginal bone reactions / P. Astrand, B. Engquist, S. Dahlgren [et al.] // *Clinical oral implants research*. – 2004. – № 15(4). – P. 413-420.
219. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. « Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. » // *Dent Mater*. 2014 Apr;30(4): e79-88. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.008>.
220. Barber H.D., Lignelli J., Smith B.M., Bartee B.K. Using dense PTFE membrane without primary closure to achieve bone and tissue regeneration. *J. Oral Maxillofac. Surg*. 2007; 65: 748—52.
221. Bartee B.K., Carr J.A. Evaluation of a high-density polytetrafluoroethylene membrane as a barrier material to facilitate guided bone regeneration in the rat mandible. *J. Oral Implantol*. 1995; 21: 88—95.
222. Bairo F., Novajra G., Vitale-Brovarone Ch. Bioceramics and Scaffolds: A Winning Combination for Tissue Engineering. *Front. Bioengineer. Biotechnol*. 3 [http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fbioe.2015.00202].
223. Barradas, A., Yuan, H., Yuan, H., van Blitterswijk, C., and Habibovic, P. (2011). Osteoinductive Biomaterials: Current Knowledge of Properties, Experimental Models and Biological Mechanisms. *eCM* 21, 407–429. doi:10.22203/ecm.v021a31
224. Bartnikowski, M., Dargaville, T. R., Ivanovski, S., and Hutmacher, D. W. (2019). Degradation Mechanisms of Polycaprolactone in the Context of Chemistry, Geometry and Environment. *Prog. Polym. Sci*. 96, 1–20. doi: 10.1016/j.progpolymsci.2019.05.004
225. Bartnikowski M., Vaquette C., and Ivanovski S. (2020). Workflow for Highly Porous Resorbable Custom 3D Printed Scaffolds Using Medical Grade Polymer for Large Volume Alveolar Bone Regeneration. *Clin. Oral Implants Res*. 31, 431. doi:10.1111/clr.13579

226. Basa S., Alternative bone expansion technique for immediate placement of implants in the edentulous posterior mandibular ridge: A clinical report / S. Basa, A. Varol, N. Turker // *International journal of oral and maxillofacial implants.* – 2004. – № 19. – P. 554-558.
227. Becker W., Becker B., Mellonig J. A prospective multicenter study evaluating periodontal regeneration for class II furcation invasions and infra bony defects after treatment with a bioabsorbable barrier membrane: 1-year results. *J. Periodontol.* 1996; 67: 641—9.
228. Brown T. D., Dalton P. D. and Hutmacher D. W. (2011). Direct Writing by Way of Melt Electrospinning. *Adv. Mater.* 23, 5651-5657. doi: 10.1002/adma.201103482.
229. Brow T. D., Slotosch, A., Thibaudeau, L., Taubenberger A., Loessner D., Vaquette C., et al. (2012). Design and Fabrication of Tubular Scaffolds via Direct Writing in a Melt Electrospinning Mode. *Biointerphases* 7, 13–16. doi:10.1007/s13758-011-0013-7.
230. B.Dabrowski, W.Swieszkowski, D.Godlinski, K.J.Kurzydowski, “Highly porous titanium scaffolds for orthopaedic applications,” // *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, vol.95, no.1, pp.53–61, 2010. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31682>
231. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique / A. Büchter, J. Kleinheinz, H. P. Wiesmann [et al.] // *Clinical oral implants research*. – 2005. – № 16. – P. 1–8.
232. Biology of bone tissue: structure, function, and factors that influence bone cells/ R. Florencio-Silva, G. R. Sasso, E. Sasso-Cerri [et al.]// *BioMed research international.* – 2015. – P. 421746-421763.
233. Block M. S., Horizontal augmentation of thin maxillary ridge with bovine particulate xenograft is stable during 500 days of follow-up: Preliminary results of

- 12 consecutive patients/ M. S. Block, C. W. Ducote, D. E. Mercante// *Journal of oral and maxillofacial surgery*. – 2012. – № 70(6). – P. 1321-1330.
234. Blocks of autogenous bone versus xenografts for the rehabilitation of atrophic jaws with dental implants: Preliminary data from a pilot randomised controlled trial/ R. Pistilli, P. Felice, M. Piatelli [et al.] // *European journal of oral implantology*. – 2014. – № 7(2). – P. 153-171.
235. Bone loss and teeth/ F. Bodic, L. Hamel, E. Lerouxel [et al.] // *Joint bone spine*. – 2005. – № 72. – P. 215–221.
236. Burchardt H., Transplantation of bone / H. Burchardt, W. F. Enneking // *The Surgical clinics of North America*. – 1978. – № 58. – P. 403-427.
237. Buser D., Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. Part 2: Surgical procedures in the mandible/ D. Buser, K. Dula, U. Belser. – Текст: непосредственный // *Int. J. Periodontics Restorative Dent*. – 1995. – Vol. 1. – P. 11-29.
238. Caffesse R.G., Nasjleti C.E., Morrison E.C., Sanchez R. Guided tissue regeneration: comparison of bioabsorbable and non-bioabsorbable membranes. Histologic and histometric study in dogs. *J. Periodontol*. 1994; 65: 583—91.
239. Capelli M., Autogenous bone graft from the mandibular ramus: A technique for bone augmentation/ M. Capelli// *International journal of periodontics and restorative dentistry*. – 2003. – № 23. – P. 277-285.
240. Carlsson G.E., Changes in contour of the maxillary alveolar process under immediate dentures. A longitudinal clinical and x-ray cephalometric study covering 5 years / G.E. Carlsson, B. Bergman, B. Hedegard // *Acta odontologica Scandinavica*. – 1967. – № 25. – P. 45-75.
241. Carluccio D., Xu C., Venezuela J., Cao Y., Kent D., Bermingham M., et al. (2020). Additively Manufactured Iron-Manganese for Biodegradable Porous Load-Bearing Bone Scaffold Applications. *Acta Biomater*. 103, 346–360. doi: 10.1016/j.actbio.2019.12.018.

242. Carrel J. P., Wiskott A., Scherrer S., and Durual S. (2016). Large Bone Vertical Augmentation Using a Three-Dimensional Printed TCP/HA Bone Graft: A Pilot Study in Dog Mandible. *Clin. Implant Dentistry Relat. Res.* 18, 1183. doi:10.1111/cid.12394.
243. Carrel J.-P., Wiskot A., Moussa, M., Rieder P., Scherrer S. and Durual S. (2016). A 3D Printed TCP/HA Structure as a New Osteoconductive Scaffold for Vertical Bone Augmentation. *Clin. Oral Impl. Res.* 27, 55–62. doi:10.1111/clr.12503.
244. Chappuis V., Clinical relevance of dimensional bone and soft tissue alterations post-extraction in esthetic sites/ V. Chappuis, M. G. Araújo, D. Buser // *Periodontology* 2000. – 2017. – № 73(1). – P. 73–83.
245. Chen J., Zhang Z., Chen X., Zhang C., Zhang G., Xu Z. «Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology.»// *J. Prosthet Dent.* 2014 Nov;112(5):1088-95. e1. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.04.026>
246. Chiapasco M., Casentini P., Tommasato G., Dellavia C. and Del Fabbro M. (2021). 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 Impl. Res.* 32 (4), 498–510. doi:10.1111/clr.13720.
247. Chua C. K., Leong K. F. and Lim C. S. (2010). *Rapid Prototyping: Principles and Applications*. Singapore, London: World Scientific Publishing Company.
248. Cruess R. L. (1982). “Physiology of Bone Formation, Function, and Destruction,” in *The Musculoskeletal System: Embryology, Biochemistry and Physiology*. Editor R. L. Cruess (New York, NY: Churchill Livingstone).
249. C. Mangano, M. Raspanti, T. Traini, A. Piattelli and R. Sammons, “Stereo imaging and cytocompatibility of a model dental implant surface formed by direct laser fabrication,” *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol.88, no.3, pp.823–831, 2009. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.32033>

250. Clavero J., Ramus or chin grafts for maxillary sinus inlay and local onlay augmentation: Comparison of donor site morbidity and complications / J. Clavero, S. Lundgren// Clinical Implant dentistry and related research. – 2003. – № 5. – P. 154–160.
251. Clinical and histologic studies of donor tissues for free grafts of masticatory mucosa/ E. Soehren, A. Allen, D. Cutright, J. Seibert. – Текст: непосредственный// J. Periodontol. – 1973. – Vol. 44. – P. 727-736.
252. Clinical classification of complications in guided bone regeneration procedures by means of a nonresorbable membrane/ F. Fontana, E. Maschera, I. Rocchietta, M. Simion // International journal of periodontics and restorative dentistry. – 2011. – № 31. – P. 265–273.
253. Clinical performance of short versus standard dental implants in vertically augmented bone: An overview of systematic reviews/ P. Pauletto, E. Ruales-Carrera, L. A. Mezzomo [et al.] // Clinical oral investigations. – 2021. – № 25(11). – P. 6045-6068.
254. Compston J., Bone histomorphometry 1997 In: Arnett TR, Henderson B., editors. Methods Bone Biol., Boston, MA Springer US pp 177–197)).
255. Comparison of two techniques for lateral ridge augmentation in mandible with ramus block graft / H. M. Barbu, C. F. Andreescu, A. Lorean [et al.] // The Journal of craniofacial surgery. – 2016. – № 27(3). – P. 662-667.
256. Computer-guided bone lid osteotomy with piezosurgery/ S. Sivoletta, G. Brunello, A. Fincato, L. de Stavo // Annali di Stomatologia – 2018. – № IX (2) – C. 84-86.
257. Cone beam computed tomography evaluation of regenerated buccal bone 5 years after simultaneous implant placement and guided bone regeneration procedures – A randomized, controlled clinical trial/ R. E. Jung, G. I. Benic, D. Scherrer, C. H. Hämmerle // Clinical oral implants research. – 2015. – № 26(1). – P. 28-34.

258. Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use/ R. Jacobs, B. Salmon, M. Codari [et al.]// BioMed Central oral health. – 2018. – № 18(1). – P. 88-104.
259. Cone beam computerized tomography analysis of the posterior and anterior mandibular lingual concavity for dental implant patients/ T. Y. Yoon, M. Patel, R. A. Michaud, A. M. Manibo// The Journal of oral implantology. – 2017. – № 43(1). – P. 12-18.
260. Cone beam CT: A current overview of devices/ A. Nemtoi, C. Czink, D. Haba, A. Gahleitner // Dento maxillo facial radiology. – 2013. – № 42(8). – P. 20120443-20120451.
261. Cone-beam computed tomography evaluation of horizontal and vertical dimensional changes in buccal peri-implant alveolar bone and soft tissue: A 1-year prospective clinical study/ A. Kaminaka, T. Nakano, S. Ono [et al.]// Clinical Implant dentistry and related research. – 2015. – № 17. – P. 576-585.
262. Cortellini P., Pini Prato G.P., Baldi C., Clauser C. Guided tissue regeneration with different materials // International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry. - 1990. - №10. - p. 137-51.
263. Custom-Made Titanium Mesh Tray for Mandibular Reconstruction Using an Electron Beam Melting System Isao Hoshi, Tadashi Kawai, Shingo Kurosu, Tadaharu Minamino, Kei Onodera, Ikuya Miyamoto, Hiroyuki Yamada
264. D. A. Hollander, M. Von Walter, T. Wirtz et al., “Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laserforming,”// Biomaterials, vol.27, no.7, pp.955–963, 2006.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.041>
265. De Wijs F. L., Immediate labial contour restoration for improved esthetics: A radiographic study on bone splitting in anterior single-tooth replacement/ F. L. De Wijs, M. S. Cune// International journal of oral and maxillofacial implants – 1997. – № 12. – P. 686-696.

266. Dellavia C., Canciani E., Pellegrini G., Tommasato G., Graziano D. and Chiapasco, M. (2021). Histological Assessment of Mandibular Bone Tissue after Guided Bone Regeneration with Customized Computer-aided Design/computer-assisted Manufacture Titanium Mesh in Humans: A Cohort Study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 23 (4), 600–611. doi:10.1111/cid.13025.
267. Dempster D.W., Compston J.E., Drezner M.K., Glorieux F.H., Kanis J.A., Malluche H., Meunier P.J., Ott S.M., Recker R.R., Parfitt A.M., 2013, Standardized nomenclature, symbols, and units for bone histomorphometry: a 2012 update of the report of the ASBMR histomorphometry nomenclature committee, *J Bone Miner Res* 28(1) pp 2–17.
268. Edmond H. M., and Glowacka, H. (2020). The Ontogeny of Maximum Bite Force in Humans. *J. Anat.* 237 (3), 529–542. doi:10.1111/joa.13218.
269. Esposito M., Grusovin M. G., Felice P., Karatzopoulos G., Worthington H. V. and Coulthard, P. (2009). The Efficacy of Horizontal and Vertical Bone Augmentation Procedures for Dental Implants - a Cochrane Systematic Review. *Eur. J. Oral Implantol.* 2 (3), 167–184.
270. Evaluation of implants placed with barrier membranes. A retrospective follow-up study up to five years/ M. Lorenzoni, C. Pertl, R. A. Polansky [et al.] // *Clinical oral implants research*. – 2002. – № 13(3). – P. 274-280.
271. Enpeng Wang, Haochen Shi, Yi Sun, Constantinus Politis, Lin Lan, Xiaojun Chen «Computer-aided porous implant design for cranio-maxillofacial defect restoration» // *Int J Med Robot.* 2020 Jun 7;e2134. <https://doi.org/10.1002/rcs.2134>
272. Exposure of barriers used in GBR: rate, timing, management, and its effect on grafted bone. A retrospective analysis/ K. Poomprakobsri, J. Y. Kan, K.
273. Rungcharassaeng, J. Lozada// *The Journal of oral implantology*. – 2022. – № 48(1). – P. 27-36.
274. Factors affecting the survival rate of dental implants: A retrospective stud/ S. Raikar, P. Talukdar, S. Kumari [et al.] // *Journal of international society of preventive and community dentistry*. – 2017. – № 7. – P. 351–355.

275. Feilden E., Blanca E. G.-T., Giuliani F., Saiz E. and Vandeperre, L. (2016). Robocasting of Structural Ceramic Parts with Hydrogel Inks. *J. Eur. Ceram. Soc.* 36 (10), 2525–2533. doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2016.03.001.
276. Feilden E., Ferraro C., Zhang Q., García-Tuñón E., D’Elia E., Giuliani F., et al. (2017). 3D-Printing Bioinspired Ceramic Composites. *Sci. Rep.* 7 (1), 13759. doi:10.1038/s41598-017-14236-9.
277. Fields T., Guided bone regeneration: focus on resorbable membranes. In: Baylor oral surgery Thursday morning conference; 2001.
278. Francisco X Azpiazu-Flores, Damian J Lee, Fengyuan Zheng «The use of selective laser melting in the fabrication of maxillary and mandibular metal base complete dentures for a patient with Ehlers-Danlos syndrome: A clinical report.» // *J Prosthet Dent.* 2020 Jan 16; S0022-3913(19)30747-4.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.11.010>
279. Gbureck U., Hölzel T., Klammert U., Würzler K., Müller F. A. and Barralet J. E. (2007). Resorbable Dicalcium Phosphate Bone Substitutes Prepared by 3D Powder Printing. *Adv. Funct. Mater.* 17 (18), 3940–3945.
doi:10.1002/adfm.200700019.
280. Ghayor C., Bhattacharya I. and Weber F. E. (2021). The Optimal Microarchitecture of 3D-Printed β -TCP Bone Substitutes for Vertical Bone Augmentation Differs from that for Osteoconduction. *Mater. Des.* 204, 109650. doi: 10.1016/j.matdes.2021.109650.
281. Goh B. T., Chanchareonsook N., Tideman H., Teoh S. H., Chow J. K. F. and Jansen J. A. (2014). The Use of a Polycaprolactone-Tricalcium Phosphate Scaffold for Bone Regeneration of Tooth Socket Facial wall Defects and Simultaneous Immediate Dental Implant Placement in Macaca Fascicularis. *J. Biomed. Mater. Res.* 102 (5), 1379–1388. doi:10.1002/jbm.a.34817.
282. Goh B. T., Teh L. Y., Tan D. B. P., Zhang Z. and Teoh S. H. (2015). Novel 3D Polycaprolactone Scaffold for ridge Preservation - a Pilot Randomised Controlled Clinical Trial. *Clin. Oral Impl. Res.* 26 (3), 271–277. doi:10.1111/clr.12486.

283. Guided bone regeneration with concentrated growth factor enriched bone graft matrix (sticky bone) vs. bone-shell technique in horizontal ridge augmentation: A retrospective study / H. M. Barbu, S. A. Iancu, A. Rapani, C. Stacchi // *Journal of clinical medicine*. – 2021. – Vol. 31, № 10(17). – P. 3953-3964.
284. Guided sinus lift: virtual planning of surgical templates for lateral access/ F. Cecchetti, M. Spuntarelli, D. Mazza [et al.] // *Journal of biological regulators and homeostatic agents*. – 2021. – № 35(3). – P. 139-145.
285. Gultekin B.A., Clinical and 3-dimensional radiographic evaluation of autogenous iliac block bone grafting and guided bone regeneration in patients with atrophic maxilla / B. A. Gultekin, E. Cansiz E, M. O. Borahan// *Journal of oral and maxillofacial surgery*. – 2017. – № 75(4). – P. 709-722.
286. Hammerle C.H., Evidence-based knowledge on the biology and treatment of extraction sockets/ C. H. Hammerle, M. G. Araujo, M. Simion// *Clinical oral implants research*. – 2012. – № 23 (Suppl. 5). – P. 80–82.
287. Hartmann A. and Seiler, M. (2020). Minimizing Risk of Customized Titanium Mesh Exposures - a Retrospective Analysis. *BMC Oral Health* 20 (1), 36. doi:10.1186/s12903-020-1023-y.
288. Hard- and soft-tissue augmentation around dental implant using ridge split and connective tissue graft for esthetic rehabilitation of atrophic anterior maxilla/ M. Kirmani, A. Zia, A. Ahad, A. Bey// *Journal of Indian Society of Periodontology*. – 2018. – № 22(6). – P. 555-558.
289. Her S., Kang T., Fien M.J. Titanium mesh as an alternative to a membrane for ridge augmentation. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2012; 70: 803—10.
290. Horizontal bone reconstruction on sites with different amounts of native bone: A retrospective study/ A. A. Pelegrine, G. Romito, C. C. Villar [et al.]// *Brazilian oral research*. – 2018. – № 32. – P. 21-29.
291. Horizontal ridge augmentation using native collagen membrane vs titanium mesh in atrophic maxillary ridges: Randomized clinical trial/ M. Atef, A. Tarek, M.

- Shaheen [et al.] // Clinical implant dentistry and related research. – 2020. – № 22(2). – P. 156-166.
292. Hutmacher D., Hurzeler M.B., Schliephake H., A review of material properties of biodegradable and bioresorbable polymers and devices for GTR and GBR applications. *Int J. Oral Maxillofac. Implants.* 1996; 11: 667—78.
293. Influence of the posterior mandible ridge morphology on virtual implant planning/ G. O. Gallucci, S. Khoynenezhad, A. I. Yansane [et al.]// *International journal of oral and maxillofacial implants.* – 2017. – № 32(4). – P. 801-806.
294. Jang S.H., Lee D.H., Ha J.Y., Hanawa T., Kim K.H., Kwon T.Y. «Preliminary Evaluation of Mechanical Properties of Co-Cr Alloys Fabricated by Three New Manufacturing Processes.»// *Int J. Prosthodont.*, 2015 Jul-Aug;28(4):396-8. <https://doi.org/10.11607/ijp.4298>.
295. K. Vijay Venkatesh, V. Vidyashree Nandini «Direct Metal Laser Sintering: A Digitised Metal Casting Technology» // *J. Indian Prosthodont Soc.* 2013 Dec; 13(4).
296. Karageorgiou V., and Kaplan D. (2005). Porosity of 3D Biomaterial Scaffolds and Osteogenesis. *Biomaterials* 26 (27), 5474–5491.
doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.02.002.
297. Khoury F., Mandibular Bone Block Harvesting from the Retromolar Region: a 10years prospective clinical stud/ F. Khoury, T. Hanser. – Текст: непосредственный // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2015. – Vol. 30. – P. 688-697.
298. Khoury F., Bone augmentation in oral implantology / F. Khoury, H. Antoun, P. Missika. – Quintessence Pub, 2007. – 436 p. – ISBN 1850971595.
299. Khoury F., The bone core technique for the augmentation of limited bony defects: Five-year prospective study with a new minimally invasive technique/ F. Khoury, R. Doliveux// *The International journal of periodontics and restorative dentistry.* – 2018. – № 38(2). – P. 199-207.
300. Kim T. H., Yun Y. P., Park Y. E., Lee S. H., Yong W., Kundu J., et al. (2014). In Vitro and In Vivo Evaluation of Bone Formation Using Solid Freeform

- Fabrication-Based Bone Morphogenic Protein-2 Releasing PCL/PLGA Scaffolds. *Biomed. Mater.* 9 (2), 025008. doi:10.1088/1748-6041/9/2/025008.
301. Klammert U., Gbureck U., Vorndran E., Rödiger J., Meyer-Marcotty P. and Kübler A. C. (2010). 3D Powder Printed Calcium Phosphate Implants for Reconstruction of Cranial and Maxillofacial Defects. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 38 (8), 565–570. doi: 10.1016/j.jcms.2010.01.009.
 302. Lara Caroline Pereira Dos Santos, Fernando Costa Malheiros, Alexandre Zuquete Guarato «Surface parameters of as-built additive manufactured metal for intraosseous dental implants»// *J. Prosthet Dent.* 2020 Aug;124(2):217-222. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.09.010>
 303. Lateral ridge augmentation using autografts and barrier membranes: a clinical study with 40 partially edentulous patients/ D. Buser, K. Dula, H. P. Hirt, R. K. Schenk // *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* – 1996. – № 54(4). – P. 420–432.
 304. 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—9.
 305. Li L., Wang C., Li X., Fu G., Chen D. and Huang Y. (2021). 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.* 23 (1), 5–18. doi:10.1111/cid.12966.
 306. Lipson H., Moon F. C., Hai J. and Paventi C. (2004). 3-D Printing the History of Mechanisms. *J. Mech. Des.* 127 (5), 1029–1033. doi:10.1115/1.1902999.
 307. Lu L., Peter S. J., D. Lyman M., Lai H.-L., Leite S. M., Tamada J. A., et al. (2000). In Vitro and In Vivo Degradation of Porous Poly(dl-Lactic-Co-Glycolic Acid) Foams. *Biomaterials* 21 (18), 1837–1845. doi:10.1016/s0142-9612(00)00047-8.

308. Limitations and options using resorbable versus nonresorbable membranes for successful guided bone regeneration/ N. K. Soldatos, P. Stylianou, V. P. Koidou [et al.] // Quintessence international. – 2017. – № 48(2). – P. 131-147.
309. L.Mullen, R.C.Stamp, W.K.Brooks, E.Jones, C.J.Sutcliffe, “Selective laser melting: a regular unit cell approach for the manufacture of porous, titanium, bone in-growth constructs, suitable for orthopedic applications”// Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials, vol. 89, no. 2, pp.325–334,2009. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31219>.
310. Lucchetti M.C., Fratto G., Valeriani F., De Vittori E., Giampaoli S., Papetti P., Romano Spica V., Manzon L. «Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release.»// J. Prosthet Dent. 2015 Oct;114(4):602-8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.002>
311. Mangano F., Chambrone L., van Noort R., Miller C., Hatton P., Mangano C. «Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature.»// Int. J. Biomater. 2014; 2014:461534. <https://doi.org/10.1155/2014/461534>
312. Mangan C., Giuliani, A., De Tullio I., Raspanti M., Piattelli A. and Iezzi G. (2021). Case Report: Histological and Histomorphometrical Results of a 3-D Printed Biphasic Calcium Phosphate Ceramic 7 Years after Insertion in a Human Maxillary Alveolar Ridge. Front. Bioeng. Biotechnol. 9 (232), 614325. doi:10.3389/fbioe.2021.614325.
313. Marta Revilla-Leon, Nadin Al-Haj Husain, Mohammed Mujtaba Methani, Mutlu Ozcan «Chemical composition, surface roughness, and ceramic bond strength of additively manufactured cobalt-chromium dental alloys.» //J. Prosthet Dent. 2020 May 25; S0022-3913(20)30227-4. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.012>
314. Marta Revilla-Leon, Mehrad Sadeghpour , Mutlu Ozcan « A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry»// J. Prosthodont . 2020 Aug;29(7):579-593.

<https://doi.org/10.1111/jopr.13212>

315. Maiorana C., Reduction of autogenous bone graft resorption by means of bio-oss coverage: a prospective stud / C. Maiorana, M. Beretta, S. Salina. – Текст: непосредственный // Int. J. Periodontics Restorative Dent. – 2005. – Vol. 25. – P. 19-25.
316. Melchels F. P. W., Domingos M. A. N., Klein T. J., Malda J., Bartolo P. J. and Hutmacher, D. W. (2012). Additive Manufacturing of Tissues and Organs. Prog. Polym. Sci. 37 (8), 1079–1104. doi: 10.1016/j.progpolymsci.2011.11.007.
317. Misch C. E., Classification of partially edentulous arches for Implant dentistry/ C. E. Misch, K. W. Judy// The International journal of oral implantology. – 1987. – № 4. – P. 7–13.
318. Misch C. M., Implant site development using ridge splitting techniques/ C. M. Misch// Oral and maxillofacial surgery clinics of North America. – 2004. – № 16. – P. 65–74.
319. Monteiro A.S., Macedo L.G., Macedo N.L., Balducci I. Polyurethane and PTFE membranes for guided bone regeneration: histopathological and ultrastructural evaluation. Med. Oral Patol. Ora Cir. Bucal. 2010; 15: 401—6.
320. Moussa M., Carrel J.-P., Scherrer S., Cattani-Lorente M., Wiskott A. and Durual S. (2015). Medium-term Function of a 3D Printed TCP/HA Structure as a New Osteoconductive Scaffold for Vertical Bone Augmentation: A Simulation by BMP-2 Activation. Materials 8 (5), 2174–2190. doi:10.3390/ma8052174.
321. Necati Kaleli, Cagr, Ural «Digital evaluation of laser scanning speed effects on the intaglio surface adaptation of laser-sintered metal frameworks»// J. Prosthet Dent. 2020 Jun;123(6): 874.e1-874.e7.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.12.020>
322. Ngo T. D., Kashani A., Imbalzano G., Nguyen K. T. Q. and Hui D. (2018). Additive Manufacturing (3D-Printing): A Review of Materials, Methods, Applications and Challenges. Composites B: Eng. 143, 172–196. doi: 10.1016/j.compositesb.2018.02.012.

323. Otawa N., Sumida T., Kitagaki H., Sasaki K., Fujibayashi Sh., Takemoto M. et al. Custom-made titanium devices as membranes for bone augmentation in implant treatment: Modeling accuracy of titanium products constructed with selective laser melting. *J. CranioMaxillofacial Surgery*. 2015; 7: 1289—95.
324. Parfitt A.M., 1988, Bone histomorphometry: Standardization of nomenclature, symbols and units (summary of proposed system) *Bone* 9 pp 67–69.
325. R. Stamp, P. Fox, W. O'Neill, E. Jones, C. Sutcliffe, “The development of a scanning strategy for the manufacture of porous biomaterials by selective laser melting,”// *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol.20, no.9, pp.1839– 1848, 2009. <https://doi.org/10.1007/s10856-009-3763-8>.
326. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: A preliminary procedural report / C. M. Misch, C. E. Misch, R. R. Resnik, Y. H. Ismail // *International journal of oral and maxillofacial implants*. – 1992. – № 7. – P. 360-366.
327. Rokkanen P.U. Absorbable materials in orthopaedic surgery. *Ann. Med.* 1991; 23: 109—15.
328. Results of computer-guided bone block harvesting from the mandible: A case series/ L. De Stavola, A. Fincato, E. Bressan, L. Gobbato // *International journal of periodontics and restorative dentistry*. – 2017. – № 37(1). – P. 111-119.
329. Ridge augmentation-The new field of computerized guided surgery: A technical note for minimal-invasive bone splitting/ V. Alevizakos, G. Mitov, M. Schiller, C. von See // *Clinical case reports*. – 2021. – Vol. 20, № 9(4). – P. 2390-2396.
330. Salmi M., Paloheimo K.-S., Tuomi J., Wolff J., Mäkitie A. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2013; 41(7): 603–609, <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2012.11.041>.
331. Seiler M., Kämmerer P. W., Peetz M. and Hartmann A. G. (2018). Customized Titanium Lattice Structure in Three-Dimensional Alveolar Defect: An Initial Case Letter. *J. Oral Implantol.* 44 (3), 219–224. doi:10.1563/aaid-joi-d-17-00084.

332. Shim J. H., Yoon M. C., Jeong C. M., Jang J., Jeong S. I., Cho D. W., et al. (2014). Efficacy of rhBMP-2 Loaded PCL/PLGA/ β -TCP Guided Bone Regeneration Membrane Fabricated by 3D Printing Technology for Reconstruction of Calvaria Defects in Rabbit. *Biomed. Mater.* 9 (6), 065006. doi:10.1088/1748-6041/9/6/065006.
333. Shim J.-H., Won J.-Y., Sung S.-J., Lim D.-H., Yun W.-S., Jeon Y.-C., et al. (2015). Comparative Efficacies of a 3D-Printed PCL/PLGA/ β -TCP Membrane and a Titanium Membrane for Guided Bone Regeneration in Beagle Dogs. *Polymers* 7 (10), 1500. doi:10.3390/polym7101500.
334. Shim J.-H., Won J.-Y., Park J.-H., Bae J.-H., Ahn G., Kim C.-H., et al. (2017). Effects of 3D-Printed Polycaprolactone/ β -Tricalcium Phosphate Membranes on Guided Bone Regeneration. *Int. J. Mol. Sci.* 18 (5), 899. doi:10.3390/ijms18050899
335. Shirazi S. F. S., Gharehkhani S., Mehrali M., Yarmand H., Metselaar H. S. C., Adib Kadri N., et al. (2015). A Review on Powder-Based Additive Manufacturing for Tissue Engineering: Selective Laser Sintering and Inkjet 3D Printing. *Sci. Techn. Adv. Mater.* 16 (3), 033502. doi:10.1088/1468-6996/16/3/033502.
336. Schropp L., Wenzel A., Kostopoulos L., Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single.tooth extraction: A clinical and radiographic 12month prospective study/ – Текст: непосредственный// *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* – 2003. – Vol. 23. – P. 313-323.
337. Sudheesh Kumar P. T., Hashimi S., Saifzadeh S., Ivanovski S. and Vaquette, C. (2018). Additively Manufactured Biphasic Construct Loaded with BMP-2 for Vertical Bone Regeneration: A Pilot Study in Rabbit. *Mater. Sci. Eng. C* 92, 554–564. doi: 10.1016/j.msec.2018.06.071.
338. Tamimi F., Torres J., Gbureck U., Lopez-Cabarcos E., Bassett D. C., Alkhraisat M. H., et al. (2009). Craniofacial Vertical Bone Augmentation: a Comparison between 3D-Printed Monolithic Monetite Blocks and Autologous Onlay Grafts in the Rabbit. *Biomaterials* 30 (31), 6318–6326. doi: 10.1016/j.biomaterials.2009.07.049

339. Tekinalp H., Kunc V., Velez-Garcia G., Duty C., Love L., Naskar A., et al. (2014). Highly Oriented Carbon Fiber–Polymer Composites via Additive Manufacturing. *Composites Sci. Techn.* 105, 144–150. doi: 10.1016/j.compscitech.2014.10.009.
340. The utility of a multilateral 3D-printed model for surgical planning of complex deformity of the skull base and craniovertebral junction/ D. Pacione [et al.]// *Journal of Neurosurgery*. – 2016. – Vol. 125. – № 5. – P. 1194-1197.
341. Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology/ G.B. Kim [et al.]// *Korean Journal of Radiology*. – 2016. – Vol. 17. – № 2. – P. 182.
342. Titanium mesh for bone augmentation in oral implantology: current application and progress, Yu Xie, Songhang Li Tianxu Zhang, Chao Wang and Xiaoxiao Cai, *International Journal of Oral Science*, 2020, <https://doi.org/10.1038/s41368-020-00107-z>.
343. Torres J., Tamimi F., Alkhraisat M. H., Prados-Frutos J. C., Rastikerdar E., Gbureck U., et al. (2011). Vertical Bone Augmentation with 3D-Synthetic Monetite Blocks in the Rabbit Calvaria. *J. Clin. Periodontol.* 38 (12), 1147–1153. doi:10.1111/j.1600-051x.2011. 01787.x.
344. Traini T., Mangano C., Sammons R.L., Mangano F., Macchi A., Piattelli A. «Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants.»// *Dent Mater*
345. Urban I. A., Montero E., Monje A. and Sanz-Sánchez, I. (2019). Effectiveness of Vertical ridge Augmentation Interventions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Clin. Periodontol.* 46 (S21), 319–339. doi:10.1111/jcpe.13061.
346. Urban I., Vertical ridge augmentation and soft tissue reconstruction of the anterior atrophic maxillae: A case series/ I. Urban, A. Monje, H. Wang. – Текст: непосредственный// *Int. J. Periodontics Restorative Dent*. – 2015. – Vol. 35. – P. 613-623.

347. Vaquette C., Mitchell J., Fernandez-Medina T., Kumar S. and Ivanovski S. (2021). Resorbable Additively Manufactured Scaffold Imparts Dimensional Stability to Extraskelally Regenerated Bone. *Biomaterials* 269, 120671. doi: 10.1016/j.biomaterials.2021.120671.
348. Venezuela J. J. D., Johnston S. and Dargusch, M. S. (2019). The Prospects for Biodegradable Zinc in Wound Closure Applications. *Adv. Healthc. Mater.* 8 (16), 1900408. doi:10.1002/adhm.201900408.
349. Von Arx T., Hardt N., Wallkamm B. The TIME technique: a new method for localized alveolar ridge augmentation prior to placement of dental implants. *Int J. Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11: 387—94.
350. Wachtel H., Fickl S., Hinze M., Bolz W., Thalmair T. The bone lamina technique: anovel approach for lateral ridge augmentation — acase series. *Int J. Periodont. Restorat. Dent.* 2013; 33(4): 491—7.
351. Wang R.R., Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996; 27: 401—8.
352. Watzinger F., Luksch J., Millesi W. Guided bone regeneration with titanium membranes: a clinical study. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2000; 38: 312—5.
353. Williams J. M., Adewunmi A., Schek R. M., Flanagan C. L., Krebsbach P. H., Feinberg S. E., et al. (2005). Bone Tissue Engineering Using Polycaprolactone Scaffolds Fabricated via Selective Laser Sintering. *Biomaterials* 26 (23), 4817–4827. doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.11.057.
354. Xu M., Gratson G. M., Duoss E. B., Shepherd R. F. and Lewis J. A. (2006). Biomimetic Silicification of 3D Polyamine-Rich Scaffolds Assembled by Direct Ink Writing. *Soft Matter* 2 (3), 205–209. doi:10.1039/b517278k.
355. Zeng L., Xiang N., Wei B. «A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing.» // *J Prosthet Dent.* 2014 Nov;112(5):1217.
356. <https://www.osstem.ru/library/articles/mekhanicheskie-harakteristiki-i>
357. <https://findpatent.ru/patent/269/2693000.html>

- 358. <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/oral-health>
- 359. <https://rosstat.gov.ru/folder/12781>
- 360. <https://www.nobelbiocare.com>