ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

Кийко Анастасия Алексеевна

ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ ПРОГРАММНОГО АЛГОРИТМА ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ПРИ ВЫБОРЕ КОНСТРУКЦИИ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА

3.1.7. Стоматология
3.3.9. Медицинская информатика

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научные руководители:
доктор медицинских наук, профессор
Постников Михаил Александрович

доктор медицинских наук, доцент
Николаенко Андрей Николаевич

Самара – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение 4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ 16
1.1. Эволюция систем дентальных имплантатов и их классификация 16
1.2.Современные подходы к планированию дентальной имплантации: сравнительный анализ осложнений при стандартном и цифровом протоколах 29
1.3.Параметризация дентальных имплантатов и инженерия знаний в цифровой имплантационной стоматологии 44
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ 51
2.1. Дизайн исследования 51
2.2. Клиническая характеристика пациентов 54
2.3. Методы исследования 56
2.3.1. Клинические методы 56
2.3.2. Инструментальные методы 57
2.3.3. Биохимические методы 61
2.3.4. Статистические методы 65
2.3.5. Оценка эффективности дентальной имплантации 65
2.3.6. Компьютерные методы и методы машинного обучения 66
ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА КОМПЬЮТЕРНОГО МЕТОДА, БАЗЫ ЗНАНИЙ И ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ВРАЧЕБНЫХ РЕШЕНИЙ ПО ВЫБОРУ КОНСТРУКЦИИ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА 71
3.1. Формально-логическое описание компьютерного метода выбора конструкции дентального имплантата 71
3.2. Построение базы знаний по выбору конструкции дентального имплантата 78
3.3. Реализация системы поддержки принятия врачебных решений по выбору конструкции дентального имплантата 87

ГЛАВА 4. ОЦЕНКА РЕЗУЛЬТАТОВ И ЭФФЕКТИВНОСТИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ 101
4.1. Визуальная оценка конструкции имплантатов 101
4.2. Клинический осмотр 102
4.3. Рентгенологическая оценка остеоинтеграции 103
4.4. Исследование устойчивости имплантатов 107
4.5. Исследование минеральной плотности и уровня маркеров ремоделирования костной ткани у пациентов после дентальной имплантации предложенным методом 108
4.6. Исследование ферментов ПОЛ-АО ротовой жидкости 116
4.7. Исследование биохимических показателей ротовой жидкости, маркеров воспаления и остеорезорбции у пациентов до и после имплантации 128
4.8. Оценка эффективности дентальной имплантации 155
ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ 163
Заключение 168
Выводы 174
Практические рекомендации 176
Список сокращений и условных обозначений 178
Список литературы 179

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Дентальная имплантация является одной из основных технологий реабилитации пациентов с потерей зубов, обеспечивая высокое качество жизни и функциональную полноценность жевательного аппарата. Успех имплантации во многом зависит от правильного планирования и выбора конструкции имплантата (Кулаков А.А. и соавт. 2019; Байриков И.М., 2024; Glebova M.S. et al., 2023; Serebryanyy S. et al., 2024).

Выбор конструкции имплантата носит многофакторный характер. Он зависит от состояния и анатомических условий в полости рта: объема и качества костной ткани в зоне имплантации, типа адентии (причина дефекта зубного ряда), архитектоники (прочность, упругость и способность выдерживать нагрузки) кости, планируемой протезной конструкции, сопутствующих заболеваний и ряда других факторов (Лысов Д.Н. и соавт., 2020; Брайловская Т.В., и соавт., 2021; Гуляева О.А и соавт., 2024;). Процесс подготовки к имплантации требует от врача-стоматолога комплексного анализа клинической картины. На базе полученных данных специалисты ортопедического и хирургического профилей коллегиально определяют оптимальный тип имплантационной системы и формируют пошаговый протокол дальнейшего лечения (Рубникович С.П., Трояновская М.С., 2020.; Булгакова А.И. и соавт., 2020; Гажва С.И. и соавт., 2022; Байриков И.М. и соавт., 2023).

Несмотря на наличие клинических рекомендаций и опыта экспертов, процесс выбора имплантата зачастую остается субъективным. Врач опирается на собственные знания и опыт, которые могут варьировать, вследствие чего результаты планирования становятся неоднородными. Проблема усиливается в нестандартных ситуациях (дефицит костной ткани, сложная анатомия, сопутствующие патологии), где оптимальное решение не всегда очевидно. В связи с этим, актуальной задачей становится разработка систем поддержки принятия врачебных решений, способных на основе накопленных данных и

экспертных знаний помогать врачам объективно оценивать клиническую ситуацию, выбирать оптимальную конструкцию имплантата и планировать хирургическое вмешательство с учетом индивидуальных особенностей пациентов (Чиркин А.В. и соавт., 2022; Корнилов А.Г. и соавт., 2024).

С точки зрения медицинской информатики, дентальная имплантология представляет собой сложную междисциплинарную область, генерирующую большой объем разнородных данных. Профессионально грамотное проведение анализа и интерпретации всего спектра клинических данных – от результатов различных обследований и снимков компьютерной томографии (КТ) до детальных характеристик костных и мягких структур, а также итогов имплантационных вмешательств – является многогранной задачей. Особую трудность представляет необходимость учета специфических особенностей, присущих каждому отдельному клиническому случаю

В последние годы наблюдается возрастающий интерес к использованию методов искусственного интеллекта для поддержки врачебных решений в стоматологии. В частности, в имплантологии активно исследуются возможности искусственного интеллекта: от диагностики по изображениям до предсказания исходов лечения. Современные алгоритмы глубокого обучения нейронных сетей показывают значительную эффективность при автоматизированной идентификации дентальных имплантатов на основе анализа рентгенографических изображений (Колсанов А.В. и соавт., 2021; Попов Н.В. и соавт., 2023; Савин К.Д. и соавт., 2025.; Студеникин Р.В., 2025).

Тем не менее, специальные программные инструменты, направленные именно на выбор типа имплантата до операции, пока развиты недостаточно. В стоматологии упоминается более 30 систем поддержки принятия решений, которые классифицируются на семь подкатегорий по специальным признакам. И только к одной подкатегории относятся системы поддержки принятия решений (СППР), посвященных планированию дентальной имплантации (Севбитов А.В. и соавт., 2019; Долгалев А.А. и соавт., 2022; Саакян М.Ю. и соавт., 2023; Рубникович С.П. и соавт., 2024). Появление подобных систем показывает

востребованность исследований в данном направлении и перспективность применения методов ИИ и математического моделирования для обоснования клинических решений. Однако существующие подходы, как правило, либо опираются только на экспертные знания (правила, классификации), либо исключительно на данные (машинное обучение), каждый из которых имеет ограничения. Чисто экспертные системы страдают жесткостью правил и трудностью масштабирования знаний, а чисто статистические модели требуют больших массивов качественных данных и мало объяснимы для пользователя-врача.

В этой связи, представляет интерес гибридный подход, сочетающий экспертные правила с методами машинного обучения. Такой подход позволит объединить достоинства двух парадигм: формализованного клинического опыта и адаптивного выявления скрытых закономерностей в данных. Гибридная интеллектуальная система может обучаться на реальных клинических кейсах, уточняя рекомендации на основе статистических корреляций, и одновременно опираться на проверенные правила, обеспечивая клиническую интерпретируемость и соответствие стандартам лечения. Разработка отдельного программного модуля, реализующего подобный алгоритм, позволит интегрировать его в клиническую практику.

Таким образом, актуальность представленной темы исследования обусловлена насущной потребностью в инструментах ИИ, способных повысить объективность и качество врачебных решений при выборе конструкции дентального имплантата.

Степень разработанности темы исследования

Анализ научных источников показывает, что вопросы дентальной имплантации достаточно широко представлены в экспериментальных и клинических исследованиях. Существенное внимание уделяется изучению биомеханики имплантатов, процессам остеоинтеграции, влиянию геометрических и поверхностных характеристик на распределение напряжений в системе «кость–имплантат», а также применению различных материалов (Повернов П.А. и соавт.,

2022; Волокитина Е.А. и соавт., 2024; Туркина А.Ю. и соавт., 2024; Rahmanivahid P. et al., 2020; Sikri A. et al., 2022; Sahai N. et al., 2024; Yuxi W. 2025). Широко используется метод конечных элементов для моделирования напряженно-деформированного состояния имплантатов в различных клинических условиях (Дьяченко Д.Ю. 2021; Сергеев Ю.А. и соавт. 2023; Oliveira H. et al., 2020; Andrade M. et al., 2021; Alemayehu D. et al., 2021).

В то же время вопросы системной формализации знаний и разработки интеллектуальных алгоритмов поддержки принятия врачебных решений в имплантологии остаются недостаточно разработанными. Большинство существующих программных решений ориентированы на визуальное планирование и навигацию, не включая механизмы логического вывода и анализа клинических параметров. Работы, посвященные применению машинного обучения, в основном сосредоточены на диагностике и прогнозировании осложнений, но редко интегрируются с экспертными правилами и базами знаний (Иванов А. Е. и соавт. 2025; Szejka A. et al., 2014; Biasi V. et al., 2018; Hingsammer L. et al., 2019; Santonocito D. et al., 2021).

Онтологические исследования в стоматологии представлены отдельными международными разработками, направленными на стандартизацию терминологии и описание процедур и материалов (Duncan W.D. et al., 2020; Dutta N. et al., 2023; Goldberg L. et al., 2023; Kukreja B. 2025). Однако специализированная онтология цифрового персонифицированного дентального имплантата, ориентированная на поддержку выбора конструкции, в доступных источниках не представлена.

Таким образом, тема диссертационного исследования подчеркивается недостаточной степенью системной проработки знаний в области применения систем ИИ в стоматологии и находится на стыке медицинской информатики и клинической стоматологии.

Цель исследования

Повысить эффективность дентальной имплантации за счет применения системы поддержки принятия врачебных решений на основе технологии искусственного интеллекта.

Задачи исследования

1. Провести анализ результатов дентальной имплантации на основе изучения различных имплантационных систем, традиционных и цифровых подходов.

2. Разработать компьютерный метод выбора конструкции цифрового персонифицированного дентального имплантата.

3. Разработать способ изготовления персонифицированного дентального имплантата на основе компьютерного метода.

4. Реализовать прототип программного обеспечения системы поддержки принятия врачебных решений по выбору конструкции цифрового персонифицированного дентального имплантата.

5. Провести сравнительную оценку эффективности стандартного и разработанного дентального имплантата на основании системы принятия врачебных решений.

Научная новизна

Научная новизна проведенного исследования определяется совокупностью полученных результатов, свидетельствующих о создании и внедрении нового подхода к выбору конструкции дентального имплантата.

- **Впервые предложен дентальный имплантат**, при этом на основе данных КЛКТ рассчитывают габаритные длину и диаметр имплантата, шаг и минимальную глубину однозаходной резьбы его имплантируемой части с учетом средней плотности костной ткани, после чего формируют имплантат с рассчитанными индивидуальными размерами и параметрами резьбы (патент РФ на полезную модель № 240553 от 19.01.2026, патент РФ на изобретение № 2856586 от 24.02.2026), (п. 4 «Разработка и совершенствование методов дентальной имплантации» специальности 3.1.7. Стоматология).

- **Впервые разработан компьютерный метод выбора конструкции цифрового персонифицированного дентального имплантата**, отличающийся от аналогов способом задания параметров и правил расчета в базе знаний и позволяющий сократить время планирования дентальной имплантации за счет

частичной параметризации трёхмерной модели анатомических структур пациента по данным конусно-лучевой компьютерной томографии и внутриротового сканирования, обработанным с использованием технологий искусственного интеллекта (свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2022683245 РФ от 02.12.2022, свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2026616962 РФ от 12.03.2026), (п. 3 «Разработка компьютерных методов, баз данных и программных средств для получения, накопления, обработки, передачи и систематизации медицинских и экологических данных с целью использования в лечебно-диагностическом, реабилитационном, профилактическом, образовательном процессах» специальности 3.3.9. Медицинская информатика).

Теоретическая и практическая значимость работы

Теоретическая значимость исследования заключается в расширении фундаментальных представлений о процессах остеоинтеграции и реакции периимплантатных тканей в зависимости от типа имплантата. Полученные данные демонстрируют, что персонифицированное изготовление имплантата, основанное на индивидуальных анатомо-физиологических параметрах, создает условия для более физиологичного течения репаративного остеогенеза: ускоряется формирование костно-имплантатного контакта, раньше восстанавливается минеральный обмен, снижается выраженность оксидативного стресса и воспалительной реакции. Получили дальнейшее развитие методологические основы медицинской информатики применительно к задачам дентальной имплантологии, связанных с интеллектуализацией процессов диагностики, планирования и выбора конструкции дентального имплантата. В работе расширены представления о параметризации медицинских изделий за счет формализованного описания геометрических, биомеханических и функциональных характеристик имплантатов с учетом индивидуальных особенностей пациента и параметров костной ткани.

Практическая значимость работы определяется разработкой и внедрением в клиническую практику способа изготовления индивидуального дентального имплантата, применение которого обеспечивает:

- снижение частоты послеоперационных осложнений на 32,5% (p=0,001) по сравнению со стандартной имплантационной системой AnyRidge;
- повышение вероятности успешной остеоинтеграции на 15%;
- сокращение явлений остеопороза в зоне операции на 27,5% (p=0,0063).

Разработанная система поддержки принятия врачебных решений с модулем автоматического определения плотности костной ткани на основе сверточной нейронной сети ResNet-34 позволяет в автоматизированном режиме рассчитывать геометрические параметры имплантата (длина, диаметр, шаг и глубина резьбы) по данным КЛКТ, что сокращает время планирования, минимизирует субъективность выбора и может быть интегрирована в цифровой протокол дентальной имплантации.

Результаты исследования могут быть рекомендованы для использования в стоматологических клиниках, занимающихся дентальной имплантацией, а также в образовательном процессе при подготовке врачей-стоматологов и челюстно-лицевых хирургов.

Кроме того, результаты исследования могут быть использованы в образовательном процессе при подготовке врачей-стоматологов. Разработанный алгоритм и программное обеспечение могут служить учебной моделью для освоения современных цифровых технологий, методов искусственного интеллекта и принципов интеллектуальной поддержки принятия решений в клинической стоматологии.

Методология и методы диссертационного исследования

Методологическая основа исследования поставлена в соответствии с целью и задачами. В работе использовались системный научный подход, научные принципы объективности, принцип единства теории и практики, принципы доказательной медицины, практической реализуемости, принципы контролируемого исследования и статистического анализа.

В работе использованы клинические, биохимические и математические методы, а также методы медицинской визуализации, компьютерного моделирования, машинного обучения, анализа данных. Для реализации

поставленных целей и задач был проведен анализ современных литературных данных отечественных и зарубежных авторов. Разработан дизайн исследования на основе анализа отечественной и зарубежной литературы. Работа проведена в дизайне рандомизированного открытого, проспективного, контролируемого, сравнительного, клинического исследования.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Способ изготовления персонифицированного дентального имплантата позволяет рассчитать габаритные длину и диаметр имплантата, шаг и минимальную глубину однозаходной резьбы его имплантируемой части с учетом средней плотности тканей пародонта, после чего сформировать имплантат с рассчитанными индивидуальными размерами и параметрами резьбы (п. 4 «Разработка и совершенствование методов дентальной имплантации» специальности 3.1.7. Стоматология).

2. Разработанный персонифицированный дентальный имплантат на основе системы поддержки принятия врачебных решений обладает повышенной эффективностью по сравнению со стандартной имплантацией и может быть интегрирован в цифровой рабочий процесс стоматологической клиники (п. 10 «Разработка цифровых технологий в стоматологии» специальности 3.1.7. Стоматология).

3. Компьютерный метод и база знаний выбора конструкции цифрового персонифицированного дентального имплантата позволяют сократить время планирования дентальной имплантации за счет частичной параметризации трехмерной модели анатомических структур пациента по данным конусно-лучевой компьютерной томографии (п. 3 «Разработка компьютерных методов, баз данных и программных средств для получения, накопления, обработки, передачи и систематизации медицинских и экологических данных с целью использования в лечебно-диагностическом, реабилитационном, профилактическом, образовательном процессах» специальности 3.3.9. Медицинская информатика).

Личное участие автора в получении результатов

Автором лично осуществлены анализ и систематизация научных источников; разработан компьютерный метод выбора конструкции цифрового персонифицированного дентального имплантата; предложен способ изготовления индивидуального имплантата, включающий определение плотности костной ткани пациента по данным КЛКТ, а также формализацию знаний и построение базы знаний; выполнены проектирование и программная реализация системы поддержки принятия врачебных решений; проведена апробация разработанного подхода, включая выполнение дентальной имплантации, послеоперационное наблюдение пациентов и проведение перевязок; осуществлены анализ и интерпретация полученных результатов, а также подготовка научных публикаций по теме исследования.

Степень достоверности полученных результатов

Высокий уровень достоверности экспериментально-клинического исследования обеспечивается анализом современной отечественной и иностранной литературы по теме исследования, что позволило разработать дизайн исследования, сравнить и интерпретировать полученные собственные результаты с имеющимися литературными данными, а также проведением анализов в аккредитованных лабораториях, посредством использования современных научных методов (клинические, биохимические и математические методы, а также методы медицинской визуализации, компьютерного моделирования, машинного обучения, анализа данных); включением достаточного количества пациентов в исследование и использованием адекватных поставленным задачам методов статистической обработки данных с помощью пакета программ STATISTICA Application 10.0.1011.0.

В соответствии с поставленными задачами исследования выполнялся расчет частотных таблиц, как одномерных, так и многоуровневых и расчет элементарных статистик: среднее значение (M), ошибки средних (m), стандартное отклонение (σ), расчет долей (%); сравнительный анализ качественных параметров в

исследуемых группах с применением непараметрических методов анализа. Критическое значение уровня значимости – 0,05.

Достоверность результатов обеспечивается использованием современных методов исследования, достаточным объемом клинических данных, корректной статистической обработкой, сопоставлением полученных результатов с данными отечественных и зарубежных исследований, а также апробацией разработанного алгоритма в условиях практического применения.

Апробация результатов исследования

Материалы исследования доложены на научно-практической конференция с международным участием «Прорывные технологии в стоматологии», Самара, 16 февраля 2024 г.; Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Миргазизовские чтения. Инновационные технологии в стоматологии: ответы на современные вызовы и перспективы развития» в рамках Форума «Стоматология Татарстана-2024» 24 мая 2024 года, г. Казань; Научно-практической медицинской конференции «Междисциплинарная стоматология», 18 октября 2024, Ульяновск; Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Современная стоматология: интеграция науки и практики», 27 – 28 марта 2025, Уфа; Юбилейной XV международной научно-практической конференции «Стоматология северной столицы: от мечты к реалиям». Пленарное заседание, 07 октября 2025 г., Санкт-Петербург)

Внедрение результатов исследований

Способ изготовления индивидуального дентального имплантата внедрен в практику в государственное бюджетное учреждение здравоохранения Самарской области «Самарская стоматологическая поликлиника № 3», в государственное бюджетное учреждение здравоохранения Самарской области «Самарскую городскую клиническую стоматологическую поликлинику № 1», в ООО «Центр комплексной стоматологии» (г. Самара), ООО «ДЕНС» (г.Самара).

Основные положения диссертации используются в преподавании на кафедре терапевтической стоматологии с курсом остеопатии, в ходе подготовки

врачей и клинических ординаторов по специальности 3.1.7. Стоматология, на циклах повышения квалификации врачей-стоматологов ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России.

Компьютерной метод выбора конструкции цифрового персонифициванного дентального имплантата, база знаний и система поддержки принятия врачебных решений, предложенные в диссертации, внедрены в Передовой медицинской инженерной школе ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России при проведении учебной практики и в учебном процессе магистратуры по направлению 09.04.01. Информатика и вычислительная техника.

Связь темы диссертации с планом основных научно-исследовательских работ университета

Диссертационная работа выполнена в соответствии с тематикой и планом научной деятельности ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России «Этиология, патогенез, эпидемиология, особенности клинического течения стоматологических заболеваний. Профилактика, диагностика, разработка методов лечения и реабилитация» (гос. регистрация № 125103012422-9). Реализация программного обеспечения произведена с использованием разработок Передовой медицинской инженерной школы СамГМУ (направления исследований «Создание и разработка систем поддержки принятия врачебных решений (СППВР) и дистанционного мониторинга здоровья», «Разработка персонифицированных имплантатов»).

Соответствие паспорту научной специальности

Область исследования, а также сформулированные в работе положения и выводы полностью соответствуют Паспорту научной специальности 3.1.7. «Стоматология» по направлениям исследования: п. 4 «Разработка и совершенствование методов дентальной имплантации», п. 10 «Разработка цифровых технологий в стоматологии»; Паспорту научной специальности 3.3.9. «Медицинская информатика» по направлениям исследования: п. 3 «Разработка компьютерных методов, баз данных и программных средств для получения, накопления, обработки, передачи и систематизации медицинских и экологических

данных с целью использования в лечебно-диагностическом, реабилитационном, профилактическом, образовательном процессах».

Публикация результатов исследования в научной печати

По результатам исследования опубликовано 9 печатных работ, из них 6 - в журналах, рекомендованных ВАК Минобрнауки РФ для публикации материалов кандидатских и докторских диссертаций по специальности 3.1.7. Стоматология, из которых 1 статья в журнале, входящем в научную базу данных Scopus; 3 – в журналах, рекомендованных ВАК Минобрнауки РФ для публикации материалов кандидатских и докторских диссертаций по специальности 3.3.9. Медицинская информатика.

Получено свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2022683245 Российская Федерация «Количество витков резьбы имплантата», (заявка № 2022683053 от 30.11.2022: зарег. 02.12.2022); получен патент на полезную модель № 240553 Российская Федерация «Индивидуальный дентальный имплантат» (заявка № 2025134026 от 03.12.2025: зарег. 19.01.2026); получено свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2026616962 Российская Федерация «Программная система поддержки принятия врачебных решений по выбору конструкции дентального имплантата» (заявка № 2026615891 от 06.03.2026: зарег. 12.03.2026); получен патент на изобретение № 2856586 Российская Федерация «Способ изготовления индивидуального дентального имплантата» (заявка № 2025134011 от 03.12.2025: зарег. 24.02.2026).

Объем и структура диссертационной работы

Структура диссертационного исследования включает введение, пять глав, состоящие из семнадцати параграфов, заключение, выводы, практические рекомендации, а также список использованной литературы, включающий 146 источников. Работа содержит 51 рисунок и 21 таблицу. Общий объем исследования составляет 197 страниц.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Эволюция систем дентальных имплантатов и их классификация

Дентальная имплантация за последние десятилетия превратилась в неотъемлемую часть современной стоматологии, предлагая надёжный способ восстановления утраченных зубов и улучшения качества жизни пациентов.

Первые поколения современных дентальных имплантатов появились в 1960-70-х гг. благодаря работам Бранемарка И. и коллег, продемонстрировавшим успешную остеоинтеграцию титана. Классические имплантаты Бранемарка представляли собой цилиндрические винты из коммерчески чистого титана с внешней резьбой и гладкой (машинной) поверхностью. Их установка осуществлялась двухэтапно: сначала имплантат погружался под слизистую для заживления, а спустя несколько месяцев проводилось протезирование. Несмотря на высокую биосовместимость титана, ранние имплантаты имели ограниченную первичную стабильность в кости, требовали длительного срока остеоинтеграции и обладали относительно высокой жесткостью, что могло приводить к неравномерному распределению нагрузки [69].

Со временем дизайн имплантатов оптимизировался. В 1980-90-х годах произошёл переход от цилиндрической формы к конической (конусообразной) форме имплантата, лучше имитирующей корень зуба. Конические имплантаты облегчают установку в ограниченном объёме кости и обеспечивают более высокую первичную стабилизацию, особенно в мягкой костной ткани. Также были усовершенствованы резьбовые характеристики: появились варианты резьбы с переменным шагом и глубиной, улучшающие распределение жевательной нагрузки и облегчающие фиксацию имплантата в кости. Более равномерное распределение нагрузки снижает напряжение в окружающей кости и способствует долгосрочному сохранению костного уровня [125, 117].

Важно отметить эволюцию соединения имплантата с абатментом. Первоначально применялись внешние шестигранные соединения, однако они

имели риск микроподвижности и расшатывания винта. Современные имплантаты оснащаются внутренним соединением (конусным или шестигранным внутренним интерфейсом), что повышает механическую стабильность узла «имплантат-абатмент» и герметичность стыка. Конусное соединение снижает микродвижения и микропроникновение бактерий, тем самым уменьшая воспаление и резорбцию кости на гребне. Дополнительно внедрение концепции платформ-свитчинга (уменьшенный диаметр абатмента относительно платформы имплантата) помогло лучше сохранять маргинальную кость вокруг имплантата, что было подтверждено клиническими исследованиями [12].

Одним из ключевых направлений улучшения имплантатов стала модификация их поверхности для ускорения и усиления остеоинтеграции [27, 3]. Гладкая поверхность первых имплантатов обеспечивала предсказуемую остеоинтеграцию, но относительно медленную. В 1990-х годах появились имплантаты с шероховатой поверхностью – получение микрошероховатости достигалось пескоструйной обработкой крупным абразивом и кислотным травлением (SLA – sand-blasted, large-grit, acid-etched) либо плазменным напылением гидроксиапатита. Шероховатая поверхность увеличивает площадь контакта имплантата с костью и служит матрицей для прикрепления остеобластов [139]. В результате существенно сокращается время интеграции и повышается прочность соединения кость-имплантат. Например, поверхности SLA продемонстрировали более быстрое образование костного контакта и позволили сократить период нагрузки имплантата по сравнению с гладкими поверхностями [20]. Таблица 1.1 обобщает эволюцию поверхностей имплантатов и их влияние на остеоинтеграцию.

Современные исследования направлены на создание нанотекстурированных и биологически функциональных поверхностей имплантатов. Применяются методы анодирования, лазерной нанолитографии, нанесения нанопокрытий с биологически активными молекулами (например, пептидами, факторами роста). Такие наноповерхности могут одновременно улучшать остеоинтеграцию и препятствовать бактериальной колонизации, снижая риск периимплантита [54].

Таким образом, эволюция поверхностей – от гладких к микро- и нанотекстурированным – существенно повысила эффективность имплантатов.

Таблица 1.1 - Эволюция поверхности имплантатов и влияние на остеоинтеграцию

Тип поверхности	Метод получения	Влияние на остеоинтеграцию
Гладкая (машинная)	Механическая обработка без шероховки	Базовый уровень остеоинтеграции; медленное формирование костного контакта.
Травлёная кислотой	Травление сильными кислотами	Образование микропор; увеличение площади контакта, ускорение прикрепления кости.
Пескоструйная + травление (SLA)	Абразивная обработка крупным песком + кислотное травление	Выраженная микро- и макрошероховатость; ускоренная остеоинтеграция, высокая прочность контакта.
Напыление гидроксиапатита	Плазменное нанесение HA-покрытия на титановую основу	Биологически активная поверхность, стимулирующая костную аппозицию; быстрый старт остеоинтеграции (но риск деградации покрытия со временем).
Наноструктурированная	Нанопокрытия (оксидирование, лазерная обработка, наночастицы)	Имитация нанорельефа кости; повышенная клеточная адгезия, потенциал для ускоренного заживления и антибактериального эффекта.

Источник: составлено автором по [20,139]

Титан и его сплавы остаются стандартом имплантологии благодаря уникальному сочетанию биосовместимости и прочности. Коммерчески чистый титан (Grade 4) исторически применялся наиболее широко. Однако у титана модуль упругости (110 ГПа) значительно выше, чем у кости (14–30 ГПа), что создает эффект “экранирования” нагрузки: часть нагрузки не передается кости, приводя к её перестройке и потере плотности вокруг имплантата [51, 106]. Для уменьшения этого эффекта введены сплавы титана. Распространён сплав Ti-6Al-4V (титан с 6% алюминия и 4% ванадия), обладающий повышенной прочностью, позволяющей изготавливать имплантаты меньшего диаметра без потери устойчивости. Также был предложен сплав титана с цирконием (Ti-Zr). Добавление 13-15% циркония увеличивает прочность и усталостную выносливость имплантата [103]. В клинике сплав Ti-Zr применяют, например, для узких имплантатов в областях с ограниченным объёмом кости – это позволяет

избежать костной пластики, сохраняя при этом надёжность конструкции. Биосовместимость сплава Ti-Zr остаётся высокой, а остеоинтеграция сопоставима с чистым титаном.

Альтернативой металлам стали керамические имплантаты на основе диоксида циркония. Циркониевые имплантаты привлекают внимание из-за своего белого цвета (эстетичнее при тонкой десне, нет серого просвечивания) и отсутствия металлов в составе, что важно для пациентов с аллергией на металлы. Исследования показывают, что процент выживаемости циркониевых имплантатов за 5 лет достигает 95% [52], что сравнимо с показателями титана. Кроме того, на циркониевой поверхности наблюдается меньше бактериального налёта и воспалительной реакции в мягких тканях по сравнению с титановыми имплантатами [53]. Тем не менее, у циркония есть ограничения – хрупкость материала. Ранние конструкции представляли собой монолитные (одноэтапные) имплантаты без отдельного абатмента, чтобы исключить слабое звено в виде винтового соединения. Однокомпонентные циркониевые имплантаты показали успешные результаты, но их протезирование затруднено отсутствием вариативности угла наклона абатмента. Недавние разработки позволили создать двухэтапные циркониевые системы (имплантат + прикручиваемый абатмент), в которых применяются прочные циркониевые или гибридные абатменты [6]. Однако необходимость соединения разных материалов (например, титановый винт в циркониевом имплантате) требует дальнейших исследований надежности такой комбинации. В целом, благодаря усовершенствованию материалов (например, цирконий, упрочненный оксидом алюминия) и поверхностной обработке, современные циркониевые имплантаты демонстрируют высокую успешность и всё чаще используются в клинике как эстетичная альтернатива титану [6].

Помимо металлов и керамики, исследуются полимерные и композитные материалы для имплантатов. Наибольший интерес представляет полиэфирэфиркетон (PEEK) – высокопрочный термопластичный полимер. PEEK имеет модуль упругости близкий к костному (примерно 4 ГПа при армировании),

что практически устраняет эффект экранирования нагрузки [33]. Он химически инертен, не вызывает коррозии, его цвет близок к цвету зуба, что исключает темное просвечивание сквозь десну. С конца 1990-х PEEK применялся в медицине (ортопедия, нейрохирургия), а с 2010-х ведутся работы по его использованию в дентальной имплантологии [33]. Однако ключевая проблема – биологическая инертность PEEK: он не интегрируется с костью без специальной обработки поверхности. Поэтому разрабатываются методы модификации PEEK-имплантатов: плазменное травление, нанесение биоактивных покрытий (например, кальций-фосфатных), добавление наночастиц для повышения остеокондуктивности. Пока что PEEK-имплантаты находятся на стадии исследований и клинических испытаний. Тем не менее, перспективы использования PEEK и композитов (например, смеси PEEK с керамикой или углеродным волокном) весьма привлекательны – они могут сочетать прочность, приближенную к металлам, с эластичностью и эстетикой, превосходящей металлы [30]. Цель таких материалов – имитировать естественный периодонт (амортизирующий слой вокруг зуба) и снизить нагрузку на кость при жевании.

Для наглядного сравнения свойства основных материалов имплантатов представлены в таблице 1.2.

Из таблицы видно, что титан остается основным материалом благодаря оптимальному балансу свойств. Цирконий и перспективные полимеры позволяют решать узкие задачи – эстетика, аллергия на металлы, гибкость конструкции. Наиболее перспективны комбинированные подходы, где прочный титановый каркас сочетается с эстетичными и функциональными покрытиями и элементами из других материалов.

Нами в ходе исследования были изучены различные подходы к классификации имплантационных систем. Их систематизация позволила определить наиболее распространенные критерии классификации, включающие материал конструкции, макро-геометрию и размеры, тип соединения имплантата и абатмента, компоновку и уровень шейки, характеристики поверхности, способ фиксации ортопедической конструкции и область применения.

Таблица 1.2 - Основные материалы дентальных имплантатов и их характеристики

Материал	Преимущества	Ограничения / проблемы
Чистый титан (Grade 4)	Высокая биосовместимость; доказанная остеоинтеграция; прочность	Высокий модуль упругости (жестче кости) – риск «stress-shielding»; возможна минимальная коррозия в биосреде.
Сплав Ti-6Al-4V	Выше прочность, чем у чистого Ti; позволяет меньший диаметр имплантата; хорошая остеоинтеграция	Содержит Al и V (в чистом виде цитотоксичны, но в сплаве стабильно); немного ниже биосовместимость, чем у чистого Ti.
Сплав Ti-Zr (например, ~85%Ti-15%Zr)	Повышенная прочность и усталостная долговечность; возможность узких имплантатов; высокая остеоинтеграция и биосовместимость	Более дорогой материал; ограниченные долгосрочные данные (в сравнении с Ti).
Диоксид циркония	Эстетичный (белый цвет, нет серого оттенка); полностью безметалловый; отличная биосовместимость; коррозионная стойкость; низкое скопление зубного налёта	Хрупкость керамики – риск раскола (особенно в двухэтапных системах); сложность обработки (не гнётся, только фрезеруется); ограниченные размеры (не применяется для очень длинных или тонких имплантатов из-за прочности).
PEEK (полиэфирэфиркетон)	Близкий к кости модуль упругости – физиологичное распределение нагрузки; рентгенопрозрачность; отсутствие металлических ионов (нет риска аллергии); лёгкий вес	Биологически инертен – не связывается с костью без специальных покрытий; необходима модификация поверхности (плохая остеоинтеграция без неё); недостаточно клинических данных; ниже жёсткость, чем у металлов (может требоваться армирование).

Источник: составлено автором по [6, 33, 49, 51, 52, 53, 54, 103, 106]

Кроме того, в последние годы особое внимание уделяется цифровой совместимости систем – наличию библиотек скан-боди, возможностям интеграции с навигационной хирургией и 3D-печатью индивидуальных компонентов. В таблице 1.3 представлен развернутый анализ по каждому из указанных критериев.

Как видно из таблицы, геометрия имплантата играет ключевую роль в обеспечении первичной стабильности и распределении нагрузки на окружающую кость. Различают несколько основных типов имплантатов: цилиндрические, конические и цилиндроконические с активной резьбой.

Таблица 1.3 – Классификация существующих систем дентальных имплантатов

Критерий классификации	Основные варианты	Характеристики	Примеры систем / производителей
Материал	- Чистый титан (Grade 4) – Сплавы (Ti-6Al-4V, Ti-Zr) – диоксид циркония – полимеры (PEEK – чаще абатменты)	- 95-97% выживаемости – Ti-Zr: высокая прочность, узкие имплантаты –эстетика, низкая бактериальная адгезия, но хрупкость - близкий к кости модуль упругости, нет риска аллергии, легкий вес	Straumann Roxolid®, NobelActive (Ti) Straumann® PURE Ceramic, Zeramex XT (Zr)
Макро-геометрия	- Цилиндрические - Конические/ цилиндроконические - С активной резьбой (knife-thread, двойной шаг)	- высокая первичная стабильность в мягкой кости – высокий показатель первичной стабилизации	NobelActive®, Straumann BLX, MegaGen AnyRidge®
Размеры	- Стандартные (∅ 3.5–4.2 мм; L ≥10 мм) - Узкие (NDI ≤3.5 мм) - Короткие (≤8 мм) - Ультракороткие (≤6 мм)	- решение при узком гребне - альтернатива костной пластике	Straumann Roxolid NDI, Bicon Short Implant
Соединение имплантат–абатмент	- Внешнее шестигранное - Внутреннее шестигранное - Конусное соединение	Внутренние и конусное соединения снижают микроподвижность, повышают герметичность	Ankylos® (Morse taper), Astra Tech®, Straumann BLX
Концепция «Платформ-свитчинг»	- Присутствует - Отсутствует	- уменьшает нагрузку на маргинальную кость	Straumann BLX, Ankylos®
Уровень шейки	- Bone-level (BL) - Tissue-level (TL)	- эстетическая зона, требует контроля кости - микрозазор вынесен в десну, меньший риск воспаления	Straumann Bone Level/Tissue Level
Компоновка	- Однокомпонентные - Двухкомпонентные	- нет микрозазора, но ограничена ортопедия - гибкость CAD/CAM, замена абатментов	Straumann® PURE Ceramic (оба варианта), Zeramex® XT

Критерий классификации	Основные варианты	Характеристики	Примеры систем / производителей
Поверхность	- Гладкая	- медленная остеоинтеграция и меньшая площадь контакта	Straumann SLA/SLActive®, Nobel Biocare TiUnite®, BioHorizons Laser-Lok®
	- SLA / SLActive (пескоструй + кислотное травление, гидрофильность)	- ускоряют остеоинтеграцию	
	- анодированные	- увеличивают площадь контакта, высокая выживаемость	
	- лазерные микроканавки	- прикрепление соединительной ткани, снижение уровня маргинальной убыли кости	
Фиксация протеза	- Винтовая	- ремонтопригодность, нет остаточного цемента	Nobel Biocare ASC, стандартные винтовые абатменты
	– Цементная	- упрощение ортопедического этапа, риск периимплантита	
Особые конструкции	- Зигоматические	- атрофия верхней челюсти, выживаемость 96%	Nobel Biocare Zygoma, Southern Implants Pterygoid
	– Птеригоидные – Корнеаналоговые (3D-печать, экспериментально)	– Птеригоидные: альтернатива синус-лифтингу, выживаемость 95–98%	

Источник: составлено автором по [6, 33, 49, 51, 52, 53, 54, 103, 106]

Классические модели имели цилиндрическую форму и использовались в ранних системах. Они обеспечивают равномерное распределение нагрузки, но уступают коническим конструкциям в условиях мягкой кости.

Конические и цилиндроконические имплантаты обеспечивают более плотную посадку, особенно в костях низкой плотности (D3–D4). Коническая форма позволяет достичь высокой первичной стабилизации, что критически важно при протоколах немедленной нагрузки.

Современные системы используют специальные профили резьбы – двойной шаг, «knife-thread» и т. д. Эти решения позволяют уплотнять костную ткань при

вкручивании и увеличивать площадь контакта, что повышает показатели первичной стабилизации [12].

По размерам имплантаты классифицируются на стандартные, узкие, короткие, ультракороткие. Стандартными считаются имплантаты диаметром 3,5–4,2 мм и длиной от 10 мм и более [117]. Они применяются в большинстве клинических ситуаций и имеют наибольшую доказательную базу.

К категории «узкие» относятся имплантаты диаметром ≤3,5 мм [125]. Они используются при дефиците костного объёма, в межкорневых пространствах и при узком альвеолярном гребне. В свою очередь узкие также классифицируют на три категории: <3,0 мм, 3,0–3,25 мм и 3,3–3,5 мм. Современные исследования показывают сопоставимые показатели выживаемости узких и стандартных имплантатов при грамотном планировании.

Короткими называют имплантаты длиной ≤8 мм, ультракороткими – ≤6 мм. Они являются альтернативой костной пластике при выраженной атрофии альвеолярного отростка. Систематические обзоры подтверждают, что при правильном применении показатели выживаемости коротких имплантатов сопоставимы с длинными [117].

Тип соединения играет важную роль в биомеханике системы и сохранении маргинальной кости. По типу соединения имплантаты могут иметь внешнее шестигранное соединение, внутреннее шестигранное («конус Морзе») и конусное. Внешний шестигранник - классическое соединение, использовавшееся в первых системах. Недостатком является повышенный риск микроподвижности и развинчивания винта. Внутренние соединения обеспечивают лучшую стабильность, позволяет добиться практически герметичного соединения, снижая риск микроподтекания и развития периимплантита [76].

При подходе «платформ-свитчинг» диаметр абатмента меньше диаметра имплантата, что уменьшает нагрузку на маргинальную кость и снижает уровень ее убылей [102].

По компоновке и уровню шейки различают: однокомпонентные и

двухкомпонентные имплантаты, Bone-level и Tissue-level имплантаты [68, 132].

Однокомпонентные имплантаты имеют монолитную конструкцию, что исключает микрозазор и снижает риск бактериальной инфильтрации. Ограничением является низкая ортопедическая вариабельность.

Двухкомпонентные имплантаты состоят из имплантата и абатмента, соединённых винтом или конусным замком. Обеспечивают гибкость при протезировании, возможность коррекции углов наклона и совместимость с CAD/CAM-технологиями.

Bone-level имплантаты устанавливаются на уровне кости, что позволяет достигать высокого эстетического результата, особенно в зоне улыбки. Tissue-level имплантаты располагают микрозазор выше уровня кости, что снижает риск воспалительных осложнений [132].

Характеристики поверхности напрямую влияют на скорость и качество остеоинтеграции. Гладкая поверхность использовалась в ранних системах. Отличается более медленной остеоинтеграцией и меньшей площадью контакта. Метод пескоструйной обработки и кислотного травления создаёт умеренно шероховатую поверхность [139]. SLActive является гидрофильной модификацией SLA, ускоряющей остеоинтеграцию и позволяющей безопасно применять протоколы немедленной нагрузки.

Анодирование увеличивает толщину оксидного слоя и создаёт микропористую структуру, что способствует прикреплению костных клеток [24, 20]. Технология лазерных микротекстур формирует микроканавки, которые направляют рост соединительной ткани и снижают уровень маргинальной убыли кости [4].

Фиксация ортопедических конструкций осуществляется двумя способами. Винтовая фиксация позволяет легко демонтировать и ремонтировать протез и исключает риск остаточного цемента, но требует точного позиционирования имплантата. Цементная фиксация упрощает ортопедический этап и повышает эстетический потенциал. Недостаток такого способа – возможность остатка

цемента в периимплантатных тканях, что повышает риск воспалительных осложнений [34]. Современные системы предусматривают угловые винтовые каналы, что расширяет возможности винтовой фиксации даже в сложных клинических условиях.

По критерию «область применения (особые конструкции)» нами выделено 4 типа. Зигоматические имплантаты используются при выраженной атрофии верхней челюсти, процент выживаемости около 96% при сроке наблюдения более 6 лет [50]. Птеригоидные имплантаты позволяют фиксировать протезы в условиях дефицита кости без проведения синус-лифтинга, процент выживаемости составляет около 95–98% на горизонте 5–6 лет. Узкие, короткие и ультракороткие находят применение при дефиците костной ткани и являются альтернативой сложным костнопластическим операциям. Экспериментальные конструкции включают корнеаналоговые имплантаты и конструкции, созданные с применением 3D-печати. Эти направления пока находятся на стадии клинических испытаний и имеют ограниченную доказательную базу.

Современные подходы к проектированию имплантатов ориентированы не только на обеспечение надежной механической фиксации и благоприятных условий для биологической стабилизации, но и на формирование биомеханически адаптивных имплантационных систем, учитывающих индивидуальные анатомо-функциональные особенности пациента и направленных на повышение функциональной устойчивости ортопедической реабилитации. В отечественной имплантологии значительный вклад в развитие данного направления внес член-корреспондент РАН И.М. Байриков, научные труды которого посвящены проектированию альтернативных конструкций дентальных имплантатов, оптимизации их биомеханических характеристик и разработке персонализированных решений для сложных клинических случаев. В работе Байрикова И.М. и соавт. (2017), посвященной конструкционно новому разборному дентальному имплантату, впервые представлена концепция имплантационной системы, направленной на компенсацию резорбции костной

ткани в области шейки имплантата в отдаленные сроки функционирования ортопедической конструкции [1]. В предложенной конструкции внутрикостная часть состоит из апикального и промежуточного сегментов различной длины с возможностью разборного соединения, что позволяет после завершения резорбции адаптировать систему без удаления остеоинтегрированной апикальной части имплантата. Данная разработка ориентирована на создание адаптивных имплантационных конструкций, ориентированных на долгосрочную клиническую стабильность.

Еще одним направлением развития конструктивных решений стала разработка эндооссально-субпериостального имплантата, предназначенного для пациентов с выраженным дефицитом костной ткани [32]. Согласно патентному описанию, конструкция сочетает внутрикостную резьбовую часть и накостную фиксирующую пластину, снабженную подложкой из металлорезины. Дополнительным конструктивным элементом являются кольцеобразные втулки из металлорезины пористостью 70–80%, размещенные на внутрикостном резьбовом стержне. Разборное соединение внутрикостной и накостной частей обеспечивает возможность функциональной адаптации системы. Научное значение данной разработки заключается в попытке решить проблему недостаточного объема костной ткани без выполнения дополнительных костнопластических вмешательств, перераспределяя нагрузку между внутрикостными и накостными элементами конструкции.

Особое место занимает развитие концепции пористых дентальных имплантатов. В работе И.М. Байрикова и соавт. (2015) на дентальный имплантат предложена конструкция, включающая внутрикостную пористую цилиндрическую втулку из металлорезины и металлический стержень, фиксируемый внутри конструкции. Принципиальной особенностью данной системы является использование упругой металлорезиновой втулки, работающей как в радиальном, так и в осевом направлениях, что обеспечивает демпфирование функциональной нагрузки и снижение травматизации костной ткани [29].

Аналогичный подход представлен и в патенте на дентальный имплантат и способ его изготовления, где конструкция включает внутрикостную пористую цилиндрическую втулку из металлорезины, а технология изготовления направлена на обеспечение плотного контакта между конструкцией и костной тканью с уменьшением послеоперационной травматизации [28] Эти разработки демонстрируют инженерный подход к созданию имплантатов, обладающих не только фиксирующей, но и амортизирующей функцией.

Логическим продолжением концепции демпфирующих имплантационных систем стала разработка И.М. Байриковым дентального имплантата дюбельной системы [31]. Имплантат включает винт с тремя функционально различными резьбами, центрирующий наконечник и упругодемпфирующее кольцо со сквозной пористостью, выполненное из металлорезины с титановой проволокой и костной стружкой, полученной при формировании имплантационного ложа. Автор указывает, что конструкция позволяет предотвратить образование деформационных напряжений, пустот между имплантатом и костной тканью, а также повысить первичную стабильность в губчатой кости.

Перспективным направлением исследований является персонализированное проектирование имплантационных конструкций. В работе Ерисова Я.А. и соавт., посвященной способу и устройству для гибки персонифицированных имплантатов из реконструктивных титановых пластин, предложена технология, основанная на использовании данных компьютерной томографии пациента для программируемого формирования геометрии имплантационной конструкции [30] Авторы отмечают, что применение шаговых двигателей и цифрового управления позволяет повысить точность изготовления имплантатов и сократить предоперационную подготовку. Хотя данная технология относится преимущественно к реконструктивной хирургии, ее значение для имплантологии очевидно, поскольку она формирует методологическую основу пациент-специфического проектирования.

Таким образом, в настоящее время дентальные имплантаты трансформировались в сложные высокотехнологичные системы. Достижение высокой предсказуемости клинических результатов стало возможным благодаря внедрению инновационных конструктивных решений (в частности, конической формы, специфической геометрии резьбы и надежных внутренних соединений) и использованию передовых материалов, таких как современные сплавы, керамика и композиты. Тем не менее, текущий вектор развития дентальной имплантологии все отчетливее смещается в сторону интеграции цифровых протоколов проектирования и производства.

1.2. Современные подходы к планированию дентальной имплантации: сравнительный анализ осложнений при стандартном и цифровом протоколах

Реализации технологий персонифицированной медицины уделяется много внимания в области цифровой стоматологии. Ключевым вектором цифровизации в данной медицинской сфере является совершенствование подходов к индивидуализированному стоматологическому лечению. Эффективность процесса протезирования на имплантатах определяется тем, насколько точно и надежно выполнены сами конструкции, а также соответствием протоколов их инсталляции установленным отраслевым нормативам [5, 118, 135]. Применение цифровых технологий позволяет повысить точность, предсказуемость и скорость планирования и реализации лечения [7-10, 84, 94].

В своей работе А. Сикри проводит комплексный анализ инновационных решений, которые трансформируют современную цифровую имплантологию. Автор детально рассматривает внедрение таких передовых инструментов, как интраоральное 3D-сканирование, системы динамической навигационной хирургии и методы компьютерного моделирования (CAD/CAM), позволяющие достичь высокой точности при планировании и установке дентальныхимплантатов [128]. Цифровая стоматология предусматривает

применение различных цифровых технологий, в том числе конусно-лучевой компьютерной томографии, различных сканирующих устройств с фотограмметрией, систем автоматизированного проектирования (САПР, CAD), цифрового производства (CAM), быстрого прототипирования, 3D моделирования и 3D-печати [43, 26, 62, 112, 120, 144]. При этом используются различные современные материалы и технологии производства [141, 86].

Компьютерное планирование и навигационная хирургия. Широкое внедрение конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ, англ. CBCT) в стоматологии дало имплантологам мощный инструмент трехмерной диагностики. 3D-визуализация анатомии челюстей позволяет точно оценить объём и качество кости, расположение важных структур (нижнечелюстной нерв, пазуха и др.), тем самым улучшая отбор пациентов и планирование позиции имплантатов. Специальные программные комплексы для виртуального планирования (Implant Studio, coDiagnostiX, NobelClinician и др.) используются для проектирования имплантатов в трёхмерной модели челюсти. С их помощью врач-стоматолог-хирург может виртуально разместить имплантат оптимального диаметра и длины с учётом протетического положения будущей коронки (концепция обратного планирования от протеза). Такой цифровой протокол планирования повышает точность и предсказуемость лечения, особенно в сложных случаях, и улучшает коммуникацию между хирургом и ортопедом [39, 40, 48, 92].

Интеграция рентгенологических данных, результатов сканирования лица или электронной лицевой дуги с системами виртуального планирования обеспечивает трехмерную визуализацию твердых и мягких тканей и положения будущей реставрации, что приводит к повышению точности диагностики [91, 137]. Результаты успешного использования данных технологий на практике описаны в статьях [38, 41, 93, 142].

На основании цифрового плана изготавливаются хирургические шаблоны – проводники (навигационные каппы), которые надеваются на зубы или слизистую пациента во время операции. Шаблон, изготовленный по технологии CAD/CAM

или 3D-печати, имеет направляющие втулки под сверла, позволяющие осуществить сверление и установку имплантатов точно в тех координатах, которые были спланированы виртуально [22, 92]. Статическая шаблонная навигация доказала свою эффективность: в систематических обзорах отмечено, что использование хирургических шаблонов снижает погрешности позиции имплантата по сравнению с традиционным «свободным» методом установки. Клинически это означает более точное соответствие положения имплантата протетическому замыслу, уменьшение риска повреждения анатомических структур и, как следствие, снижение интра- и послеоперационных осложнений. Так, в исследовании ученых Медицинского университета Пловдива (Болгария) среднее отклонение имплантата от запланированной позиции при использовании шаблонов составило около 1 мм, тогда как при свободной установке обычно отклонения больше [92].

Кроме повышения точности, навигационные шаблоны улучшают и другие показатели лечения. Отмечается сокращение продолжительности хирургической процедуры и травматичности вмешательства за счёт возможности минимально инвазивной, «безлоскутной» установки имплантатов через небольшие проколы слизистой. Меньший разрез и отслойка тканей ведут к снижению боли и отёка после операции и быстрому восстановлению пациента.

Альтернативой статическим шаблонам выступают системы динамической навигации. Динамическая навигация (например, системы X-Guide, Navident) представляет собой компьютерно-оптическую систему отслеживания, которая в режиме реального времени фиксирует положение бормашины и пациента в пространстве и сопоставляет их с виртуальным планом имплантации. Хирург видит на экране траекторию сверления и может точно направлять инструмент согласно заданной позиции, углу и глубине. Преимущество динамической навигации – гибкость: нет необходимости изготавливать шаблон, можно вносить коррективы в план прямо по ходу операции, учитывая фактическую клиническую ситуацию. Точность современных навигационных систем сопоставима с

шаблонами: мета-анализ 32 исследований показал среднее отклонение в точке входа около 0,8 мм и угловое отклонение 3,8° при использовании динамической навигации, при этом оба компьютерно-ассистированных метода существенно превосходят свободную установку по точности положения имплантата [92].

Ограничением пока остается высокая стоимость оборудования и программного обеспечения, поэтому применение динамических систем концентрируется в крупных центрах. Ещё один перспективный шаг – роботизированная имплантация. В США уже внедрена система робот-ассистированной установки имплантатов Yomi (Neocis), представляющая собой устройство с программным управлением, контролирующее позицию и угол сверления в соответствии с планом. Роботизированная система обеспечивает стабилизацию инструмента и исключает отклонения от траектории, заданной виртуально. Первые отчёты указывают на высокую точность такого подхода, однако широкому распространению роботов препятствуют всё те же факторы – стоимость и сложность. Тем не менее, тенденция очевидна: навигационные технологии становятся стандартом имплантологической помощи, повышая безопасность и прогнозируемость лечения [22].

Внедрение *систем автоматизированного проектирования, CAD/CAM* технологий, позволяет повысить качество стоматологических услуг [46, 123, 64].

С точки зрения материалов, CAD/CAM открыла возможность применять в имплантологии новые высокопрочные эстетичные материалы. Так, диоксид циркония, который сложно обрабатывать вручную, теперь фрезеруется в виде абатментов и каркасов протезов на имплантах [17]. Компьютеризированное фрезерование обеспечивает точность соединения циркониевого абатмента с имплантатом и долговечность конструкции. Другой пример – литийдисиликатная керамика и нанокерамические композиты, которые благодаря CAD/CAM могут быть использованы для одиночных коронок на имплантатах, обеспечивая превосходную эстетику при достаточной прочности. Отечественный обзор литературы отмечает, что системы CAD/CAM уже позволяют изготавливать

протезы на имплантатах из самых разнообразных материалов – фарфора, композитов, диоксида циркония, металлов – с ювелирной точностью, недостижимой традиционными методами [17]. Постоянно разрабатываются и новые материалы, совместимые с цифровым производством, например высокопрочные стеклокерамики, современные композитные цементы и травильные технологии, улучшающие сцепление реставраций.

В результате внедрения цифровых оттисков и CAD/CAM значительно упростилась клинико-лабораторная фаза имплантации. Сократилось число визитов пациента (в отдельных случаях возможна концепция «одноэтапной имплантации» с изготовлением временной коронки в день операции). Повысилась точность протезирования, что снижает риск таких осложнений, как расцементировка коронок, переломы винтов или несоосность конструкции. Не менее важно, что цифровой подход обеспечивает воспроизводимость: если коронка или абатмент повреждены, по сохранённой цифровой модели их можно быстро повторно изготовить без новых слепков.

На практике важно выстроить эффективный бизнес-процесс персонифицированной высокотехнологичной стоматологии, включающий этапы диагностики, планирования, производства и установки имплантатов в условиях внедрения цифровых технологий [42,126]. Также важен протокол, включающий трехмерное моделирование, изготовление и предписывающий соблюдение требований к компьютерным и информационным технологиям на всех этапах медицинской помощи и реабилитации [17, 38]. Проблемам внедрения современных технологий 3D моделирования и печати в цифровой стоматологии также посвящены работы [72, 101].

Отдельное внимание уделяется применению *аддитивных технологий в цифровой стоматологии* [2, 60, 105]. Реализация данного стека технологий на практике невозможно без применения методов и средств трехмерного моделирования и распознавания образов, в том числе с использованием технологий искусственного интеллекта [104]. Различные вопросы и аспекты

применения искусственного интеллекта в цифровой стоматологии системно изложены в работах [34, 114, 109]. В статье Цай Дж. также описаны результаты обработки изображений в цифровой стоматологии [70]. В работе Сингх Р. приведен достаточно обширный обзор по комплексному применению систем автоматизированного проектирования, автоматизированного производства и передовых методов 3D-реконструкции при разработке и установке дентальных имплантатов [129].

Применение методов машинного обучения в диагностике и планировании имплантации. Одно из наиболее успешных направлений ИИ в стоматологии – автоматизация анализа рентгенологических и томографических изображений. В имплантологии это особенно актуально, поскольку планирование установки имплантата основывается на детальном анализе КЛКТ. Алгоритмы компьютерного зрения на базе *глубокого обучения* (нейросетей) уже используются для сегментации анатомических структур на снимках: автоматического выделения контуров челюстной кости, нижнечелюстного канала, полости верхнечелюстной пазухи, а также распознавания расположения соседних зубов. Например, авторы Каподиферро и др. (2024) в систематическом обзоре отмечают, что современные модели способны по данным томографии автоматически определять объём доступной кости и критические анатомические ориентиры с точностью, достаточной для клинического использования [100]. Это облегчает врачу этап планирования: на основе сегментированных данных можно в автоматизированном режиме подбирать возможные позиции имплантатов, избегая повреждения важных структур. Кроме того, ИИ эффективно применяется для анализа обычных двумерных рентгенограмм – панорамных и прицельных снимков. Разработаны алгоритмы, которые обнаруживают на них патологические изменения (например, очаги периимплантита), оценивают качество остеоинтеграции вокруг установленного имплантата, а также идентифицируют сами имплантаты [96].

Определение типа или модели уже установленного имплантата по рентгеновскому снимку – сложная задача даже для опытного врача, учитывая множество существующих систем. В этой области продемонстрирован впечатляющий результат применения глубокого обучения: нейросеть, обученная на тысячах рентгенограммах, может классифицировать типы имплантатов не хуже экспертов. Так, в исследовании Ли Дж. и соавт. (2021) средняя точность идентификации системы имплантата по панорамному снимку с помощью DL-алгоритма составила ~79%, тогда как у обычных врачей-стоматологов – лишь ~63%; при совместном использовании ИИ-ассистента точность идентификации системы имплантата выросла до 77–78% [96]. Более того, алгоритм показал сопоставимую с имплантологами-экспертами точность (около 88%) и помог выровнять уровень знаний: молодые врачи со службой ИИ классифицировали имплантаты почти так же успешно, как опытные имплантологи. Эти результаты свидетельствуют, что интеграция ML-инструмента непосредственно в практику (например, в виде функции в ПО просмотра рентгенограмм) способна повысить эффективность диагностики и сэкономить время на определение стратегии лечения, особенно в случае пациентов с ранее установленными имплантатами неизвестной системы.

Другим направлением диагностики является прогнозирование исходов до проведения операции. Здесь машинное обучение применяется для стратификации рисков и поддержки принятия решения о целесообразности имплантации или выборе особых мер предосторожности. Нейросетевые модели способны анализировать комплекс клинических данных – медицинские карты, результаты обследований, анамнез – и предсказывать вероятность осложнений или отторжения имплантата. Так, Ляхов П. и соавт. (2022) разработали нейросетевую систему прогнозирования успеха одиночного имплантата на основе статистических данных о пациентах [98]. Их модель учитывала десятки факторов (возраст, пол, состояние здоровья, параметры кости, параметры операции и др.), закодированных методом one-hot-encoding, и обучалась распознавать паттерны,

ведущие к успешной остеоинтеграции или к ранней потере имплантата. Полученная система продемонстрировала точность порядка 94,5% в распознавании случаев с благоприятным и неблагоприятным исходом имплантации. Авторы отмечают, что такой ИИ-инструмент может выполнять роль «второго мнения», автоматически выделяя даже неочевидные неблагоприятные факторы в каждом случае, и тем самым помогая имплантологу обратить на них внимание. Важно подчеркнуть, что решение о лечении остаётся за врачом – система лишь предоставляет дополнительную информацию и прогноз (в работе прямо указано, что прототип не является самостоятельным медицинским изделием и не ставит диагнозы без врача [98]). Тем не менее, подобные модели в перспективе могут быть интегрированы в электронные истории болезни или программное обеспечение кабинета имплантолога, автоматически оценивая риски при консультативном приёме. Например, при наличии у пациента тяжелого пародонтита, остеопороза или других отягчающих факторов, алгоритм может выдать предупреждение о высоком риске осложнений, предлагая рассмотреть альтернативные решения или дополнительные лечебные мероприятия.

Машинное обучение также применяется для оптимизации собственно параметров имплантации. В научной литературе описаны попытки использования *обучающихся алгоритмов* для расчёта наилучших характеристик имплантата и его расположения, исходя из требуемого распределения нагрузки. Например, с помощью нейронных сетей и генетических алгоритмов исследователи оптимизируют дизайн имплантатов – форму резьбы, пористость, длину – с целью минимизировать концентрацию напряжений в кости [14, 37, 25, 121]. Рой С. и соавт. (2018) показали, что искусственная нейросеть в сочетании с эволюционным алгоритмом способна подобрать индивидуализированный дизайн имплантата (диаметр, длина и структура поверхности) под конкретные условия кости пациента, добиваясь более равномерной передачи жевательной нагрузки на кость по сравнению со стандартными имплантатами [121]. Это направление находится

на стыке биомеханического моделирования и ИИ: сначала проводится серия расчетов методом конечных элементов для различных вариантов имплантата в данной модели кости, а затем нейросеть обобщает эти результаты и находит оптимум быстрее, чем прямой перебор вариантов. В итоге такой подход может лечь в основу *персонифицированного дизайна* имплантатов, печатаемых на 3D-принтере специально под пациента. Хотя до клинического внедрения еще далеко, уже сейчас очевидно, что ИИ-инструменты расширяют возможности планирования, выходя за рамки выбора из каталогов готовых систем, и позволяя проектировать имплантат под конкретную клиническую ситуацию.

Еще один пример – предсказание первичной стабильности имплантата. Первичная стабильность (степень фиксации имплантата сразу после установки) критически важна для успешной остеоинтеграции и возможности ранней нагрузки. Она зависит от качества кости и техники установки (в частности, режима сверления). В работе Альтальхи и соавт. (2023) была продемонстрирована система, которая на основе параметров сверления (скорость, крутящий момент, плотность кости по данным КЛКТ и др.) с точностью ~93% прогнозирует - будет ли достигнута достаточная первичная стабильность имплантата для немедленной нагрузки. Практически это означает, что ИИ может подсказать хирургу оптимальный протокол сверления и установки для конкретного имплантата, либо заранее предупредить о необходимости использовать вспомогательные методы (например, остеопластику или выбор имплантата большего диаметра) чтобы избежать подвижности имплантата после установки.

Экспертные системы также могут рекомендовать конкретные технические параметры имплантации. В исследованиях отмечается, что алгоритмы на основе правил способны автоматически предлагать план лечения не хуже экспертной оценки врача при работе с конкретной имплантационной системой [19]. Например, ИИ-решения позволяют с высокой скоростью обрабатывать результаты КЛКТ и 3D-сканирования, определяя оптимальное положение имплантатов в челюсти с учетом протетических требований. Иванов А. и соавт.

(2025) в обзорной работе по цифровым технологиям протезирования указывают, что интеграция ИИ обеспечивает автоматизированное составление плана лечения, выбор конструкции протезной работы и позиции имплантатов на основе анализа диагностических данных – что сокращает время планирования без потери точности [19]. Таким образом, базы знаний, сформированные на принципах доказательной стоматологии и экспертного опыта, в сочетании с алгоритмами вывода (правило-ориентированными или нечеткими) способны стандартизировать и улучшить принятие врачебных решений в имплантологии, особенно в типовых ситуациях.

Методы машинного обучения в имплантологии находят применение и в диагностических задачах (интерпретация снимков, идентификация систем, прогноз осложнений), и в собственно планировании (выбор и оптимизация конструктивных решений, параметров установки). Их эффективность уже подтверждена в исследованиях – по многим показателям они сравнимы или превосходят точность человека-эксперта [98]. Важное достоинство ML-алгоритмов – способность улучшаться по мере накопления данных: чем больше примеров клинических случаев с исходами будет доступно для обучения, тем точнее и «умнее» будут рекомендации системы. Однако внедрение таких решений на практике связано с развитием общей цифровой инфраструктуры в клинике – от наличия качественных цифровых протоколов ведения пациентов до интеграции с аппаратными системами планирования и навигации.

Реализация принципов персонифицированной медицины в цифровой стоматологии основана на разработке и параметризированной адаптации дентальных имплантатов по индивидуальным параметрам пациентов, например, посредством идентификации дентальных имплантатов с помощью рентгенографических изображений [57].

На основе данных, полученных с помощью цифровой рентгенографии, составляется точный план имплантации с учетом параметрической идентификации конструктивных переменных дентального имплантата, к которым

относится длина и толщина имплантата, толщина кортикальной кости и модуль упругости губчатой кости. Для расчета и исследования напряженно-деформируемых состояний имплантатов в выбранных параметрах и условиях имплантации широко применяется метод конечных элементов [42, 107, 145]. При этом учитывается сила захвата зуба, приложенная после имплантации и жевательная сила, которая возникает во время жевания. У разных пациентов длина, диаметр и угол расположения имплантатов значительно различаются в зависимости от состава и физических свойств хряща. Наиболее точным методом исследования является прямое моделирование системы «человеческая кость – имплантат» с последующим тестированием [75]. Численный метод конечных элементов позволяет предсказывать поведение материалов под нагрузкой и оптимизировать конструкции, а также методы их установки, что приводит к повышению долговечности и функциональности стоматологических реставраций и ортодонтических решений [15, 44].

На фоне высокой эффективности имплантологического лечения ключевой практической проблемой остается спектр осложнений, возникающих на различных этапах имплантационного лечения [18]. Развитие осложнений дентальной имплантации определяется комплексом хирургических, анатомических, биологических, ортопедических и системных факторов. При этом структура осложнений различается в зависимости от используемого подхода к планированию лечения. Традиционная дентальная имплантация, также обозначаемая в международной литературе как метод «свободной руки» (free-hand), предполагает установку имплантатов без применения цифровых систем навигации и хирургических шаблонов. Одной из ключевых проблем традиционной имплантации является ограниченность трехмерного контроля хирургического вмешательства [21, 143, 63]. Объективные измерения показывают значительную вариабельность результатов: в исследовании на КЛКТ-данных после имплантации по free-hand в 87% случаев выявлялось угловое отклонение между осями имплантатов до 27° при упоминаемом «допустимом» ориентире 7°, и ни в

одном случае не была отмечена параллельная установка имплантатов [21]. Это свидетельствует о высокой вероятности пространственных ошибок при традиционном подходе к имплантации.

В то же время цифровые технологии обеспечивают более высокую точность позиционирования имплантатов благодаря использованию конусно-лучевой компьютерной томографии, внутриротового сканирования и навигационных систем. По данным сравнительного исследования H. Younis и соавторов (2024), среднее угловое отклонение при традиционной имплантации составило 5,82°, тогда как при статической навигации - 2,52°, а при динамической навигации - 3,66° [143]. (см. таблицу 1.4)

Таблица 1.4 – Сравнение точности установки имплантатов при различных методах планирования

Показатель	**Традиционная имплантация**	**Статическая навигация**	**Динамическая навигация**
Платформенное отклонение, мм	1,36	0,92	0,99
Апикальное отклонение, мм	1,73	1,06	1,14
Угловое отклонение, °	5,82	2,52	3,66

Источник: составлено автором по данным Younis et al., 2024 [143].

Полученные данные подтверждают, что цифровое планирование способствует более точному позиционированию имплантатов и снижению риска повреждения анатомически значимых структур.

Осложнения могут возникать как во время операции, так и в раннем и позднем послеоперационных периодах. Наиболее значимыми осложнениями отдаленного периода являются периимплантатный мукозит и периимплантит. Структура поздних осложнений приведена в таблице 1.5 [55].

Таблица 1.5 – Структура поздних осложнений после дентальной имплантации

Вид осложнения	**Частота, %**
Периимплантатный мукозит и периимплантит	43,9
Подвижность и отторжение имплантата	38,8
Перелом шейки имплантата или фиксирующего винта	17,3

Источник: составлено автором по данным [55].

Следует отметить, что воспалительные осложнения являются основной причиной потери имплантатов независимо от способа планирования операции. Данный вывод подтверждается исследованиями Гуляевой О.А. и Аверьяновым С.В. (2017, 2024), Лепилина А.В. и соавт. (2019), Светлаковой Е.Н. и соавт. (2025) [11, 35, 36, 45]. Также необходимо отметить, что развитие осложнений определяется не только качеством планирования, но и состоянием организма пациента. Особенно высокий риск отмечается у пациентов с хроническими заболеваниями, сахарным диабетом, сердечно-сосудистой патологией и D-гиповитаминозом [47, 13]. Основные факторы риска развития осложнений представлены в таблице 1.6.

На основании проведенного анализа научной литературы по данной проблематике нами сформирована обобщенная сравнительная характеристика осложнений при различных подходах к планированию дентальной имплантации, приведенная в таблице 1.7.

Таблица 1.6 – Основные факторы риска развития осложнений дентальной имплантации

Группа факторов	**Основные факторы риска**
Системные	Сахарный диабет, сердечно-сосудистые заболевания, D-гиповитаминоз, остеопороз
Пародонтологические	Пародонтит в анамнезе, недостаточный объём кератинизированной десны
Гигиенические	Низкий уровень гигиены полости рта, наличие биоплёнки
Ортопедические	Остатки цемента, перегрузка конструкции, ошибки протезирования
Хирургические	Неправильное позиционирование имплантата, недостаточный объём кости

Источник: составлено автором по данным [11, 13, 23, 35, 36, 45, 47, 55]

Таблица 1.7 - Сравнительная характеристика осложнений и клинических показателей при традиционной и цифровой имплантации

Показатель	**Традиционная имплантация (freehand)**	**Статическая цифровая навигация**	**Динамическая цифровая навигация**
Платформенное отклонение, мм	1,36 ± 0,65	0,92 ± 0,38	0,99 ± 0,41
Апикальное отклонение, мм	1,73 ± 0,83	1,06 ± 0,49	1,14 ± 0,56
Угловое отклонение, °	5,82 ± 2,49	2,52 ± 1,26	3,66 ± 1,71
Частота ранней потери имплантатов, %	6,42 %	2,25 %	2,25–3,0 %
Относительный риск потери имплантата (RR)	1,00	0,29	~0,29–0,40
Среднее корональное отклонение, мм	1,27–1,90	0,78–1,20	0,85–1,25
Среднее апикальное отклонение, мм	1,80–2,50	1,00–1,60	1,10–1,70
Среднее угловое отклонение, °	5,0–10,0	2,0–4,5	2,5–5,0
Биологические осложнения	1,00	1,56 (не значимо)	1,5 (не значимо)
Механические осложнения	1,00	0,85 (не значимо)	0,75 (не значимо)

Источник: составлено автором по данным [56, 133, 140, 143]

Представленные в таблице данные свидетельствуют о статистически значимом преимуществе цифровых технологий имплантационного планирования по ряду ключевых клинических параметров.

Наиболее выраженные различия наблюдаются в показателях пространственной точности позиционирования имплантатов. При традиционной имплантации среднее платформенное отклонение составило 1,36 ± 0,65 мм, тогда как при статической навигации данный показатель снижался до 0,92 ± 0,38 мм, а при динамической навигации - до 0,99 ± 0,41 мм .

Аналогичная тенденция наблюдалась при анализе апикального отклонения. Для freehand-метода данный показатель составил 1,73 ± 0,83 мм, тогда как при использовании статической и динамической цифровой навигации он уменьшался

до 1,06 ± 0,49 мм и 1,14 ± 0,56 мм соответственно .

Особое клиническое значение имеет снижение углового отклонения, поскольку именно этот параметр напрямую влияет на ортопедическую ось будущей конструкции и риск механических осложнений. При традиционной имплантации среднее угловое отклонение составило 5,82 ± 2,49°, что более чем в два раза превышало показатели статической цифровой навигации (2,52 ± 1,26°) .

С точки зрения выживаемости имплантатов цифровые методы также демонстрируют преимущество. Частота потери имплантатов при цифровой имплантации составила 2,25 %, тогда как при традиционной имплантации - 6,42 %, что соответствует снижению относительного риска до RR = 0,29.

Это означает, что применение цифровых протоколов ассоциировано с почти трехкратным снижением риска потери имплантатов.

Вместе с тем данные по биологическим и механическим осложнениям требуют более осторожной интерпретации. Статистически значимых различий между подходами по биологическим (RR = 1,56; p > 0,05) и механическим осложнениям (RR = 0,85; p > 0,05) выявлено не было .

Следовательно, основное преимущество цифровых технологий заключается прежде всего в повышении хирургической точности и снижении риска грубых интраоперационных ошибок, тогда как долгосрочные биологические и ортопедические исходы остаются зависимыми от множества дополнительных факторов, включая качество хирургической техники, протетический этап лечения и индивидуальные особенности пациента.

Таким образом, цифровая дентальная имплантация рассматривается сегодня как системный инструмент снижения части осложнений, прежде всего связанных с ошибками планирования и позиционирования имплантатов, а также с травматичностью вмешательства при корректно выполненной безлоскутной операции. Внедрение методов и средств компьютерной симуляции в стоматологии обеспечивает возможность индивидуального подхода к лечению даже в условиях массового стоматологического приема. Однако в условиях серийного

производства и установки персонифицированных имплантатов проведение расчетов затруднено, в связи с чем, имеет смысл реализовать систему поддержки принятия врачебных решений, реализующую базу знаний параметрических дентальных имплантатов, адаптируемых по результатам компьютерной диагностики индивидуально для каждого пациента.

1.3. Параметризация дентальных имплантатов и инженерия знаний в цифровой имплантационной стоматологии

В информационной модели имплантата метод конечных элементов позволяет реализовать параметрическую подстройку структурных компонентов изделия в соответствии с индивидуальными анатомическими особенностями пациента. Для каждого конкретного случая можно разработать уникальный имплантат на базе индивидуальной трехмерной модели. Однако на практике такой подход будет отличаться высокой трудоемкостью и потребует больших временных затрат. В связи с этим, разработку персонифицированного имплантата разбивают на выбор типовой параметрической модели (шаблона) с последующей подстройкой параметров.

Обзор актуальных исследований в области цифровой стоматологии показал, что подобное разбиение можно считать стандартным для информационного представления имплантатов их адаптации для отдельных медицинских кейсов. Ниже приведены научные статьи, в которых предлагается исследование либо шаблонизированных стандартных имплантатов, для которых параметризация состоит в подстройке частных параметров под анатомические размеры отдельных пациентов. Соответственно, процесс разработки имплантата состоит в выборе изделия по медицинским показаниям с последующей параметрической настройкой.

Действительно, в работе Rahmanivahid P. и Heidari M. (2020) рассмотрено применение остеоинтегрированных дентальных имплантатов в зависимости от

различных факторов, таких как состояние костной ткани, техника установки, история нагрузки и биомеханическое взаимодействие между челюстью и поверхностью имплантата [116]. В исследованиях Andrade M. (2021) и Staden R. (2009) конечно-элементный анализ также применялся для исследования влияния конструктивных факторов на распределение напряжений в области контакта кость-имплантат [130, 61]. В качестве настраиваемых параметров выбран диаметр, шаг резьбы и контур имплантата. Структура имплантата выбирается и оптимизируется под распределение напряжений при различных направлениях нагрузки.

В исследованиях Alemayehu D. (2021) моделирование также проводится методом конечных элементов для изучения статического, квазистатического и динамического отклика имплантата и имплантированного костного материала при различных конструкциях резьбы и направлениях окклюзионной нагрузки (щечно-язычном, мезиодистальном и апикальном) [58]. Результаты показывают, что конструкция резьбы и скорость окклюзионной нагрузки оказывают значительное влияние на распределение напряжений и деформацию имплантата и костной структуры во время клинического применения.

Авторами Duraisamy V. (2018), Irudhayam J. и Venkatesan H. (2024) изучалось влияние различных механических параметров на микроподвижность на границе кость-имплантат для дентальных имплантатов из диоксида циркония в трех разных по качеству костных тканях в условиях постоянной нагрузки [82, 90]. Была разработана и внедрена трехмерная конечно-элементная модель дентального имплантата и костного блока для определения микроподвижности с точки зрения относительного смещения на границе кость-имплантат. Здесь также рассматривалась информационная модель, описывающая различные конструкции резьбы имплантата, рисунки резьбы и направления нагрузки.

Таким образом, при проектировании дентальных имплантатов вводится понятие *параметрической оптимизации*, суть которой на уровне информационной модели, сводится к выбору модели имплантата с последующей

подстройкой параметров конкретного изделия [65, 115]. Геометрические параметры имплантата обусловливают уровень и распределение напряжений, возникающих в кортикальной и губчатой костях в процессе динамических нагрузок. Выделение параметров в качестве изменяемых атрибутов информационной модели позволяет проводить многофакторный анализ изделий в комбинации свойств материалов, геометрических особенностей конструкции и анатомических условий применения [89, 122].

С точки зрения параметризации имплантат описывается: макро-геометрией (цилиндрический/конический/цилиндроконический), диаметром и длиной, профилем резьбы (высота, шаг, угол), типом соединения имплантат–абатмент (external hex, internal hex, Morse taper), наличием/отсутствием платформ-свитчинга, уровнем установки, характеристиками поверхности. Влияние этих параметров на перенос нагрузок и поведение маргинальной кости подтверждено множеством обзоров и мета-анализов: конусные соединения минимизируют микрозазор и микродвижения, платформ-свитчинг ассоциирован со снижением убыли кости, а умеренно шероховатые поверхности ускоряют остеоинтеграцию [99].

Классическая параметризация поверхности опирается на показатели Sa/Sdr; по Уэннербергу–Альбректссону «минимально/умеренно/грубо» шероховатые поверхности разграничиваются по интервалам Sa и демонстрируют различия в контакте кость–имплантат и в рисках биоплёнки. Эти величины - не только исследовательские, но и инженерные параметры, используемые производителями в документации и в стандартизированных испытаниях по ISO 14801 (усталостная прочность узла имплантат–абатмент) [138].

Качественные характеристики кости традиционно описывают классификациями Лекхольма–Зарба (тип I–IV по соотношению кортикальной и трабекулярной кости) и Миша (D1–D4 по плотности/прочности), которые активно используются как параметры выбора протокола препарирования и дизайна имплантата. Современные работы показывают воспроизводимость

модифицированных шкал на основе КЛКТ и подчёркивают необходимость количественных ориентиров [119].

На уровне протезирования «параметрами» становятся материал и тип абатмента, способ фиксации (винтовая/цементная), ось ввода, геометрия профиля прорезывания, допуски посадок в CAD/CAM. Не менее важна роль технологических новаций – библиотек скан-боди, цифровых мостов между планированием и лабораторией – для согласованности хирургических и ортопедических решений [78].

Комбинирование параметров дентальных имплантатов в информационной среде трехмерного моделирования позволяет не только проектировать отдельные изделия, но и прогнозировать их применения в различных условиях. Реализация такого информационного обеспечения позволяет применять методы оптимизации. Например, в работе Сантоночито Д. (2021) для создания 27 комбинаций различных параметров конструкции имплантата использовался ортогональный массив Тагучи, позволяющий строить дробно-факторные планы для снижения вариабельности при производстве продукции с минимальными затратами [122].

В рамках научных интересов медицинской информатики, таким образом, следует обозначить проблему построения параметрической модели цифрового персонифицированного дентального имплантата с позиций инженерии медицинских знаний и разработки базы знаний для использования в лечебно-диагностическом процессе цифровой стоматологии.

Решению задач построения баз знаний в цифровой стоматологии в настоящее время уделяется внимание в научных работах [131, 66]. При этом основной акцент исследования ставится на стандартизации терминологии и обеспечении семантической совместимости человеко-компьютерного взаимодействия. В качестве метода формализации знаний используется компьютерная онтология.

При применении этого метода в области имплантологии онтологическая основа может быть полезной для профессионального стоматолога-хирурга при

принятии решения о выборе типа дентального имплантата для каждого конкретного случая. Этот метод заключается в определении подходящего имплантата с учетом физиологических параметров пациента и структурных параметров существующих дентальных имплантатов. Однако данная задача в полной мере не решена.

Онтология не сводится к списку терминов; она требует целенаправленной методологии. Классическая METHONTOLOGY описывает жизненный цикл. Методология NeOn развивает сетевой, сценарный и коллаборативный подходы с акцентом на повторное использование существующих ресурсов. Принципы OBO Foundry задают «этический кодекс» онтологий в биомедицине: открытость, общий формат (OWL/OBO), орфогональность, стандартизированные отношения (RO), чёткие текстовые определения. Применение этих подходов в имплантологии обеспечивает интероперабельность и сопоставимость знаний [85].

В сфере инженерии знаний на теоретическом уровне известна Международная Онтология здоровья и заболеваний полости рта (Oral Health and Disease (OHD) Ontology) [80, 81]. Онтология OHD содержит более 1900 классов и 59 связей. Она обобщает данные о стоматологических процедурах, проводимых в разных клиниках и может быть использована для поддержки принятия врачебных решений широкого профиля в стоматологии.

Также известна онтология стоматологических реставрационных материалов DrMO, которая позволяет стоматологам выбирать подходящие материалы на основе современных научных знаний для удовлетворения конкретных потребностей пациента [83]. Даная база знаний учитывает особенности применения современных концепций и технологий материаловедения и инженерии в контексте использования в клинической стоматологии. Результаты этих разработок расширяют и дополняют достаточно многочисленные исследования в области инженерии знаний в цифровой стоматологии [110, 87]. В том числе, онтологии достаточно широко используются в качестве основы систем поддержки принятия врачебных решений при восстановительном лечении зубов,

проектировании частичных зубных протезов и анализе надежности имплантатов [134, 73, 95].

В дентальном домене развиваются: онтологии положения зубов, экстракций и протезирования; материалы реставраций (DrMO); общий онтологический каркас Oral Health and Disease (OHD) (совместимый с BFO/IAO/OBO) для структурирования данных практик и их загрузки в трипл-хранилища; специализированные имплантологические онтологии – от извлечения понятий из патентов до моделирования узла «имплантат–соединение–абатмент». Эти работы демонстрируют, как онтологии становятся «клеем» между клинической реальностью и вычислительной логикой DSS [111]. При этом в доступных источниках онтология цифрового персонализированного дентального имплантата не представлена.

Таким образом, проведенный нами анализ позволяет сделать заключение о высокой актуальности и важности решения задачи в области медицинской информатики по построению параметрической модели цифрового персонифицированного дентального имплантата и разработки на ее основе базы знаний для поддержки принятия врачебных решений в цифровой стоматологии.

Резюме

Таким образом выявлено, что современные конструкции дентальных имплантатов представляют собой высокотехнологичные изделия, адаптируемые под широкий спектр клинических ситуаций, однако усложнение их характеристик требует систематизации знаний и применения цифровых технологий для обоснованного выбора оптимальной конструкции имплантата.

Применение цифровых технологий планирования дентальной имплантации обеспечивает статистически значимое повышение точности позиционирования имплантатов по сравнению с традиционным методом free-hand. Среднее угловое отклонение снижается с 5,82° до 2,52°, платформенное отклонение с 1,36 до 0,92 мм, а апикальное отклонение с 1,73 до 1,06 мм. При этом частота ранней потери

имплантатов уменьшается с 6,42 % до 2,25 %, что соответствует снижению относительного риска потери имплантата до 29 %. Вместе с тем биологические осложнения, прежде всего периимплантатный мукозит и периимплантит, остаются ведущей причиной неудовлетворительных результатов лечения и составляют 43,9 % в структуре поздних осложнений, тогда как подвижность и отторжение имплантатов встречаются в 38,8 % случаев. Полученные результаты свидетельствуют о том, что цифровое планирование позволяет существенно снизить риск осложнений, связанных с ошибками позиционирования имплантатов, однако долгосрочный успех лечения по-прежнему определяется совокупностью хирургических, ортопедических, пародонтологических и системных факторов пациента.

Использование методов и инструментов компьютерного моделирования в стоматологии открывает возможность персонифицированного подхода к лечению даже при массовом потоке пациентов. Вместе с тем, в условиях серийного изготовления и установки индивидуализированных имплантатов проведение расчетов сопряжено с трудностями, что обуславливает необходимость разработки компьютерного метода выбора конструкции цифрового персонифицированного дентального имплантата на основе технологии искусственного интеллекта и способа изготовления индивидуального дентального имплантата на базе этого метода.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Дизайн исследования

Работа проведена в дизайне рандомизированного открытого, проспективного, контролируемого, сравнительного, экспериментально-клинического исследования.

Исследование носило прикладной характер, было выполнено в Клиниках СамГМУ, НИИ бионики и персонифицированной медицины, Институте стоматологии ФГБОУ ВО «СамГМУ» Минздрава России. Исследование одобрено Комитетом по биоэтике при Самарском государственном медицинском университете № 292 от 04 сентября 2024 г. и направлено на внедрение онтологии цифрового персонифицированного дентального имплантата, отличающейся от существующих аналогов способом задания параметров и правил расчёта в базе знаний. Предложенный подход позволяет сократить время планирования дентальной имплантации за счет частичной параметризации трехмерной модели анатомических структур пациента на основе данных КЛКТ и внутриротового сканирования.

В исследовании принимали участие дееспособные пациенты обоих полов, обратившиеся в государственное бюджетное учреждение здравоохранения Самарской области «Самарскую стоматологическую поликлинику № 3», в государственное бюджетное учреждение здравоохранения Самарской области «Самарскую городскую клиническую стоматологическую поликлинику № 1», в ООО «Центр комплексной стоматологии» (г. Самара), ООО «ДЕНС» (г.Самара).

Общее состояние здоровья всех пациентов было удовлетворительным. Дизайн исследования представлен на рисунке 2.1.

Критерии включения пациентов в исследование: мужчины и женщины в возрасте 30-60 лет, с включенными и невключенными дефектами до трех отсутствующих зубов на верхней и нижней челюстях, без хронических заболеваний.

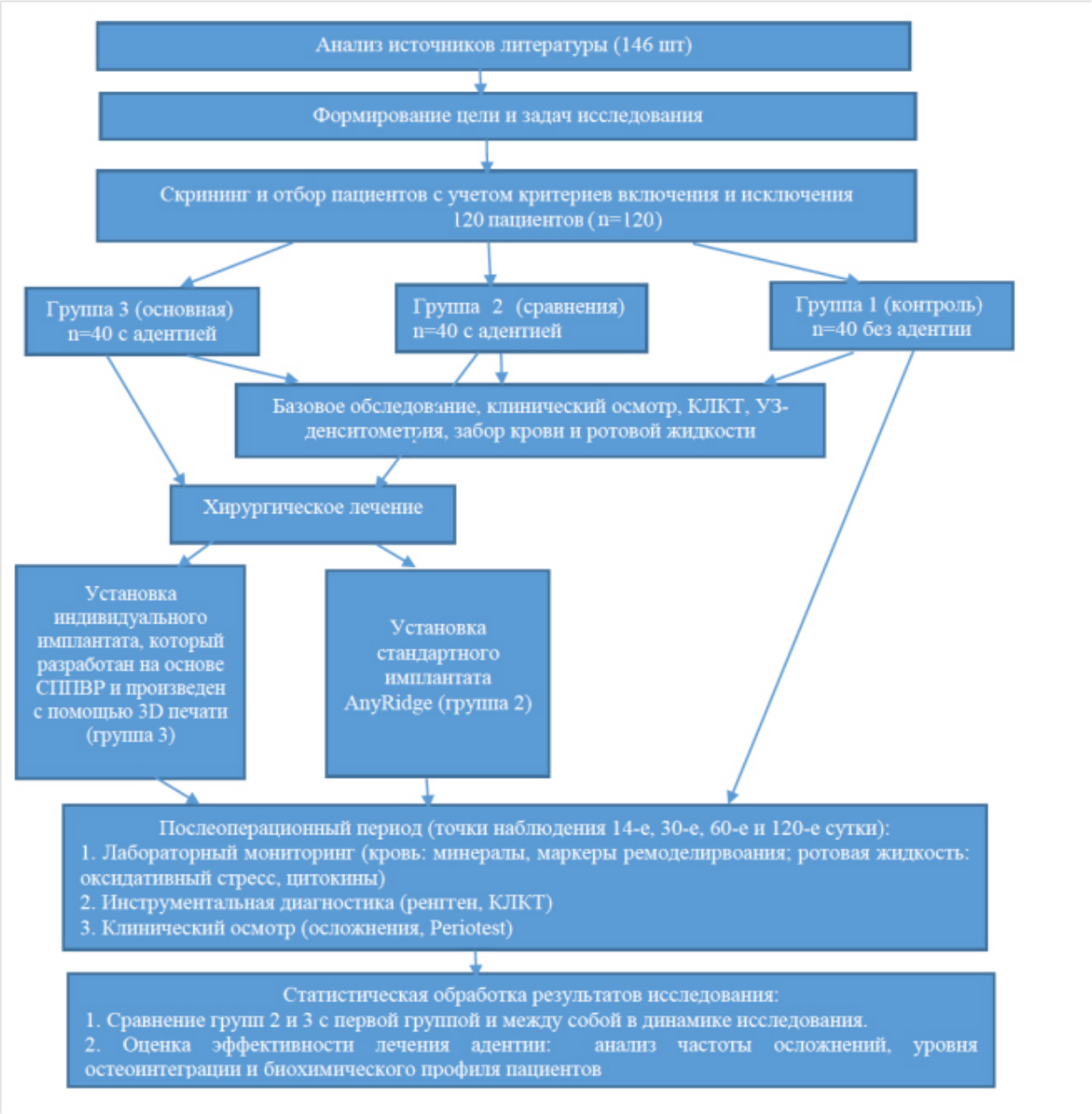


Рисунок 2.1 - Дизайн исследования

Выбор возрастной группы – 30 до 60 лет обусловлен анализом статистических показателей обращаемости пациентов в Клиниках СамГМУ. Установлено, что именно в этом периоде потребность в реконструктивном стоматологическом лечении достигает максимума. Это связано с необходимостью устранения дефектов зубных рядов, восстановления жевательной эффективности и коррекции эстетических нарушений у наиболее социально активной категории.

Включение в исследование пациентов более старшего возраста не приемлемо, так как данный фактор накладывает отпечаток на интерпретацию

полученных результатов исследования в связи с изменением физиологических и биохимических параметров в более старших возрастных группах (остеопороз, сердечно-сосудистая и дыхательная недостаточность, изменение активности ферментных и иммунологической систем и т.п.), которые неизбежно сказываются на результатах лечения.

Критерии невключения пациентов в исследование:

• тяжелые хронические соматические заболевания организма (коллагенозы, тяжелые заболевания сердечно-сосудистой системы: сердечная недостаточность Н IIБ ст. и выше, тяжелые нарушения ритма, гипертоническая болезнь III ст. и др. и дыхательной систем: дыхательная недостаточность, почечная недостаточность, печеночная недостаточность, заболевания крови (лейкоз, тяжелые формы анемий, заболевания гемостаза и т.п.), туберкулез и т.п.;

• заболевания эндокринной системы (нарушение функции гипофиза или надпочечников, сахарный диабет, заболевания щитовидной железы, и др.);

• заболевания костно-мышечной системы (остеопороз, дисплазии челюстей);

• хронический алкоголизм и наркомания, ВИЧ-инфекция;

• наличие злокачественных опухолей любой локализации, в том числе мягких тканей и костей лицевого скелета;

• наличие заболеваний СОПР, которые могут быть расценены как предопухолевые;

• заболевания предстательной железы;

• отсутствие гигиенической культуры у пациента или осознанное нежелание пациента к поддерживанию гигиены полости рта, а также отсутствие согласия на проведение обследования и терапии.

Кроме этого, из групп исследования исключались пациенты, которые не соблюдали рекомендации врача, у которых наблюдалось ухудшение соматического статуса (инсульт, инфаркт миокарда и т.п.).

В исследование входило 120 пациентов, из которых 40 человек не имели показаний к дентальной имплантации (1 группа) и 80 были с частичным

отстутсвием зубов верхней и нижней челюсти (47 женщин и 33 мужчины) в возрасте от 30 до 60 лет (средний возраст 47,9 ± 2,8 лет), которым впоследствии была выполнена операция в виде установки дентальных имплантатов в количестве до 3х имплантатов во включенных и невключенных дефектах на верхней и нижней челюсти. 80 пациентов с частичным отсутсвием зубов были разделены на 2 группы по 40 человек в каждой: 2 группа – это пациенты, которым установили имплантационную систему AnyRidge (MegaGen, Южная Корея) и 3 группа – пациенты, которым установили индивидуально разработанные дентальные имплантаты с помощью компьютерных методов и машинного обучения.

С целью контроля и комплексной оценки результативности дентальной имплантации проводили сравнительную характеристику результатов 2 и 3 групп с помощью клинических, биохимических и инструментальных методов на 14, 30, 60 и 120 сутки после имплантации. Биохимические методы 2 и 3 групп пациентов сравнивали с соответствующими показателями 1 группы пациентов, которую использовали в качестве контроля.

Для каждого пациента был реализован протокол клинического обследования, состоящий из стандартных и уточняющих процедур, благодаря чему удалось зафиксировать ключевые диагностические критерии.

2.2. Клиническая характеристика пациентов

При осмотре полости рта и зубных рядов был проведен анализ стоматологического статуса 120 обследуемых (n= 120). По результатам пальпации регионарные лимфатические узлы не были увеличены, жалоб на дискомфорт или болевые ощущения в зоне височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) зафиксировано не было. Состояние слизистых оболочек полости рта оценивалось в пределах нормы, патологических изменений красной каймы губ не выявлено (рисунок 2.2).



а) б) в)

Рисунок 2.2 –Пациент К.59 лет. История болезни № 65324. Диагноз К 08.1 (МКБ-10). Фотопротокол лица, исследование стоматологического статуса пациента: а) лицо вид спереди; б) фото лица справа в) фото лица слева (отсутствие зубов 2.2, 2.3)

Глубина преддверия 5–7 мм была у 79 (65,83 %) пациентов, мелкое преддверие менее 5 мм у 22 (18,33 %), глубокое – у 19 (15,84 %) обследованных. Низкое прикрепление уздечки верхней губы выявлено у 14 (11,67 %), высокое на нижней губе – у 23 (19,17 %).

При изучении состояния прикуса мезиальная окклюзия отмечена у 17 (14,17 %), глубокое резцовое перекрытие – 7 (5,83 %), прямая резцовая окклюзия – 18 (15,00 %). Аномалии прикуса и отдельных зубов выявлены у 39 человек (32,50 %).

Некариозные поражения зубов отмечены в виде патологического стирания зубов соответственно виду прикуса у 31 (25,83 %) обследованных, системная гипоплазия у 13 (10,83 %) обследованных.

Индекс гигиены OHi-S составил 0,26 ± 0,05, индекс ЗН – 0,03 ± 0,01, глубина отдельных десневых карманов 3,3 ± 0,47. Уровень гигиены полости рта оценен как удовлетворительный – 1,27 ± 0,02. Индекс РМА составил 0.

Результаты изучения индекса CPITN показали, что часть пациентов нуждалась в ликвидации отдельных десневых карманов (3,4 ± 0,11) при наличии хорошей гигиены полости рта и отсутствии воспалительных процессов в пародонте.

Установка дентальных имплантатов у включенных в обследование пациентов была необходима преимущественно в концевых сегментах зубных рядов (83,4 %) на верхней и нижней челюсти.

У всех пациентов перед началом операции проводилось рентгенологическое обследование (КТ верхней и нижней челюстей) для выявления состояния костной ткани и мягких тканей в области имплантации, а также противопоказаний для установки имплантатов. Все пациенты подписали информированное согласие на оперативное вмешательство. У пациентов, включенных в исследование, перед установкой имплантатов не было показаний для проведения костной пластики тканей в области планируемой дентальной имплантации.

В предимплантационном периоде, а также с первого дня после дентальной имплантации все пациенты получали стандартную фармакотерапию в полном объеме (в соответствии с пунктом 7.2.7 «Протокола ведения больных с частичным отсутствием зубов», пунктом 7.2.7 «Протокола ведения больных с полным отсутствием зубов», утвержденными Министерством здравоохранения и социального развития Российской Федерации, от 16 сентября 2004 года).

Операция проводилась в 2 этапа. На первом этапе по показаниям проводилась операция удаления зуба. Через 3–4 месяца под местным обезболиванием Sol. Ultracaini были установлены дентальные имплантаты. В работе использовалась импланта ционная система AnyRidge (MegaGen, Южная Корея) и индивидуальные дентальные имплантаты. После установки имплантационной системы AnyRidge и индивидуальныех дентальных имплантатов у пациентов одномоментно устанавливался формирователь десны.

2.3. Методы исследования

2.3.1. Клинические методы

Основным методом исследования был метод клинического наблюдения. Всех пациентов опрашивали, заполнялись анкеты о состоянии здоровья, месте проживания,месте работы, наличие вредных привычек (курение, алкоголь и другие).

Клинико-анамнестическое обследование пациентов проводили путем опроса и изучения архивной медицинской документации с целью отбора пациентов для исследования, согласно критериям включения и исключения, а также выявления показаний и противопоказаний для последующего проведения профилактических и терапевтических мероприятий.

Социально-демографическое исследование проводилось для установления социально-демографических особенностей пациентов (возраста и пола) с установлением превалирующих показателей в группах.

Клиническое обследование включало определение общесоматического и местного стоматологического статуса пациентов. Применялись как стандартные опрос, осмотр, пальпация, так и специальные методики, в том числе с применением инструментальных методов диагностики.

Установление общесоматического состояния пациентов проводилось для отбора пациентов и исследования согласно вышеприведенным критериям. Установление местного стоматологического статуса проводились путем сбора жалоб пациентов с последующей объективной оценкой состояния органов и тканей полости рта. Особое внимание уделяли определению зубного ряда, состоянию зубов, слизистой оболочки, твердых тканей, кровоточивости десен, болезненности при пальпации, оценке состояния дентальных имплантатов.

2.3.2. Инструментальные методы

Инструментальные методы исследования применяли в качестве основных и дополнительных для подтверждения клинических результатов исследования, а также уточнения состояния органов и тканей полости рта, устойчивости дентальных имплантатов, фиксации результатов исследования. Для этого применяли рентгенологическое исследование, костную ультрасонометрию, а также проводили определение устойчивости и стабильности дентальных имплантатов с помощью специальных приборов.

Рентгенологическое обследование применяли в рамках первичного обследования, а также наблюдения в динамике с целью контроля результатов лечения.

Рентгенологическое обследование включало ортопантомограмму (рисунок 2.3), внутриротовую рентгенограмму и КЛКТ (рисунок 2.4).



Рисунок 2.3 – Ортопантомограмма пациента Д., 45 лет. Диагноз К08.1 (МКБ-10).

Ортопантомография выполнялась с помощью ортопантомографа Кранекс-Д 3 («Соредекс», Финляндия), параметры съемки: 60-75 кВт, 7-10 мА.

Для достижения оптимальных результатов изображения голову пациента устанавливали в зависимости от особенностей прикуса и положения нижней челюсти: у лиц с физиологическим прикусом окклюзионная плоскость располагалась под углом 3-5°; у лиц с недоразвитием нижней челюсти – под углом 1-2°; у лиц с чрезмерным развитием нижней челюсти – 8-10°. Снимки, выполненные методом ортопантомографии, позволяли оценить состояние зубов, периапикальных и костной тканей челюстей, нижнечелюстного канала и верхнечелюстного синуса, степень резорбции костной ткани, наличие остеопороза в периимплантатной области.

Внутриротовую рентгенографию выполняли на аппарате Kodak 2100 intraoral X-ray System (Франция), режим съемки: 60-70 кВт, 4 мА, длительность варьировалась в зависимости от топографии исследуемого дентального

имплантата. Для фотообработки рентгенограмм использовали проявочную машину Velopex Sprint (Франция).

Трехмерную дентальную компьютерную томографию проводили на цифровом дентальном компьютерном томографе с функцией панорамной диагностики «KaVo Pan eXam plus» (PaloDEx Group Oy, Финляндия). Технические особенности томографа следующие: напряжение на трубке – 60-90 кВ, анодный ток на трубке – 2-15 мА, частота генератора – 140 кГц, фокальное пятно – 0,5 мм CEI, общая фильтрация – 2,5 MVI AI, размер сканируемой области – 61-78 мм, размер изотропного воксела – 0,76х0,76х0,76 мм, время воздействия – 40-45 секунд, однократная доза облучения – 0,04 мЗв. Особенностью томографа является возможность его подключения к стационарному компьютеру с выведением изображения на экран монитора с последующим компьютерным анализом изображения и его сохранением.

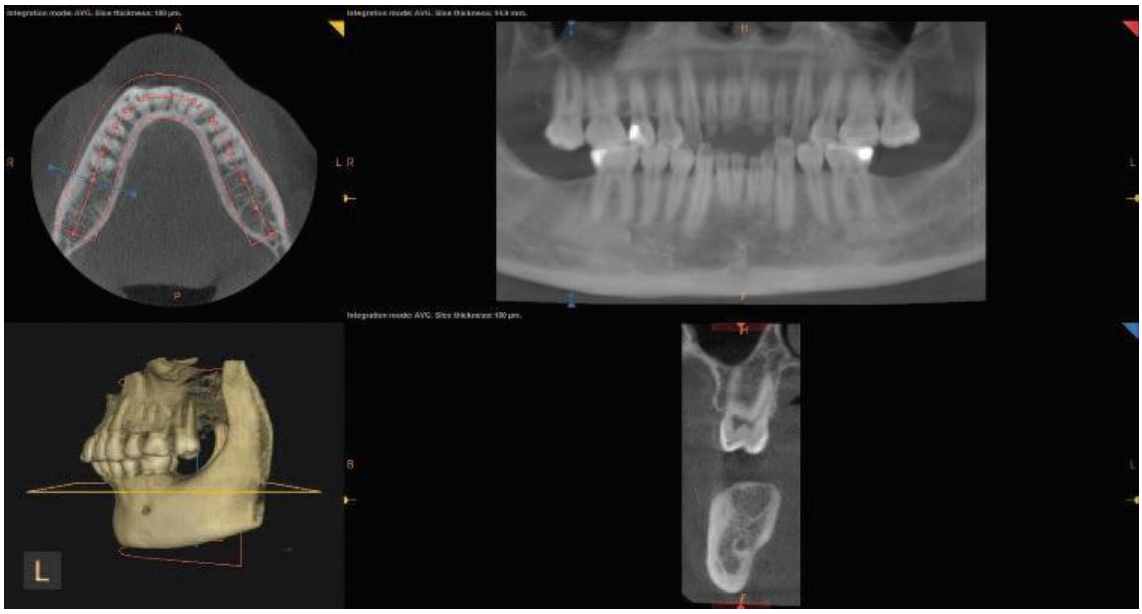


Рисунок 2.4 – Конусно-лучевая компьютерная томография пациентки И., 48 лет. № истории болезн 32456. Диагноз К08.1 (МКБ-10).

Определение устойчивости дентальных имплантатов проводили с помощью прибора «Периотест» («Siemens», Германия).

Методика измерения: проводили перкуссию исследуемого имплантата бойком наконечника прибора «Периотест»; при этом, согласно инструкции, наконечник был расположен в плоскости, горизонтально под прямым углом к середине вестибулярной поверхности формирователя десны, располагаясь от них на расстоянии 0,5 мм.

В соответствии с устройством прибора, ударный импульс бойком передается на поверхность внекостной части имплантата каждые 25 мсек. Получаемый ответный сигнал напрямую зависит от состояния периимплантатных тканей и степени остеоинтеграции имплантата.

Прибор позволяет регистрировать характеристики взаимодействия бойка с имплантатом, фиксируя характеристику демпфирующих свойств имплантатно-десневого соединения за 16 ударов по четыре секунды со скоростью четыре удара в секунду, контролирует правильность полученных результатов; после каждой серии ударов результаты исследования отображаются в виде показателя индекса:

- от -8 до 0 – хорошая остеоинтеграция; имплантат хорошо проникает и может быть загружен;
- от +1 до +9 – требуется клинический осмотр загрузка имплантата пока откладывается;
- от +10 до +50 – остеоинтеграции недостаточно имплантат нельзя загружать.

В целом, имплантаты теряют стабильность в первые 14 дней после имплантации, что выражается 1 или 2 баллами в увеличении значений Periotest. Значительно более высокий прирост значений даже после нескольких лет - указывает на дестабилизацию имплантата, ослабление винтов, перегрузку или инфекцию (например, периимплантит).

Всем пациентам до имплантации и после через 30, 60 и 120 суток проводили анализ минеральной плотности костной ткани (МПКТ) методом костной ультрасонометрии тела нижней и верхней челюсти. Количественная ультрасонометрия произведена с использованием компьютеризированного костного сонометра Omnisense 7000S (Sunlight Medical Ltd, Израиль), позволяющего проводить многопозиционные измерения в различных участках

скелета с определением показателя риска остеопороза. Прибор определяет не только скорость распространения ультразвука по кости, но и автоматически вычисляет T- и Z-индексы, значения которых сохраняются в базе данных. T-индекс – это количество стандартных отклонений (SD) индивидуального значения МПКТ от среднего (пика костной массы) у молодых здоровых лиц. Z-критерий представляет собой количество SD выше или ниже среднего показателя для лиц аналогичного возраста.

На основании изучения T-индексов проводили диагностику остеопороза и остеопении по рекомендациям ВОЗ (WHO Study Group. 1994): норма – T-индекс > –1.0; остеопения или дефицит костной массы: –2.5 < T-индекс < –1.0; остеопороз: T-индекс < –2.5.

Все эти данные учитывались при построении алгоритмов выбора конструкции дентального имплантата и обучения нейронной сети.

2.3.3. Биохимические методы

Для оценки интенсивности течения ремоделирования костной ткани у всех пациентов до имплантации и после через 30, 60 и 120 суток в плазме крови определяли концентрацию общего кальция, магния и фосфора, С-концевых телопептидов типа I (β-Cross Laps или β-CTX), костной щелочной фосфатазы (КЩФ), растворимого лиганда ядерного фактора каппа B (sRANKL), остеопротегерина (OPG) и склеростина.

Определение содержания кальция, магния и фосфора в плазме крови проводили на полуавтоматическом анализаторе FP-910 фирмы «Labsistenis» согласно прилагаемым инструкциям и стандартным наборам реагентов («Human», Германия).

Об интенсивности костного обмена судили по содержанию в плазме крови костной изоформы щелочной фосфатазы и С-концевых телопептидов, которые определяли методом твердофазного иммуноферментного анализа с использованием набора реагентов «Metra BAR EIA Kit» фирма «Quidel Corporation» и «B. Cross Laps ELISA» фирмы «Nordic Bioscience Diagnostic A/S»

соответственно. Процедуры определения и расчета проводили согласно приложенным инструкциям. Метод Cross Laps основан на применении антител против синтетического октапептида, идентичного участка С-телопептида коллагена типа I, и характеризует уровень CTX, образующегося при деградации коллагена под действием катепсина К остеокластов и матриксных металлопротеиназ.

О состоянии костного обмена судили также путем определения в плазме крови содержания локальных регуляторов - sRANKL, остеопротегерина (OPG) и склеростина методом иммуноферментного анализа, согласно прилагаемым инструкциям.

В формировании, дифференцировке и активности остеокластов основную роль играет цитокиновая система RANKL-RANK-OPG. RANKL – лиганд рецептора-активатора ядерного фактора капп би (антиген 254, TNF-1L). RANKL продуцируется клетками остеобластного ряда и взаимодействует с RANK-трансмембранным рецептором остеокластов и их предшественников. При взаимодействии RANKL с RANK сигнал приводит к активации внутриклеточных каскадных механизмов и воздействует на NF-kB – ядерный фактор каппа би, который с помощью рецепторов TRAF, поступает из цитоплазмы в ядро и повышает экспрессию белка NFATc1, являющегося специфическим триггером, запускающим процессы транскрипции внутриклеточных генов, формирующих процессы остеокластогенеза.

OPG (остеопротегерин) – растворимый (ложный) рецептор для RANKL, синтезируется клетками стромы и эндотелия сосудов. OPG является блокатором взаимодействия RANKL с RANK и, как следствие, угнетает формирование остеокластов и резорбцию костной ткани.

Склеростин – регулятор канонического Wnt/β-катеин-сигнального пути остеобластогенеза. Он вырабатывается остеоцитами и минерализованными гипертрофированными хондроцитами, связывается с LPR-5 (липопротеиновый рецептор 5), являющимся Wnt-корецептором, что приводит к разрушению

убиквитин-протеосомальным механизмом β-катенана в цитоплазме и снижению Wnt-сигнализации с уменьшением остеогенеза.

Растворимый рецептор – активатор фактора би определяли набором реагентов «sRANKL» фирмы Biomedica Medizinprodukte Gmb H and Co K G» (Германия), ингибиторный фактор остеокластов – остеопротегерин (OPG) набором реагентов «Osteoprotegerin», склеростин – «Sclerostin» той же фирмы на полуавтоматическом анализаторе «Униплан».

С целью оценки интенсивности свободнорадикального окисления в ротовой жидкости всех пациентов через 30, 60 и 120 суток после имплантации определяли продукты окислительной модификации биомолекул на основании количественной оценки окрашенного комплекса с тиобарбитуровой кислотой (ТБК), определяли показатели максимума вспышки (МВХЛ) и площади (ПХЛ) H_2O_2-индуцируемой люминол-зависимой хемилюминесценции с помощью хемилюминотестера LT-01 («Horos» «Joint Venture Soviet-Swedish Company»). Для оценки ферментного звена антиоксидантной системы определяли активность супероксиддисмутазы, каталазы, глутатионредуктазы и глутатионпероксидазы, а также концентрацию диеновых конъюгатов и малонового диальдегида.

У пациентов утром натощак собирали методом сплевывания после ополаскивания ротовой полости дистиллированной водой ротовую жидкость в пробирки (3 мл) и подвергали центрифугированию в течение 15 минут при 2000 g и для дальнейших исследований использовали прозрачный супернатан.

Определение ТБК-РП в ротовой жидкости определяли с помощью набора реагентов «ТБК-АГАТ» фирмы ООО «АГАТ-МЕД» (Россия). Полученные результаты выражали в микромолях ТБК-продуктов (ТБК-РП) на 1 литр РЖ.

Активность СОД определяли по методу, основанному на оценке степени торможения окисления кверцетина. Активность каталазы определяли спектрофотометрическим методом по оценке убыли пероксида водорода в реакционной смеси. Активность глутатионпероксидазы определяли по уровню израсходованного в результате реакции окисления восстановленного глутатиона.

Активность глутатионредуктазы измеряли по убыли НАДФН+Н+ в ходе реакции восстановления окисленного глутатиона.

Исследование концентрации МДА в ротовой жидкости осуществляли фотометрически по интенсивности поглощения при длине волны 532 нм окрашенного триметинового комплекса, образующегося при его взаимодействии с 2-тиобарбитуровой кислотой. В работе использовали спектрофотометр Genesys – 20 (КНР).

Об активности диеновых конъюгатов в ротовой жидкости конъюгированных диеновых судили по интенсивности поглощения липидного экстракта при длине волны 233 нм на спектрофотометре Beckman coulter (США) – метод Z. Placer в модификации В.Б. Гаврилова, М.И. Мишкорудной.

Для интегральной оценки гомеостаза ротовой жидкости использовали коэффициенты оксидативного стресса: коэффициент, выражающий отношение активности каталазы к активности СОД; антиоксидантно-прооксидантный индекс (АПИ), выражающий соотношение активности каталазы к концентрации МДА; коэффициент отношения концентрации МДК к концентрации ДК и локальный антиоксидантный индекс (ЛАИ) представляющий собой отношение произведения активностей каталазы и СОД к концентрации МДА.

Также мы проводили исследование биохимических показателей ротовой жидкости, маркеров воспаления и остеорезорбции у пациентов через 14, 30, 60 и 120 суток после имплантации.

У пациентов также утром натощак собирали методом сплевывания после ополаскивания ротовой полости дистиллированной водой ротовую жидкость в пробирки (3 мл) и подвергали центрифугированию в течение 15 минут при 2000 g и для дальнейших исследований использовали прозрачный супернатан.

В лаборатории изучали концентрации альбумина (г/л), фосфатов (ммоль/л), ионов кальция (ммоль/л), активности α-амилазы (мкКат/л) и щелочной фосфатазы (мкКат/л). Для этих целей в лаборатории использовали анализатор «SINNOWA BS-300».

Также с помощью сертифицированных наборов производства Quantikine провели исследование на наличие белков ММП-2, ММП-8 и ФНО-а, увеличение показателей которых сообщит о начинающемся воспалительном процессе вокруг имплантата.

В ротовой жидкости количественное содержание медиаторов иммунитета интерлейкина-1бета (IL-1β) и MIP-1a проводили с использованием твердофазного иммуноферментного метода в соответствии с инструкциями производителя (ЗАО «Вектор – Бест», г. Новосибирск). Количественное содержание цитокинов выражали в пг/мл.

2.3.4. Статистические методы

Цифровой материал всех экспериментов подвергали статистической обработке с помощью пакета программ STATISTICA Application 10.0.1011.0. В работе использовались параметрические и непараметрические методы анализа.

Проверку на соответствие нормальному распределению активности и концентраций ферментов и других биохимических параметров проводили с использованием одновыборочного критерия Шапиро-Уилка.

С целью установления достоверности различий в изучаемых группах использовали критерии Вальда-Вольфовица, Колмогорова-Смирнова и Манна-Уитни.

2.3.5. Оценка эффективности дентальной имплантации

Для оценки эффективности проводимого хирургического лечения в группах сравнения рассчитывали показатели эффекта вмешательства. Проводили по 3 исходам: наличие/отсутствие осложнений, наличие/отсутствие остеоинтеграции и минеральная плотность костной ткани в зоне имплантации.

1. Частота исходов в группе лечения – ЧИЛ = A / (A + B).

2. Частота исходов в группе сравнения – ЧИК = C / (C + D).

3. Относительное снижение частоты неблагоприятных исходов СОР = |ЧИЛ – ЧИК| / ЧИК.

4. Абсолютное снижение частоты неблагоприятных исходов CAP = |ЧИЛ – ЧИК|.

5. Число больных, которых нужно лечить в течение определенного времени, чтобы предотвратить один неблагоприятный исход – ЧБНЛ = 1 / CAP.

6. Отношение шансов – ОШ = (A / B) / (C / D).

Показатели COP, CAP, ЧБНЛ и ОШ рассчитывали вместе с 95% доверительным интервалом. Для расчета указанных параметров производили построение таблицы сопряженности.

Остальные показатели результатов дентальной имплантации (тесты по определению устойчивости дентальных имплантатов, минеральный обмен в плазме крови, маркеры костного ремоделирования, окислительный гомеостаз ротовой жидкости, биохимические показатели ротовой жидкости, маркеры воспаления и остеорезорбции ротовой жидкости) сравнивали в процентах, отразили в результатах исследования и в заключении диссертации.

2.3.6. Компьютерные методы и методы машинного обучения

Важным этапом разработанного компьютерного метода является автоматическое распознавание плотности трабекулярной кости и типа костной ткани по данным снимков конусно-лучевой КТ пациента. Результаты КЛКТ обычно представлены в формате DICOM, либо двумерных растровых изображений. Для анализа такого рода исходных данных широко применяются модели машинного обучения на базе искусственных нейронных сетей.

Для анализа исходных DICOM данных применялось одно из расширений для анализа изображений костной ткани в 3D Slicer - Slicer-MusculoskeletalAnalysis. 3D Slicer - это стандартный программный пакет с открытым исходным кодом для анализа медицинских изображений и научной визуализации.

Это программное обеспечение представляет собой библиотеку (пакет) для языка Python, которая реализует анализ сегментов кортикальной кости, губчатой кости, расчет плотности и других параметров. В результате анализа плотности

рассчитывается средняя плотность сегментированной области каждого среза, стандартное отклонение плотности каждого среза, средняя площадь сегмента всех срезов, стандартное отклонение сегментированной площади всех срезов, средняя плотность всего сегментированного объема и ее стандартное отклонение и т.п.

В рамках проведенного исследования для оценки возможности применения искусственных нейронных сетей для обработки данных КЛКТ был также разработан программный модуль на языке Python, реализующий нейросетевое компьютерное зрение для двумерных изображений, как наиболее простых и удобных для получения данных КТ.

Для распознавания образов на медицинских изображениях могут использоваться различные модели машинного обучения и искусственные нейронные сети. С учетом специфики решаемых задач и известного опыта исследований, в рамках данного исследования была использована модель остаточной нейронной сети ResNet с различным количеством слоев (18 и 34), а также EfficientNet. Данные нейронные сети относятся к классу сверточных. Сверточные нейронные сети (ConvNets) обычно разрабатываются в ограниченном ресурсе применения, а затем масштабируются для повышения точности, с учетом специфики решаемых задач.

Модуль компьютерного зрения по определению плотности кости и анализа костной ткани был разработан на языке программирования Python 3.10 в среде Visual Studio Code, версия 1.108.2.

Исходные данные содержали снимки КЛКТ верхней и нижней челюсти пациентов в формате jpg. Для каждого снимка была указана плотность костной ткани трабекулярной кости в HU. Снимки были сгруппированы по типу плотности костной ткани (по четырем группам). Всего исходный набор данных содержал 120 снимков (4 группы, соответствующей типу плотности кости D1…D4 по 30 снимков в каждой).

Поскольку в наборе исходных данных входили снимки с разным разрешением (от 60x70 до 320x420), все исходные изображения были

трансформированы в разрешение 256 на 256. Также для изображений был установлен цветовой режим градаций серого, повышена яркость +0,1 и контрастность +0,1. Для данных изменений использовался параметр gray scale нейросети ResNet.

Выборка из 120 пациентов достаточна для того, чтобы создать модель классификации по представительности данных для выбранных трех групп. Достаточность обоснована тем, что представленная выборка равномерно охватывает пациентов с различными значениями параметра, по которому производится классификация, что характеризует баланс данных. Исходные данные были разделены на обучающую, тестовую и контрольную выборки в соотношении 80:10:10.

Оценка качества модели проводилась с использованием следующих метрик.

Accuracy (корректность) - показывает, сколько предсказаний модель сделала правильно, рассчитывается по формуле:

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN},$$

где TP - True Positive, истинно положительные случаи классификации

TN - True Negative,

FP - False Positive, ложно положительные,

FN - False Negative, ложно отрицательные.

Loss Function (функция потерь) - функция, которая характеризует потери при неправильном принятии решений на основе наблюдаемых данных. Обычно функция потерь является мерой расхождения между истинным значением оцениваемого параметра и оценкой параметра.

Confusion matrix (матрица ошибок) - это показатель успешности классификации, где классов два или более. Матрица ошибок – это показатель успешности классификации, где классов два или более. Матрица представляет собой инструмент измерения эффективности для задач классификации в машинном обучении.

Таким образом, предложенный дизайн исследования и используемый комплекс клинических, инструментальных, лабораторных и цифровых методов позволяют всесторонне оценить эффективность применения цифровых технологий и интеллектуальных алгоритмов при планировании и проведении дентальной имплантации, а также обеспечить достоверность полученных результатов.

Резюме

В исследовании реализован проспективный рандомизированный клинический дизайн исследования, направленный на оценку эффективности применения цифровых технологий и онтологической модели персонифицированного дентального имплантата для оптимизации планирования имплантации. В исследование включено 120 пациентов, из которых 80 пациентов с частичной адентией на нижней и верхней челюсти были распределены на две клинические группы для сравнительного анализа различных имплантационных решений.

Проведена комплексная клинико-диагностическая характеристика обследованных пациентов, включающая анализ стоматологического статуса, состояния прикуса, гигиены полости рта и пародонта. Полученные данные показали удовлетворительное общее состояние тканей полости рта и отсутствие противопоказаний для проведения имплантации, что обеспечило корректность дальнейшего клинического наблюдения.

Для оценки результатов имплантационного лечения применен комплекс клинических, инструментальных и лабораторных методов, а также динамическое наблюдение за состоянием костной ткани.

В исследовании использованы биохимические и молекулярные методы анализа, позволяющие оценивать процессы костного ремоделирования, воспаления и оксидативного стресса. Для этого исследованы показатели костного обмена (β-CTX, костная щелочная фосфатаза, RANKL, остеопротегерин, склеростин), а также маркеры воспаления и антиоксидантной системы в ротовой жидкости пациентов.

Особенностью исследования является внедрение методов медицинской информатики, включающих анализ данных конусно-лучевой компьютерной томографии, компьютерное моделирование и применение алгоритмов машинного обучения для автоматического распознавания плотности костной ткани. Для этого разработан программный модуль компьютерного зрения на языке Python с использованием сверточных нейронных сетей (ResNet и EfficientNet).

Для обеспечения объективности результатов применены методы статистической обработки данных, включая проверку нормальности распределения и использование параметрических и непараметрических критериев статистической значимости.

ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА КОМПЬЮТЕРНОГО МЕТОДА, БАЗЫ ЗНАНИЙ И ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ВРАЧЕБНЫХ РЕШЕНИЙ ПО ВЫБОРУ КОНСТРУКЦИИ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА

3.1. Формально-логическое описание компьютерного метода выбора конструкции дентального имплантата

Основная задача визуализации трехмерной картины персонифицированной верхней и нижней челюстей пациента состоит в формировании описания ситуации для врача, нацеленного на решение трех задач:

- выбор типа имплантата и его параметризация;
- определение размеров и расположения имплантата относительно костей верхней и нижней челюстей и зубов пациента с учетом его индивидуальных особенностей;
- планирование хирургического вмешательства в особых случаях.

Традиционно для этих целей врач использует данные КТ, МРТ. При этом он выбирает необходимые проекции вручную, что требует достаточно больших временных затрат на работу с трехмерными изображениями.

При выборе и параметризации имплантата имеет значение текущее состояние пациента: наличие хронических заболеваний челюстей, наличие других имплантатов и антропометрические индивидуальные особенности строения челюсти.

Рассмотрим задачу персонифицированной имплантации с позиций научной дисциплины медицинской информатики. Для этого построим формальную модель персонализированного зубного имплантата.

Для повышения эффективности имплантации с помощью системы поддержки принятия врачебных решений предлагается реализовать дополнительную информационную обработку снимков КТ, включающую возможную аппроксимацию изображений и автоматическое построение

трехмерной модели по данным КТ. При этом важной задачей является оптимизация визуального представления данных диагностики врачу, которая включает выбор необходимого и достаточного числа проекций, позволяющих определить размерные характеристики имплантата и относительное его расположение в пространстве с учетом особенностей анатомического строения челюсти пациента.

Пусть для пациента P_i , где i – условный порядковый номер пациента, существует некоторая объективно оптимальная трехмерная модель зубочелюстного аппарата, включающего челюсть, зубы, суставы, мускулатуру и нервную систему. С позиций трехмерного моделирования ее можно описать облаком точек:

$$\begin{aligned} \Omega_i &= \{(x_{i,j}, y_{i,j}, z_{i,j})\}; \\ \Omega_i^{нч} &= \{(x'_{i,j}, y'_{i,j}, z'_{i,j})\}. \end{aligned} \qquad (1)$$

где $p_i = (x_{i,j}, y_{i,j}, z_{i,j})$ - координаты каждой точки, принадлежащей группе поверхностей зубов в пространстве;

$p'_i = (x'_{i,j}, y'_{i,j}, z'_{i,j})$ - координаты каждой точки, принадлежащей поверхности костей верхней и нижней челюсти в пространстве,

$j = 1..N_i$ обозначает условный порядковый номер каждой точки. С позиций наиболее информативного отображения следует считать $N_i \to \max$, однако для наибольшей информативности можно выделить только набор характерных точек, влияющих на проведение оперативного вмешательства $p_i, p'_i \in \Omega_i^* : N_i \to opt$

Зубочелюстной аппарат Ω_i представляет собой идеальную картину для пациента с учетом антропометрических особенностей строения челюсти. Возможности хирургической коррекции костей челюсти оставим за рамками настоящего исследования.

У реального пациента состояние зубочелюстного аппарата отличается от идеального в силу особенностей развития и перенесенных или текущих заболеваний. Обозначим его как:

$$\Omega^{*}_{i,k} = \left\{\left(x^{k}_{i,j}, y^{k}_{i,j}, z^{k}_{i,j}\right)\right\}, \qquad (2)$$

где $p^{k}_{i,j} = \left(x^{k}_{i,j}, y^{k}_{i,j}, z^{k}_{i,j}\right)$ - координаты точек, характеризующих реальное строение зубов;

k – индекс состояния челюсти, упорядоченный по времени.

То есть, для ситуации $\left\{\left(x^{k}_{i,j}, y^{k}_{i,j}, z^{k}_{i,j}\right)\right\}$ хирургическое вмешательство в области $\Omega^{*}_{i,k}$ приведет к ситуации $\left\{\left(x^{k+1}_{i,j}, y^{k+1}_{i,j}, z^{k+1}_{i,j}\right)\right\}$.

Будем считать, что восстановление трехмерной поверхности зубов по данным КТ производится с достаточной точностью по сетке дискретизации идеальной модели, то есть для каждой точки p_i существует, может быть установлена и поставлена в соответствие точка $p^{k}_{i,j}$.

Эта задача не может быть решена простым сравнением геометрических координат, поскольку данные реальной и идеальной картины разнятся. Однако формально она может быть обозначена следующим образом.

Для каждой точки p_i определим привязку к ближайшей точке челюсти p'_i как проекцию на плоскость челюсти. Будем считать соответствующей p_i точку $p^{k}_{i,j}$, если она находится в окрестности $\Delta p = const$, восстановленной в точке p_i. То есть:

$$\forall p_i \ \exists p^{k}_{i,j}, p'_i : \left(p'_i = П_{нч}\left(p_i\right)\right) \wedge \left(p'_i = П_{нч}\left(p_i \pm \Delta p\right)\right), \qquad (3)$$

где $П_{нч}\left(p_i\right)$ - проекция точки p_i на плоскость челюсти.

Будем считать, что для случая отсутствия зуба в ожидаемой точке соответствующие $p^{k}_{i,j} = null$.

Обобщенно, можно сказать, что таким образом мы определяем соответствие точек реального и ожидаемого состояния зубов относительно плоскости челюсти.

Таким образом, с позиций медицинской информатики, можно сформулировать формальную задачу оптимальной персонализированной зубной имплантации следующим образом. На некотором этапе k необходимо обеспечить

минимум среднеквадратического отклонения текущего состояния зубочелюстного аппарата от идеального целевого:

$$\begin{aligned} &\delta(P_i,k)=\sum_j\left(\sqrt{\left(x_{i,j}^k-x_{i,j}\right)^2+\left(y_{i,j}^k-y_{i,j}\right)^2+\left(z_{i,j}^k-z_{i,j}\right)^2}\right)\to 0,\\ &p_{i,j}^k=\left(x_{i,j}^k,y_{i,j}^k,z_{i,j}^k\right)\in\Omega_{i,k}^*. \end{aligned}, \qquad (4)$$

Достижение этой целевой функции на практике может быть выполнено либо в ходе автоматизированного построения имплантата путем решения задачи аппроксимации, либо в ходе хирургического планирования операции с использованием системы поддержки принятия врачебных решений. Первый вариант решения сопряжен с некоторыми трудностями реализуемости и адекватности выстраиваемых аппроксимативных моделей, в частности, необходимо, чтобы построенное облако точек $\Omega_{i,k}^*$ не имело внутренних кластерных пересечений, а пересечение с областью точек челюсти $\Omega_i^{нч}$ было выполнено в соответствии с ограничениями хирургического вмешательства.

Для определения алгоритма поддержки принятия врачебных решений рассмотрим модель имплантата в виде:

$$I_m=\left(d_m,L_m,T_m,S_m,D(m),\{g_{m,n}\}\right), \qquad (5)$$

где d_m - диаметр имплантата;

l_m - длина имплантата;

T_m - тип резьбы имплантата;

S_m - форма имплантата;

$D(m)$ - плотность костной ткани, $D(m)=\{D_1,D_2,D_3,D_4\}$;

$G_m=\{g_{m,n}\}$ - облако точек модели имлантата.

Отметим наличие функциональной зависимости:

$$G_m=F\left(d_m,l_m,T_m,S_m,B_m\right). \qquad (6)$$

Нагрузка, передаваемая по оси имплантата, зависит от угла его установки. Кроме этого, чем больше угол установки, тем выше вывихивающий имплантат крутящий момент. При установке имплантата по вектору жевательной нагрузки,

она передается по его оси, что соответствует правильной установке. В связи с этим, моделирование установки имплантата и расчет его параметров должны производиться в проекциях плоскости челюсти и перпендикулярной ей плоскости (в продольной и поперечной проекциях).

Для подбора параметров имплантата учитывая требования целевой функции (4) и особенности строения челюсти для выбора диаметра имплантата необходимо использовать проекцию челюсти $\Omega_i^{нч}$, для определения длины необходимо использовать фронтальную проекцию, перпендикулярную плоскости челюсти $\Omega_i^{ф}$

Выбор проекции позволяет перейти к следующему набору правил в системе поддержки приятия врачебных решений (см. таблицу 3.1). Алгоритм учитывает следующие входящие данные:

1. Размер костного блока;
2. Плотность трабекулярной кости;
3. Пиковая жевательная нагрузка;
4. Наличие остеопении, остеопороза.

Шаг и глубина резьбы выбираются для достижения необходимой площади поверхности имплантата и максимально близкими к средним параметрам шага и глубины. Шаг резьбы выбирается для имплантата один на всю длину имплантата. Глубина и форма резьбы плавно меняется по мере перехода имплантата из одной плотности кости в другую.

Таблица 3.1 - Набор правил в системе поддержки принятия врачебных решений по выбору и расчету параметров дентальных имплантатов

Шаг алгоритма	**Исходные данные**	**Вывод**	**Единицы измерения**
Выбор проекции		Плоскость челюсти $\Omega_i^{нч}$ (продольная и поперечная проекция)	
Расчет диаметра имплантата в продольной челюсти проекции	h_1 - размер кости челюсти в месте установки имплантата в продольной проекции; d_3 и d_4 - минимальные расстояния от	$d_1=h_1 - d_3 - d_4$	мм

Шаг алгоритма	Исходные данные	Вывод	Единицы измерения
	проектируемого имплантата до соседнего зуба = 1,6 мм / имплантата = 2,8 мм. Диаметр имплантата выбирается наименьшим значением среди d1 и d2		
Расчет диаметра имплантата в поперечной челюсти проекции	h_2 - размер кости челюсти в месте установки имплантата в поперечной проекции	$d_2=h_2$ - 3,8	мм
Расчет диаметра имплантата	d_1, d_2	$d_{i=}=\min(d_1,d_2)$	мм
Выбор проекции		Проекция Ω_i^{ϕ}	
Определение длины имплантата	L_i - размер кости челюсти в месте и направлении установки имплантата	$l_i=L_i$ - 1,8	мм
Определение плотности трабекулярной кости ρ и типа костной ткани $D(m)$	Снимки конусно-лучевой компьютерной томографии, опросный лист	С использованием ИИ	По шкале Хаунсфилда, HU
Оценка индивидуальной жевательной нагрузки F_i	Пол (мужской/ женский), или по тестам индивидуально	М → 820 Ж → 700	кгс
Определение предельного напряжения костной ткани (пиковой жевательной силы) P^*_i	Плотность костной ткани трабекулярной кости (в HU)	Кортикальная кость → 14,8 Губчатая кость → 8,2 Губчатая кость 830 HU → 6,46 Губчатая кость 800 HU → 5,42 Губчатая кость 760 HU → 4,64 Губчатая кость 720 HU → 4,18 Губчатая кость 680 HU → 3,83 Губчатая кость 600 HU → 3,27 Губчатая кость 510 HU → 2,79 Губчатая кость 425 HU → 2,34 Губчатая кость 340 HU → 1,9 Губчатая кость 250 HU → 1,48	кг/мм^2
Корректировка P_i	Опросный лист	Остеопороз, менопауза → $P_i = 0{,}93 \cdot P_i^*$; Сахарный диабет, печеночная и почечная недостаточность → $P_i = 0{,}85 \cdot P_i^*$ Критериями невключения пациентов в исследование являлись: • тяжелые хронические соматические	кг/мм^2

Шаг алгоритма	Исходные данные	Вывод	Единицы измерения
		заболевания организма (коллагенозы, тяжелые заболевания сердечно-сосудистой системы: сердечная недостаточность Н IIБ ст. и выше, тяжелые нарушения ритма, гипертоническая болезнь III ст. и др. и дыхательной систем: дыхательная недостаточность, почечная недостаточность, печеночная недостаточность, заболевания крови (лейкоз, тяжелые формы анемий, заболевания гемостаза и т.п.), туберкулез и т.п.; • заболевания эндокринной системы (нарушение функции гипофиза или надпочечников, сахарный диабет, заболевания щитовидной железы, и др.); • заболевания костно-мышечной системы (остеопороз, дисплазии челюстей); • хронический алкоголизм и наркомания, ВИЧ-инфекция; • наличие злокачественных опухолей любой локализации, в том числе мягких тканей и костей лицевого скелета; • наличие заболеваний СОПР, которые могут быть расценены как предопухолевые; • заболевания предстательной железы; • отсутствие гигиенической культуры у пациента или осознанное нежелание пациента к поддерживанию гигиены полости рта, а также отсутствие согласия на проведение обследования и терапии. Кроме этого, из групп исследования исключались пациенты, которые не соблюдали рекомендации врача, у которых наблюдалось ухудшение соматического статуса (инсульт, инфаркт миокарда и т.п.).	
Расчет плоскости поверхности резьбы	Жевательная нагрузка F_i Пиковая жевательная сила P_i	$S_i = \frac{F_i}{P_i}$	мм^2
Выбор формы резьбы T_m	Плотность костной ткани $D(m)$	Кость D1 → Квадратная Кость D2 → Трапециевидная Кость D3, D4 → V-образная	-
Выбор параметров резьбы T_m	Плотность костной ткани $D(m)$	Кость D1 → Шаг резьбы 0,2..0,5; Глубина резьбы 0,1-0,3; Кость D2 → Шаг резьбы 0,4..0,8; Глубина резьбы 0,2-0,4; Кость D3 → Шаг резьбы 0,7..1,2; Глубина резьбы 0,3-0,6; Кость D4 → Шаг резьбы 1,0..1,6; Глубина резьбы 0,5-0,8.	мм

Таким образом, представленная формально-логическая модель послужила основой для построения базы знаний и реализации информационного обеспечения системы поддержки принятия врачебных решений.

3.2. Построение базы знаний по выбору конструкции дентального имплантата

Рассмотрим информационную модель зубного (дентального) имплантата с точки зрения инженерии знаний в виде объектно-ориентированной онтологической модели. Онтология в данном контексте представляет собой семантическую сеть, представляющую собой граф специального вида, узлами которого являются концепты, описывающие основные понятия предметной области, а ребрами – логические отношения между ними. Согласно стандартному подходу к построению онтологии в семантическую сеть входят также атрибуты, описывающие отдельные реализации концептов и правила логического вывода (semantic reasoning), позволяющие формализовать и автоматизировать логику рассуждения.

Логический вывод имеет своим результатом подбор модели и расчет параметров имплантата по данным измерений, полученных в ходе компьютерного анализа конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) и внутриротового сканирования. Данный анализ может быть произведен как в ходе восстановления точной трехмерной модели анатомических структур пациента, так и путем частичного моделирования с определением ключевых геометрических параметров в ходе обработки изображений компьютерной томографии с помощью технологий искусственного интеллекта для распознавания образов. Комбинированная обработка позволяет частично автоматизировать расчетные функции и снизить трудоемкость трехмерного моделирования.

Далее будем опираться на результаты исследований Байси, Рудека и др. [66]. В данной статье представлен фрагмент онтологии в виде модели, приведенной на рисунке 3.1. Достоинствами данной разработки является

концептуальное представление базовых понятий дентального имплантата в формате онтологии. Главный недостаток – отсутствие логического вывода в составе модели для поддержки принятия врачебных решений. Для разрешения этой проблемы необходимо расширить онтологию путем добавления концептов параметризации имплантата.

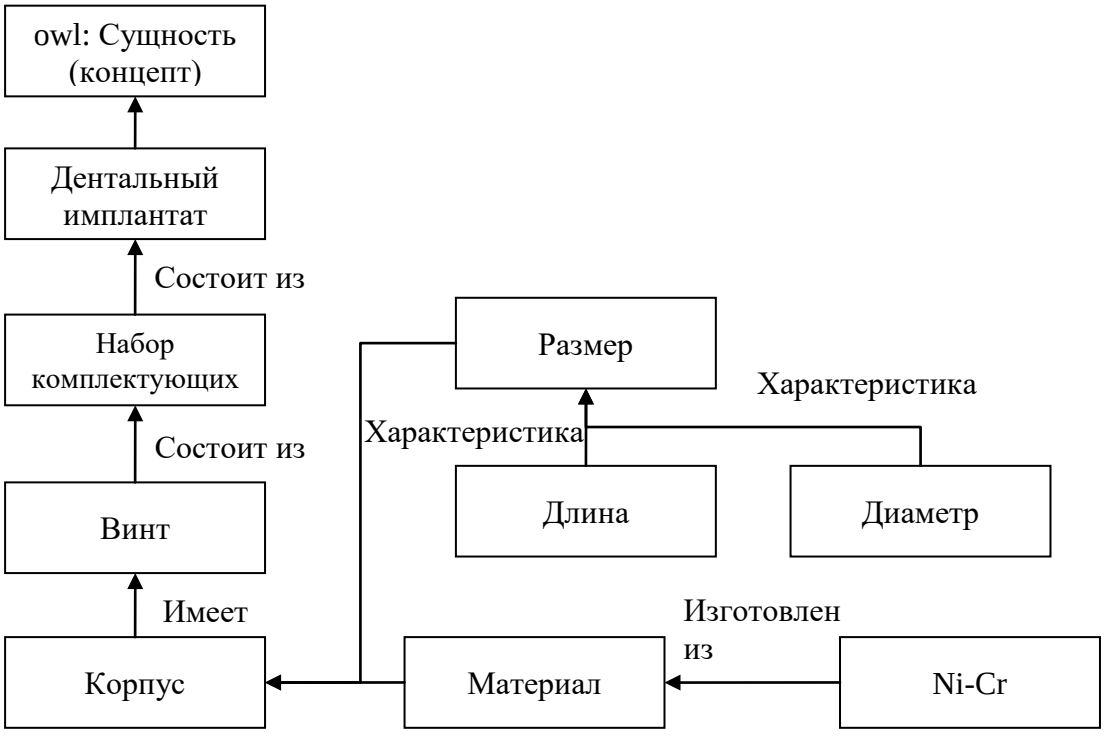


Рисунок 3.1 - Фрагмент онтологии дентальных имплантатов из работы [66]

Также в работе Чена и др. приведена онтология (см. рисунок 3.2) [74]. Здесь основное внимание уделяется диагностике, в то время как для поддержки принятия врачебных решений необходимо задать информационное обеспечение автоматизированного конфигурирования имплантатов.

Предложенная модель базы знаний на основе онтологии представлена на рисунке 3.3.

Концепт «Имплантат» реализует основной интерфейс и дополняется в потомках «Зубной имплантат» и «Штифт» с учетом требований и ограничений предметной области. Здесь же производится последовательное уточнение

материала и геометрических параметров по данным компьютерной томографии или восстановленной трехмерной модели. По предварительно заданным параметрам осуществляется генерация сущности «Индивидуальный имплантат», для чего в информационно-логическую модель введен концепт «Конструктор имплантата».

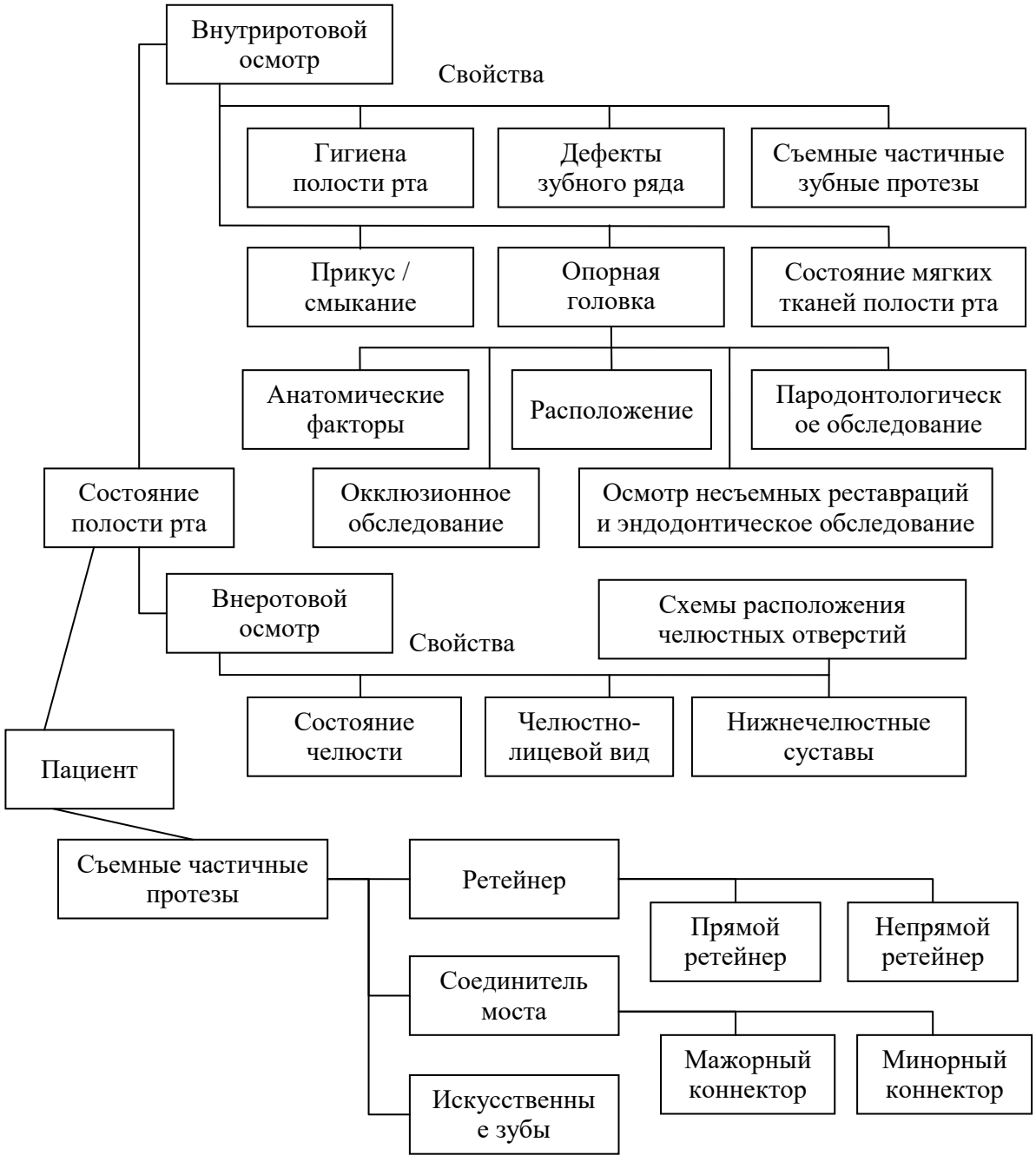


Рисунок 3.2 - Онтология частично съемных зубных протезов из работы [74]

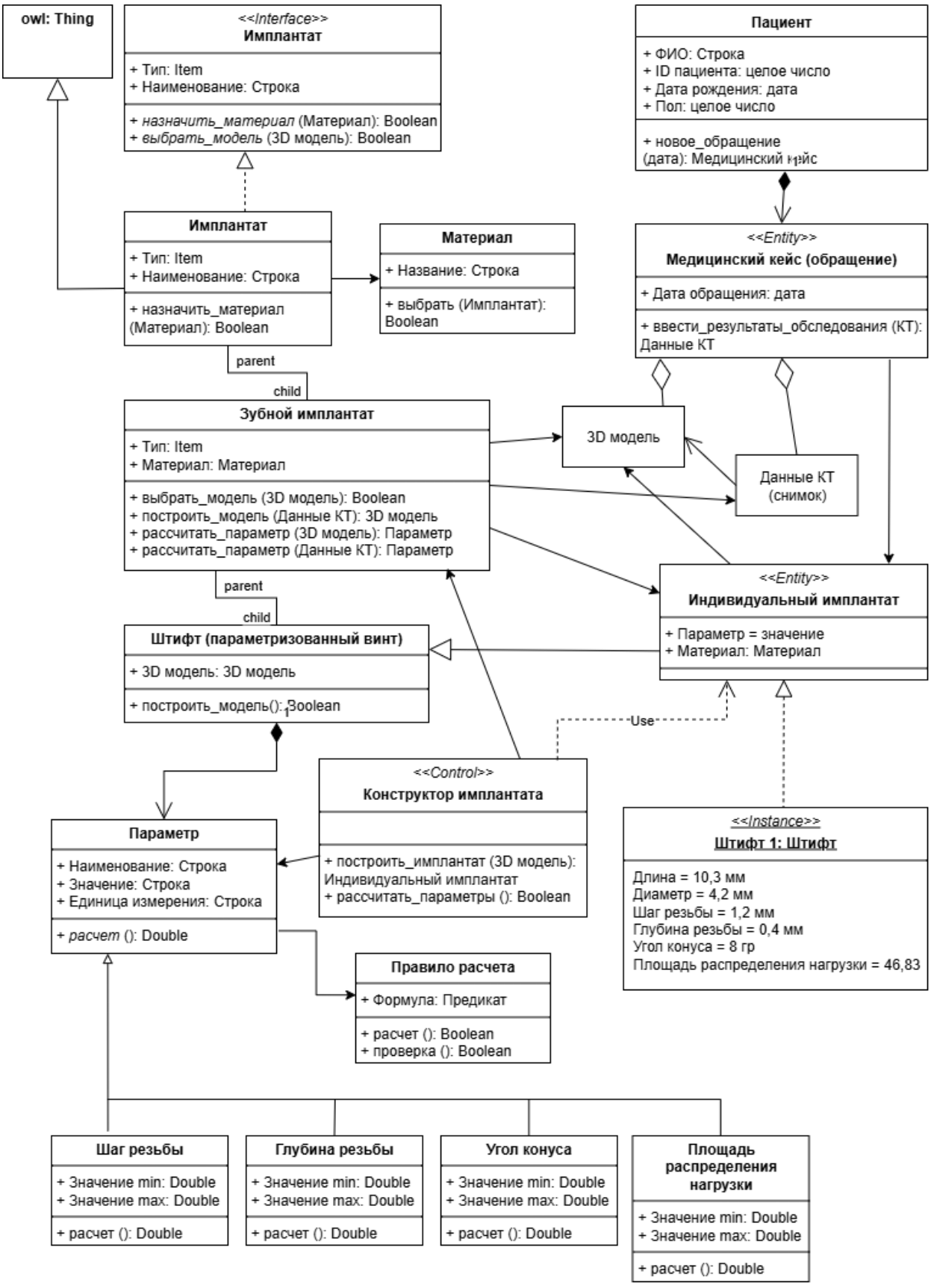


Рисунок 3.3 - Параметрическая модель онтологии цифрового персонализированного дентального имплантата

На примере объекта «Штифт 1» представлены результаты расчета оптимальных габаритных размеров дентального имплантата на базе исследований конусно-лучевой компьютерной томографии разработанным в диссертации программным алгоритмом.

Предложенная модель может быть использована в качестве основы проектирования базы знаний и реализации информационного и программного обеспечения системы поддержки принятия врачебных решений по проектированию персонализированных дентальных имплантатов.

Реализация базы знаний выполнена в виде компьютерной онтологии и содержит правила, выстроенные в типовой последовательности обработки данных. При этом данные правила могут применяться в другой последовательности или совместно для корректировки решения врача в рамках информационной поддержки принятия врачебных решений.

В ходе исследования на основе таблицы 3.1 (см. раздел 3.1) была разработана следующая система формальных правил:

1. Выбор проекции:

– *Исходные данные:* КТ пациента;

– *Вывод:* Плоскость челюсти (продольная и поперечная проекция)

2. Расчет диаметра имплантата в продольной проекции челюсти:

– *Исходные данные:* h_1 - размер кости челюсти в месте установки имплантата в продольной проекции; d_3 и d_4 - минимальные расстояния от проектируемого имплантата до соседнего зуба = 1,6 мм / имплантата = 2,8 мм. Диаметр имплантата выбирается наименьшим значением среди d_1 и d_2;

– *Вывод:* $d_1=h_1 - d_3 - d_4$;

– *Единица измерения:* мм;

3. Расчет диаметра имплантата в поперечной проекции челюсти:

– *Исходные данные:* h_2 - размер кости челюсти в месте установки имплантата в поперечной проекции;

– *Вывод:* $d_2=h_2 - 3{,}8$;

– *Единица измерения:* мм;

4. Расчет диаметра имплантата

– *Исходные данные:* d_1, d_2;

– *Вывод:* $d_{i=}$=min(d_1,d_2);

– *Единица измерения:* мм;

5. Выбор проекции

– *Исходные данные:* КТ пациента;

– *Вывод:* Проекция фронтальная, перпендикулярная плоскости челюсти;

6. Определение длины имплантата

– *Исходные данные:* L_i - размер кости челюсти в месте и направлении установки имплантата;

– *Вывод:* l_i=L_i - 1,8;

– *Единица измерения:* мм;

7. Определение плотности трабекулярной кости ρ и типа костной ткани:

– *Исходные данные:* снимки конусно-лучевой КТ пациента, опросный лист;

– *Вывод:* с использованием ИИ (как показано ниже);

– *Единица измерения:* по шкале Хаунсфилда, HU;

8. Оценка индивидуальной жевательной нагрузки:

– *Исходные данные:* пол (мужской/ женский), или по тестам индивидуально;

– *Вывод:* М → 820; Ж → 700;

– *Единица измерения:* кгс;

9. Определение предельного напряжения костной ткани (пиковой жевательной силы):

– *Исходные данные:* плотность костной ткани трабекулярной кости (в HU);

– *Вывод:* кортикальная кость → 14,8; Губчатая кость → 8,2; Губчатая кость 830 HU → 6,46; Губчатая кость 800 HU → 5,42; Губчатая кость 760 HU → 4,64; Губчатая кость 720 HU → 4,18; Губчатая кость 680 HU → 3,83; Губчатая кость 600 HU → 3,27; Губчатая кость 510 HU → 2,79; Губчатая кость 425 HU → 2,34; Губчатая кость 340 HU → 1,9; Губчатая кость 250 HU → 1,48

– *Единица измерения:* кг/мм^2;

10.Корректировка предельного напряжения костной ткани:

– *Исходные данные:* опросный лист;
– *Вывод:* Остеопороз, менопауза → $P_i = 0{,}93 \cdot P_i^*$; Сахарный диабет, печеночная и почечная недостаточность → $P_i = 0{,}85 \cdot P_i^*$; прочие критерии;
– *Единица измерения:* кг/мм^2;

11.Расчет плоскости поверхности резьбы:

– *Исходные данные:* Жевательная нагрузка F_i; Пиковая жевательная сила P_i;
– *Вывод:* $S_i = F_i / P_i$;
– *Единица измерения:* мм^2;

12.Выбор формы резьбы

– *Исходные данные:* Плотность костной ткани D;
– *Вывод:* D1 → Квадратная; D2 → Трапециевидная; D3, D4 → V-образная;

13.Выбор параметров резьбы

– *Исходные данные:* Плотность костной ткани D;
– *Вывод:* Кость D1 → Шаг резьбы 0,2..0,5; Глубина резьбы 0,1-0,3; Кость D2 → Шаг резьбы 0,4..0,8; Глубина резьбы 0,2-0,4; Кость D3 → Шаг резьбы 0,7..1,2; Глубина резьбы 0,3-0,6; Кость D4 → Шаг резьбы 1,0..1,6; Глубина резьбы 0,5-0,8;
– *Единица измерения:* мм

База знаний была реализована в составе системы поддержки принятия врачебных решений на языке Python.

Задача идентификации плотности кости и классификации по типу костной ткани решалась с использованием искусственной нейронной сети путем анализа снимков конусно-лучевой КТ пациента [58, 113]. Достаточно хорошо удается распознавать плотность кости по снимкам высокого разрешения [82, 90].

Применительно к решаемой задаче известен опыт применения искусственных нейронных сетей в анализе конусно-лучевой КТ при планировании операций [108, 115]. В частности, в работе Лю М. отражен успешный опыт применения сверточной нейронной сети для обнаружения

краевой потери костной ткани на периапикальных рентгенограммах [89]. В связи с этим, для решения поставленной задачи логично реализовать нейросетевой алгоритм распознавания плотности костной ткани и классификации случаев по типу предельного напряжения костной ткани.

В качестве исходных изображений были использованы снимки КТ челюсти с различным разрешением (рисунок 3.4), размеченные предварительно по группам плотности костной ткани, по 30 снимкам в каждой группе.

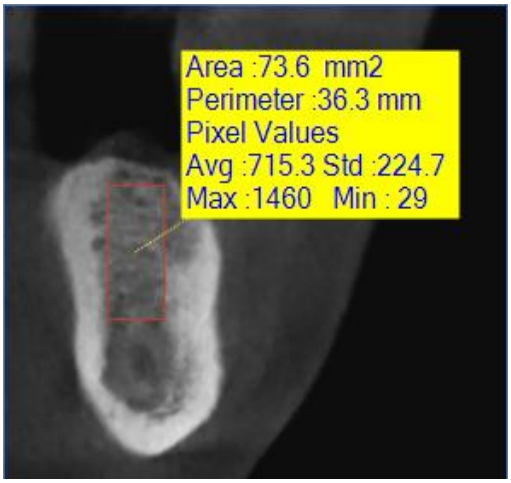


Рисунок 3.4 - Исходный снимок КТ нижней челюсти

В рамках реализованной системы поддержки принятия врачебных решений была выбрана модель остаточной нейронной сети ResNet 50 с 50 слоями, которая показала наилучшие результаты по сравнению с аналогами (рисунок 3.5 – 3.7) [127].

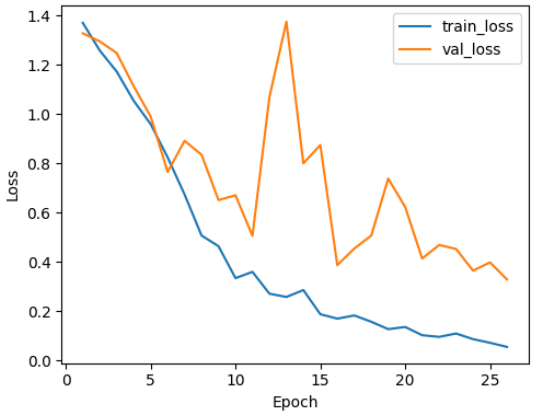


Рисунок 3.5 - Функция потерь

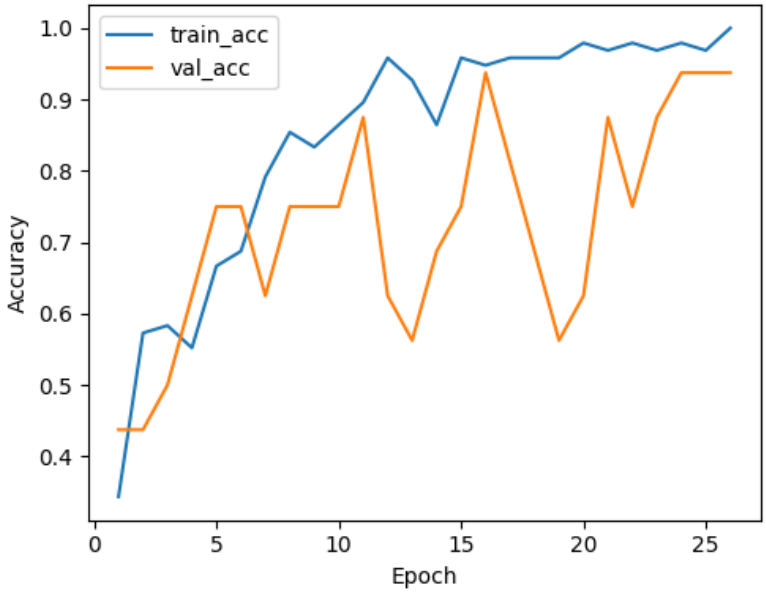


Рисунок 3.6 - Точность распознавания

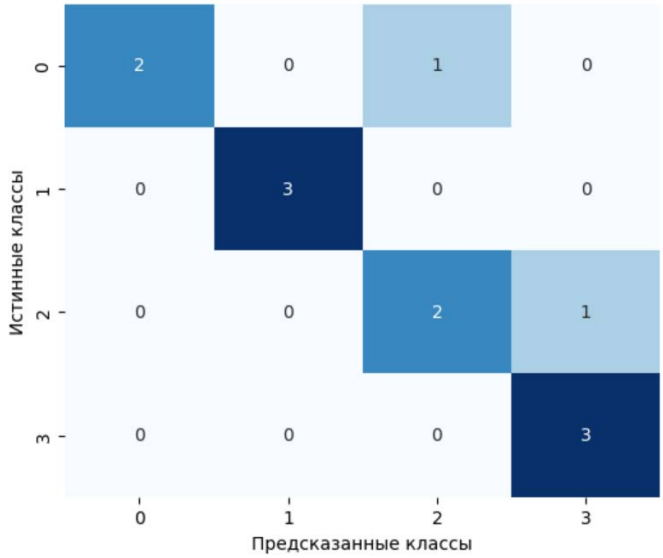


Рисунок 3.7 - Распределение ошибок

Наилучшие результаты показала модель resnet50_gray_pad_seed2. Модель достигла 0,938 точности на валидационной выборке и 0,875 точности на тестовой выборке при значении test loss около 0,595.

Таким образом, можно сделать вывод о положительной возможности применения технологии машинного обучения на данном этапе алгоритма.

3.3. Реализация системы поддержки принятия врачебных решений по выбору конструкции дентального имплантата

Предложенные технологии были реализованы в составе системы поддержки принятия врачебных решений по выбору конструкции дентального имплантата. На основе комплексного анализа актуальных направлений развития и технологических решений в области цифровой стоматологии была сформирована унифицированная архитектура системы поддержки клинических решений, представленная на рисунке 3.8. В ее основе лежит интеграция инструментов автоматизированного проектирования дентальных имплантатов, методов искусственного интеллекта и технологий инженерии знаний.

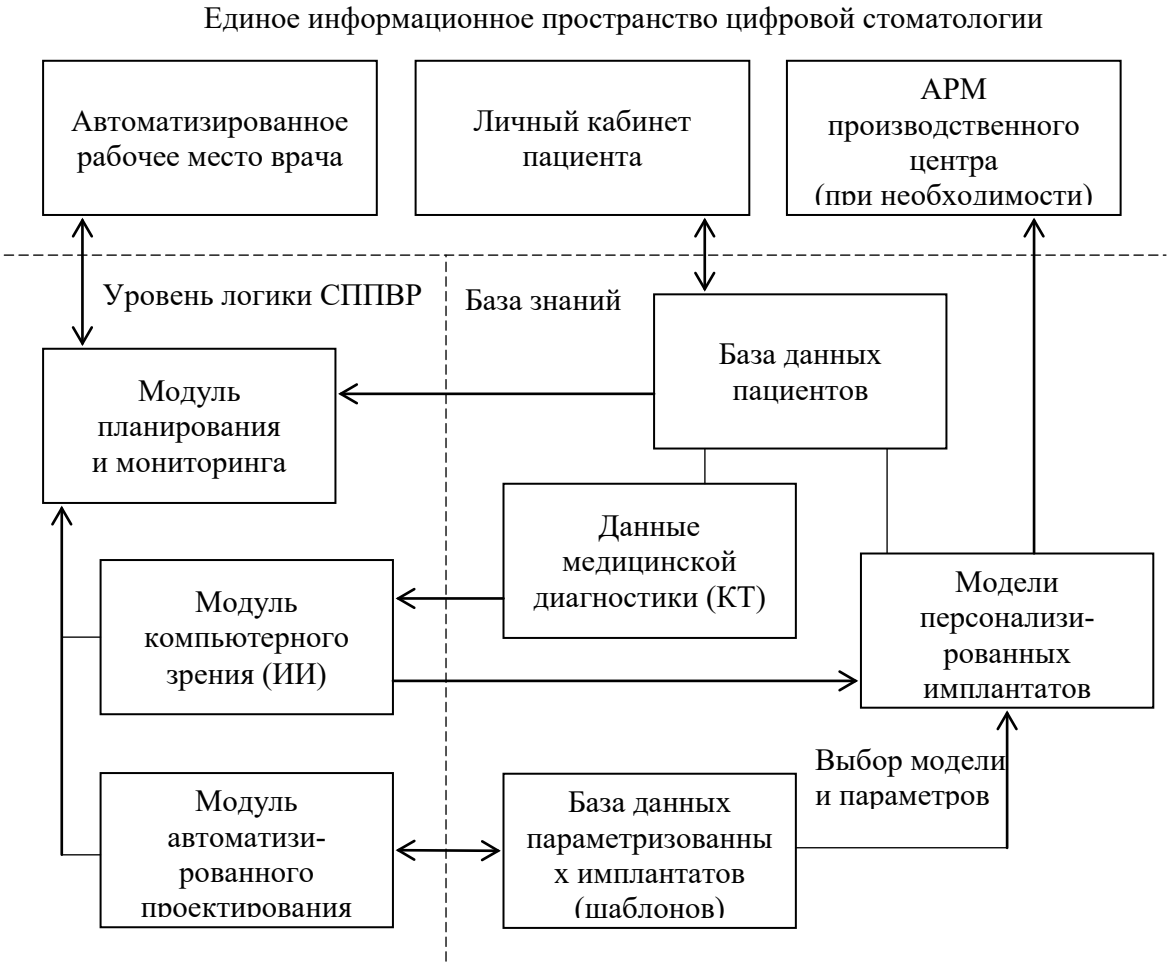


Рисунок 3.8 – Схема архитектура средств автоматизированного проектирования дентальных имплантатов в составе системы поддержки принятия врачебных решений

В основе архитектуры лежит единое информационное пространство цифровой стоматологии, обеспечивающее сквозной обмен данными между всеми функциональными компонентами системы. В его состав входят автоматизированное рабочее место (АРМ) врача, личный кабинет пациента, а также АРМ производственного центра (при необходимости), подключаемый на этапах изготовления персонализированных имплантатов.

Ключевым элементом архитектуры является модуль автоматизированного проектирования дентальных имплантатов, который функционирует на основе данных медицинской диагностики, прежде всего компьютерной томографии. Модуль обеспечивает построение трехмерных моделей челюстно-лицевой области пациента и формирование персонализированных имплантатов на основе параметризованных шаблонов, хранящихся в специализированной базе данных. Результатом работы модуля являются цифровые модели индивидуальных имплантатов, готовые к дальнейшему производству.

Интеллектуальная обработка диагностических данных реализуется с использованием модуля компьютерного зрения и искусственного интеллекта, предназначенного для автоматического анализа КТ-изображений, выявления анатомических особенностей, определения зон имплантации и снижения субъективности врачебных решений. Данный модуль обеспечивает повышение точности и воспроизводимости проектных решений.

Функционирование СППВР поддерживается уровнем логики принятия решений, включающим базу знаний и модуль выбора модели и параметров имплантата. База знаний аккумулирует клинические протоколы, инженерные ограничения, накопленный экспертный опыт и результаты ранее выполненных проектов. На основе этих данных осуществляется интеллектуальный выбор оптимальной конфигурации имплантата с учетом индивидуальных особенностей пациента.

Дополнительно в архитектуре предусмотрен модуль планирования и мониторинга, обеспечивающий сопровождение изделия цифровой стоматологии на всех этапах жизненного цикла – от диагностики и проектирования до

изготовления и клинического применения. Модуль позволяет контролировать процесс реализации решений и оценивать их эффективность.

На основе разработанной архитектуры и формально-логической модели (см. раздел 3.1) создано специализированное программное обеспечение системы поддержки принятия врачебных решений, обеспечивающее интеллектуальный выбор и расчет параметров дентальных имплантатов с учетом клинических, анатомических и инженерных ограничений. На разработанное программное обеспечение получены свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2022683245 Российская Федерация «Количество витков резьбы имплантата» и свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2026616962 Российская Федерация «Программная система поддержки принятия врачебных решений по выбору конструкции дентального имплантата».

Его применение позволило модернизировать процесс выбора дентального имплантата (рисунок 3.9) за счет обеспечения возможности автоматизации основных процессов выбора модели и расчета параметров (параметризация имплантата) (рисунок 3.10).

Функциональность программного обеспечения включает загрузку данных КТ с последующей обработкой, выбор типа имплантата и его параметризацию, определение размеров и расположения имплантата с учетом индивидуальных особенностей пациента.

На рисунках 3.11 и 3.12 представлено автоматизированное рабочее место врача, предназначенное для комплексной поддержки процесса принятия клинических решений при планировании дентальной имплантации.

АРМ врача обеспечивает последовательную реализацию всех этапов обработки медицинской информации, начиная с ввода исходных данных пациента и заканчивая выбором и расчетом параметров дентального имплантата.

Функциональные возможности АРМ включают интеллектуальный анализ данных компьютерной томографии с использованием подсистемы компьютерного зрения. Данная подсистема автоматически определяет плотность костной ткани и выполняет ее классификацию в соответствии с общепринятыми типами костной

структуры. Полученные результаты используются в дальнейшем для обоснованного выбора модели имплантата и расчёта его геометрических и конструктивных параметров.

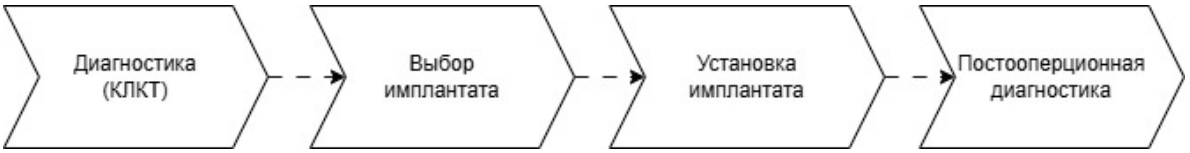


Рисунок 3.9 – Схема отображения процесса выбора дентального имплантата обычным способом

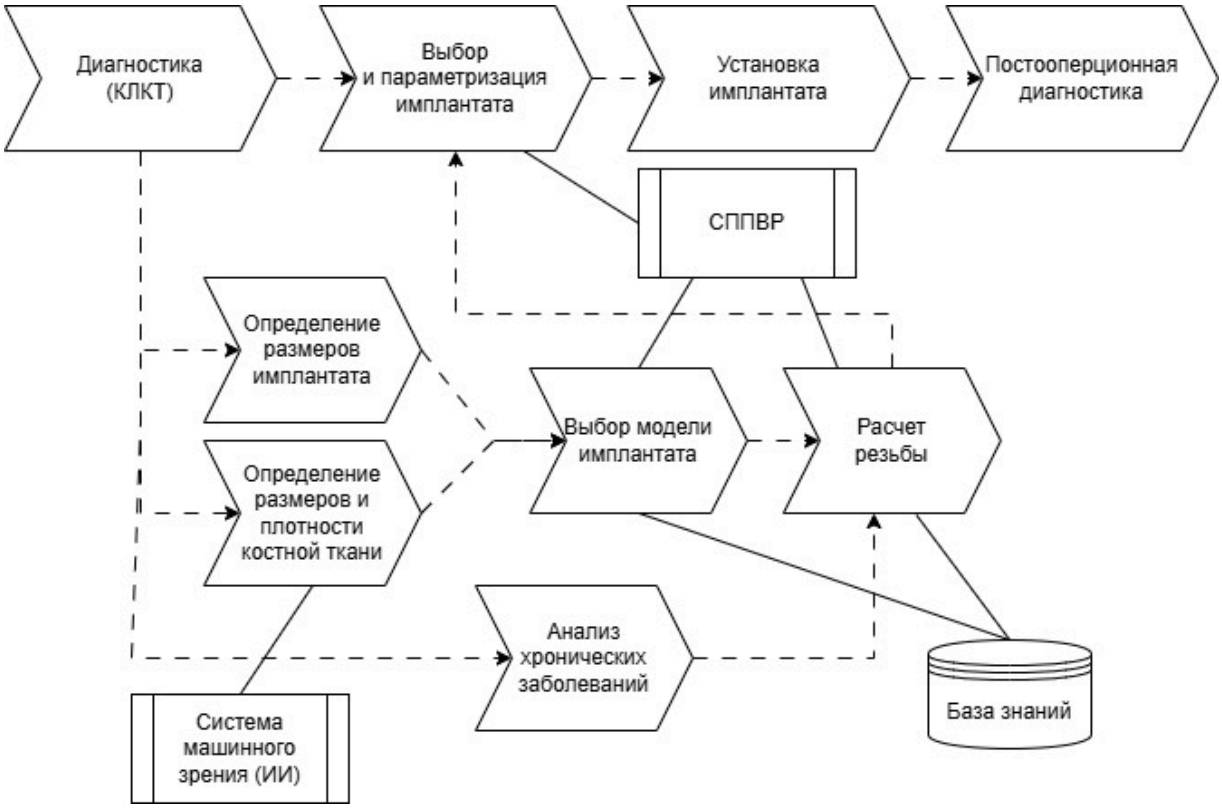


Рисунок 3.10 –Схема отображения процесса выбора дентального имплантата с применением СППВР

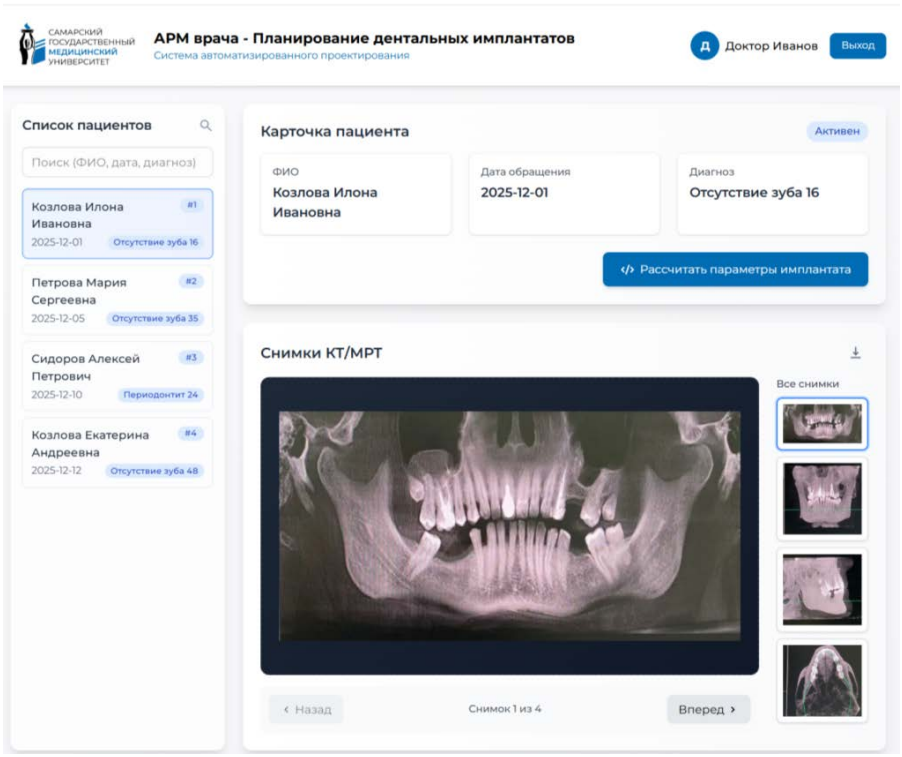


Рисунок 3.11 - СППВР планирования дентальных имплантатов. АРМ врача



Рисунок 3.12 - Автоматизированный расчет параметров дентального имплантата

Процесс проектирования имплантата осуществляется с учетом индивидуальных особенностей строения зубочелюстного аппарата пациента, анатомических характеристик челюсти, а также других клинически значимых параметров. АРМ врача предоставляет возможность визуализации предлагаемых системой решений, сформированных на основе автоматизированных расчётов, что позволяет врачу оценить корректность и целесообразность предложенного варианта имплантации.

При необходимости предусмотрен режим ручной корректировки параметров имплантата, обеспечивающий гибкость принятия врачебных решений. В случае внесения изменений система автоматически выполняет перерасчёт параметров, сохраняя согласованность всех связанных данных.

АРМ врача системы поддержки принятия врачебных решений обеспечивает ведение полного информационного цикла, включающего ввод, обработку, анализ и хранение медицинских и инженерных данных. Вся информация структурируется и сохраняется в электронной информационной карточке пациента. Дополнительно в системе фиксируются результаты проведенной имплантации, которые сохраняются в специализированном журнале и могут быть использованы для последующего анализа, мониторинга эффективности лечения и накопления базы клинического опыта.

Дополнительно к АРМ врача реализован сервис конфигурирования базы знаний, в котором в соответствии с введенной информационно-логической моделью задается логика поддержки принятия врачебных решений в формате правил. Условия и перечень правил могут пересекаться, при этом задаются дополнительные условия. Таким образом, реализуется полноценный сервис ведения базы знаний, учитывающий исторические результаты проектирования и установки имплантатов в процесс разработки новых изделий.

Предложенное техническое решение позволило разработать индивидуальный дентальный имплантат, отличающийся от аналогов тем, что на основе данных КЛКТ рассчитывают габаритные длину и диаметр имплантата, шаг и минимальную глубину однозаходной резьбы его имплантируемой части с

учетом средней плотности тканей пародонта, после чего формируют имплантат с рассчитанными индивидуальными размерами и параметрами резьбы (патент на полезную модель № 240553 Российская Федерация «Индивидуальный дентальный имплантат» (заявка № 2025134026 от 03.12.2025: зарег. 19.01.2026); патент на изобретение № 2856586 Российская Федерация «Способ изготовления индивидуального дентального имплантата» (заявка № 2025134011 от 03.12.2025: зарег. 24.02.2026).

Индивидуальный дентальный имплантат изготавливается из титана марки ВТ1-00 системой 3D-печати Tru Print 2000 в Индустриальном парке «Преображенка» на площадке Центра серийного производства СамГМУ на основе цифровой 3D-модели. Имплантат содержит дистальную, среднюю и апикальную части. Дистальная часть выполнена цилиндрической формы с микрорезьбой двойного захода для фиксации в кортикальном слое кости. Средняя часть имеет однозаходную резьбу, высота профиля которой увеличивается в направлении к апикальной части за счет конической формы сердечника при постоянном внешнем диаметре. Апикальная часть выполнена конической с острым наконечником, имеющим три режущие кромки, расположенные под углом 120° относительно друг друга. Параметры резьбы (шаг и глубина) соответствуют расчетной плотности костной ткани в месте установки, определяемой по данным конусно-лучевой компьютерной томографии пациента. Поверхность имплантата имеет микропористую структуру, образованную пескоструйной обработкой частицами бета-трикальцийфосфата с последующим травлением кислотой. Такая конструкция повышает первичную и вторичную стабильность имплантата за счет оптимизации распределения жевательной нагрузки и увеличения площади контакта с костной тканью, адаптированного к индивидуальным анатомическим условиям и плотности кости пациента.

Хороший результат лечения обеспечивается тем, что шаг двухзаходной резьбы дистальной части равен шагу однозаходной резьбы средней части, а глубина резьбы дистальной части составляет 0,1 мм.

Конструктивные параметры имплантата (габаритные размеры и геометрия резьбы) для каждого конкретного случая задаются таким образом, чтобы обеспечить соответствие анатомическим особенностям костного ложа Такое выполнение устройства позволяет получить имплантат, у которого высота профиля резьбы плавно изменяется (за счет конического сердечника при постоянном внешнем диаметре), что создает оптимальную компрессию в каждом слое кости.

Апробация программного обеспечения и изготовленного с его помощью индивидуального дентального имплантата были выполнены на ряде клинических случаев.

Клинический пример. Пациентка К., 40 лет, история болезни № 29331**.** Обратилась с жалобами на эстетический и функциональный дискомфорт вследствие отсутствия зубов 4.5, 4.6, 4.7. Сопутствующие заболевания отсутствовали, противопоказаний к имплантологическому лечению не выявлено. Из анамнеза установлено, что зубы 4.5, 4.6, 4.7 удалены вследствие кариеса и его осложнений около 10 лет назад в результате разрушения под металлокерамическими коронками. Диагноз К08.1 потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни.

Планирование и расчет параметров имплантата проводились на основе диагностических данных:

1) размеры костного блока в области планируемой установки;
2) плотность трабекулярной кости;
3) расчетная пиковая жевательная нагрузка;
4) отсутствие данных за остеопороз (коэффициент k=1).

На первом этапе врач-стоматолог загружает снимок конусно-лучевой компьютерной томографии и заполняет опросный лист пациента. Изучив томограмму, врач-стоматолог указывает место размещение планируемого дентального имплантата.

На втором этапе, исходя из опросного листа пациента и показателей плотности костной ткани, программа считает пиковую жевательную силу и

максимально допустимую нагрузку на костную ткань, а также необходимую площадь поверхности распределения нагрузки имплантата.

На третьем этапе программа строит имплантат по полученным габаритам с характеристиками шага и глубины резьбы, необходимой для достижения необходимой площади поверхности имплантата и максимально близкими к средним параметрам шага и глубины по таблице 3.2 для данной плотности кости. Шаг резьбы выбирается для имплантата один на всю длину имплантата.

Таблица 3.2 – Данные зависимости параметров шага и глубины резьбы от типа кости

Тип кости	Плотность по ед. Хаунсфилда	Максимальная нагрузка, Мпа	Шаг резьбы, мм	Глубина резьбы	Форма резьбы
Кость D1	ρ≥1100	16,5	0,2..0,5	0,1-0,3	Квадратная
Кость D2	1100>ρ≥800	8,3	0,4..0,8	0,2-0,4	Трапециевидная
Кость D3	800>ρ≥400	4,1	0,7..1,2	0,3-0,6	V - образная
Кость D4	400>ρ	1,9	1,0..1,6	0,5-0,8	V - образная

Габаритные размеры имплантата рассчитываются исходя из следующих формул:

а) $l=L$-1,8 мм, где l - длина имплантата, L - размер кости челюсти в месте и направлении установки имплантата.

б) d1=h1-d3-d4, d2=h2-3,8, где d1 и d2 расчётные диаметры имплантата в продольной и поперечной проекциях челюсти соответственно, h1 и h2 размеры кости челюсти в месте установки имплантата в продольной и челюсти поперечной проекциях соответственно, параметры d3 и d4 обозначают минимальные расстояния от проектируемого имплантата до соседнего зуба = 1,6 мм / имплантата = 2,8 мм. Диаметр имплантата выбирается наименьшим значением среди d1 и d2.

Структура трабекулярной кости организована таким образом, чтобы оптимально противостоять функциональным нагрузкам: «зерно» пористости ориентировано в направлении максимальной механической жёсткости и

прочности, что обусловливает ярко выраженную анизотропию её механических свойств.

Предусматривается коррекция конструкционных особенностей имплантата при наличии остеопении или остеопороза. В таких случаях, ввиду истончения и уменьшения количества трабекул, выбирается резьба с соотношением шага к глубине 1:0,9 (в отличие от стандартного 1:0,54) и компрессионный профиль без режущих кромок.

По алгоритму параметры резьбы вместе с соотношением цилиндрической части имплантата к конической определяются изменением плотности костной ткани на глубину установки. Глубина и форма резьбы плавно меняется по мере перехода имплантата из одной плотности кости в другую и определяются по следующему алгоритму: вычисляется оптимальная площадь распределения нагрузки $S_r=F_y/\sigma_s$, где Sr – рабочая площадь резьбы имплантата, F_y – сила жевательной нагрузки, σ_s – предельное напряжение костной ткани при сжатии.

На основании данных КЛКТ пациентки К. определено место размещения планируемого дентального имплантата и его исходные параметры: толщина кости (L) в месте и направлении установки - 12.1 мм, средняя плотность костной ткани - 740 HU (рисунок 3.14).

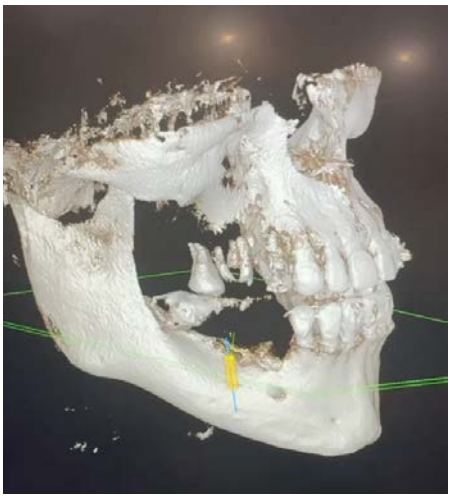


Рисунок 3.14 КЛКТ- позиция размещения планируемого дентального имплантата на нижней челюсти справа пациентки К.,40 лет, история болезни № 29331 диагноз: К 08.1 (МКБ-10)

Далее с использование разработанной СППВР был произведен автоматизированный расчет параметров дентального имплантата (рисунок 3.15):

- общая длина внутрикостной части: $l = L$ - 1.8 мм = 12.1 - 1.8 = 10.3 мм;
- диаметр (D) выбран как наименьший из рассчитанных для продольной и поперечной проекций: $D = d_2$ = 8.0 - 3.8 = 4.2 мм;
- длина дистальной части с двухзаходной резьбой (в кортикальном слое): 1.8 мм.

На основании качества костной ткани (740 HU) рассчитаны оптимальные характеристики резьбы имплантата:

- шаг резьбы (m): 1.2 мм;
- глубина резьбы (H_{min}): 0.47 мм.

Требуемая площадь (S_r) для жевательной нагрузки F_y=600Н:

$$S_r = 3 * 600 / (0.86 * 4.64 * 9.8) \approx 46.02 \text{ мм}^2.$$



Рисунок 3.15 – 3D-модель, спроектированная СППВР по выбору конструкции дентального имплантата

Методом перебора определен угол конуса (b), обеспечивающий необходимую площадь: b = 8°. При данном угле расчетная площадь распределения нагрузки составила 46.11 мм².

Предложенные СППВР параметры были согласованы с врачом-стоматологом. На основании рассчитанных параметров из биосовместимых материалов титана марки ВТ6 (ТУ на материал 32.50.50-004-40712727-2022, РУ РЗН 2025/24927) изготовлен имплантат (рисунок 3.16), который отпечатан системой 3D-печати Tru Print 2000 в Индустриальном парке «Преображенка» (г. Самара) на производственной площадке НИИ «Бионики и персонифицированной медицины» ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России. Предлагаемый имплантат представляет собой шуруп, имеющий цилиндрическую форму в пришеечной (дистальной) части и коническую форму - в апикальной. Острый наконечник

выполнен с тремя режущими кромками, расположенными под углом 120° друг относительно друга. Для формирования высокой микроретенции вся поверхность имплантата подвергается пескоструйной обработке частицами бета-трикальцийфосфата ($Ca_3(PO_4)_2$).



а) б)

Рисунок 3.16 – Индивидуальный дентальный имплантат, изготовленный с применением предложенного способа: а) имплантаты на платформе 3D-принтера до обработки; б) индивидуальный дентальный имплантат после абразивной и финишной обработки

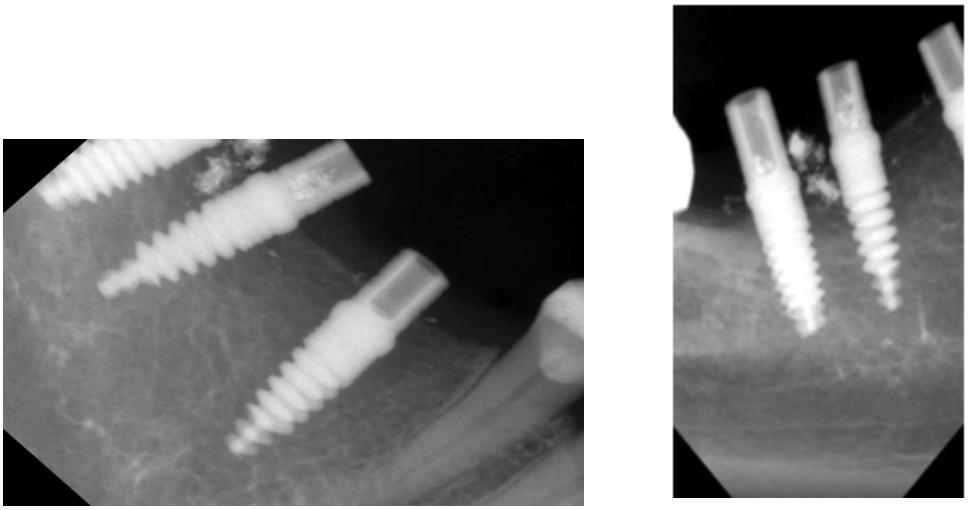
Результаты рассматриваемого случая (до и после имплантации) представлены на рисунках 3.17 и 3.18. Общая длина внутрикостной части имплантата составила 10,3 мм, длина внутрикостной части имплантата с двухзаходной мелкой резьбой, располагающейся в кортикальном слое кости составила 1,8 мм. Диаметр внутрикостной части имплантата составил 4,2 мм.



Рисунок 3.17 – Исходный вид до имплантации: ортопантомограмма челюстей пациентки К., 40 лет, история болезни № 29331,диагноз:К 08.1(МКБ-10)



а)



б)

Рисунок 3.18 - Результат имплантации пациентки К., 40лет. История болезни №12972, диагноз:К 08.1 (МКБ-10) а) фото после операции дентальной имплантации в позиции удаленных 4.5,4.6,4.7 зубов;
б) внутриротовая рентгенограмма после имплантации в позиции удаленных 4.5,4.6,4.7 зубов

Разработанный по данной методике и изготовленный дентальный имплантат показал высокую первичную стабильность при установке, что подтверждает эффективность и целесообразность применённого способа планирования и расчёта.

Таким образом, полученные результаты подтвердили возможность и практическую результативность системы поддержки принятия врачебных решений по проектированию дентальных имплантатов.

Резюме

Авторами разработана и реализована архитектура системы поддержки принятия врачебных решений для персонализированного изготовления дентальных имплантатов. Техническая база системы включает в себя интеграцию методов искусственного интеллекта, технологий компьютерного зрения, инженерии знаний и систем автоматизированного проектирования. В формально-логической модели формализованы зависимости между анатомическими параметрами пациента, плотностью костной ткани, геометрией имплантата и параметрами резьбы. Введен механизм логического вывода, обеспечивающий автоматизированный подбор модели и расчет параметров имплантата по данным КЛКТ и внутриротового сканирования, что устраняет ключевой недостаток ранее существующих онтологий - отсутствие поддержки принятия решений.

Для идентификации плотности костной ткани и ее классификации применена сверточная нейронная сеть ResNet-34, показавшая наилучшие результаты по сравнению с альтернативными моделями. Достигнута точность 0,875 на валидационной выборке и 0,75 на тестовой выборке при значении функции потерь около 0,72. Это подтверждает принципиальную возможность и практическую целесообразность применения методов машинного обучения для анализа конусно-лучевой КТ в задачах планирования дентальной имплантации и параметризации имплантатов.

Реализованное программное обеспечение СППВР апробировано на клинических случаях и продемонстрировало способность формировать согласованные с врачом параметры имплантатов, включая длину, диаметр и характеристики резьбы. Результаты расчетов подтвердили адекватность заложенных правил и моделей.

ГЛАВА 4. ОЦЕНКА РЕЗУЛЬТАТОВ И ЭФФЕКТИВНОСТИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ

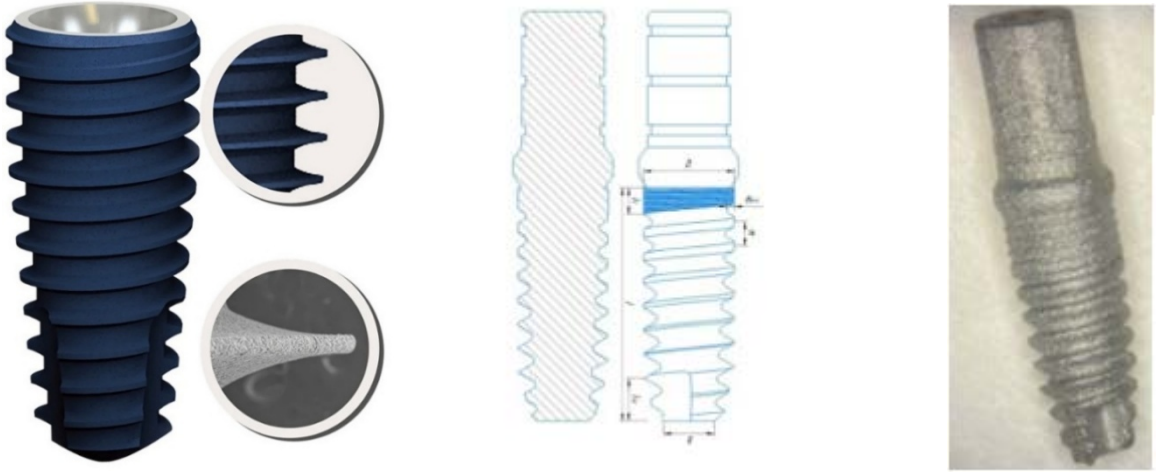
Сравнительную оценку эффективности стандартной имплантации и индивидуальной имплантации проводили по следующим критериям: визуальное сравнение имплантатов, клинические исходы (наличие/отсутствие осложнений), рентгенологические признаки наличия либо отсутствия остеоинтеграции, анализ устойчивости имплантатов и на основании биохимических методов.

4.1. Визуальная оценка конструкции имплантатов

На рисунке 4.1. изображены стандартный дентальный имплантат - AnyRidge (MegaGen, Южная Корея) и имплантат, который может быть изготовлен индивидуально.

На рисунке видно, что стандартный имплантат имеет традиционную однозаходную, неизменяемую резьбу, коническую форму и имеет линейку типа-размеров. Индивидуальный имплантат имеет двухзаходную резьбу, коническую форму и изменяемые, в зависимости от имеющейся клинической ситуации, параметры, такие как: длина внутрикостной части, глубина резьбы, угол наклона резьбы, длина хода резьбы, диаметр имплантата и диаметр посадки имплантата (патент на полезную модель № 240553 Российская Федерация «Индивидуальный дентальный имплантат» (заявка № 2025134026 от 03.12.2025: зарег. 19.01.2026). Описанные параметры могут меняться в зависимости от входящих данных в алгоритм программы (размеры костного блока в области планируемой установки, плотность трабекулярной кости, расчетная пиковая жевательная нагрузка, степень выраженности остеопороза). Нейронная сеть учитывает входящие параметры и самостоятельно выдает врачу желаемую модель дентального имплантата, необходимую для конкретного клинического случая. Затем дентальный имплантат изготавливается с помощью 3D-принтинга и используется по назначению (патент на изобретение № 2856586 Российская Федерация «Способ

изготовления индивидуального дентального имплантата» (заявка № 2025134011 от 03.12.2025: зарег. 24.02.2026).



а) б) в)

Рисунок 4.1. Визуальное сравнение дентальных имплантатов:
а) дентальный имплантат системы AnyRidge (MegaGen, Южная Корея);
б) конструкция индивидуального дентального имплантата с изменяемыми параметрами: l – длина имплантата, l_k – длина имплантата с двухзаходной резьбой m – шаг резьбы, h_{min}- начальная глубина резьбы, d – диаметр посадочной части имплантата, D – диаметр имплантата, b – угол конуса; в) индивидуальный имплантат, увеличение х10

4.2. Клинический осмотр

Клинический осмотр полости рта (рисунок 4.2.) проводили на 30, 60 и 120 сутки после имплантации с применением различных инструментов. Цель осмотра выявить осложнения, возникшие после проведения имплантации. Осложнением считали развитие периимплантационного мукозита, который проявлялся кровоточивостью десны при зондировании, периимплантита, который проявлялся гиперемией и отеком десны, выделением гнойного экссудата при зондировании. Осложнения были зафиксированы у пациентов при осмотре полости рта на разных сроках наблюдения. В контрольной группе пациентов осложнений было 15 случаев, что составило 37,5 % (9 пациентов с периимплантационным

мукозитом и 6 пациентов с периимплантитом). В основной группе пациентов зафиксировано 2 осложнения (5,0 %) - периимплантационный мукозит.



а)



б)

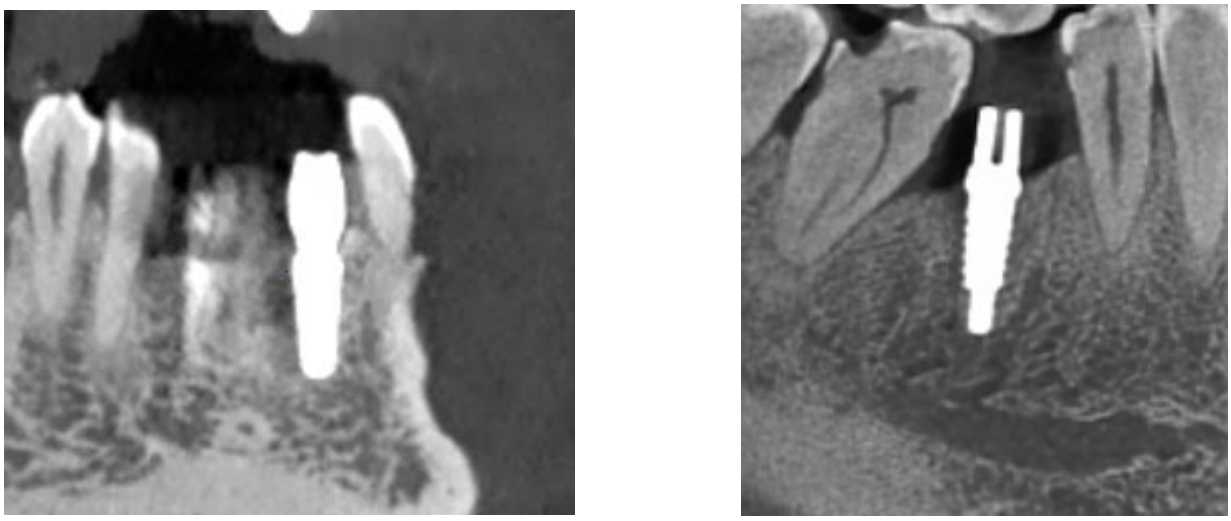
Рисунок 4.2. - Осмотр полости рта на 30 сутки после имплантации:
а) пациент К. 54 года, № истории болезни 20366. Диагноз К08.1 (МКБ-10) установлены имплантаты системы AnyRidge (MegaGen, Южная Корея), картина мукозита; б) пациент М.,48 лет, № истории болезни 16394. Диагноз К08.1 (МКБ-10) установлен индивидуальный имплантат, без осложнений.

4.3. Рентгенологическая оценка остеоинтеграции

Наличие или отсутствие остеоинтеграции после имплантации оценивали рентгенологическим методом, на КЛКТ (рисунок 4.3, 4.4), основным критерием которого наличие или отсутствие «рентгенопрозрачного ободка». В контрольной группе таких пациентов было 10 случаев (25,0 %), а в основной группе 4 пациента (10,0 %).

На рисунке 4.3(а) представлен клинический пример неудовлетворительной остеоинтеграции при использовании стандартного имплантата системы ANYRidge в области зуба 3.2. Имплантат установлен с фиксированным абатментом. По данным КЛКТ минимальное расстояние до имплантата в области зуба 4.2 составляет 5,7 мм, а до зуба 3.3 - 2,4 мм, что свидетельствует о соблюдении допустимых межимплантатных и межзубных расстояний. Винтовая

часть имплантата располагается внутрикостно и имеет полноценный контакт с костной тканью по вестибулярной, оральной и дистальной поверхностям. Вместе с тем по мезиальной поверхности имплантата определяется участок снижения плотности трабекулярного рисунка костной ткани протяжённостью до 6,9 мм, что свидетельствует о наличии периимплантатной резорбции кости. Выявленные изменения соответствуют КЛКТ-признакам периимплантита, указывающим на развитие воспалительно-деструктивного процесса в периимплантатных тканях и требующим проведения соответствующих лечебно-профилактических мероприятий.

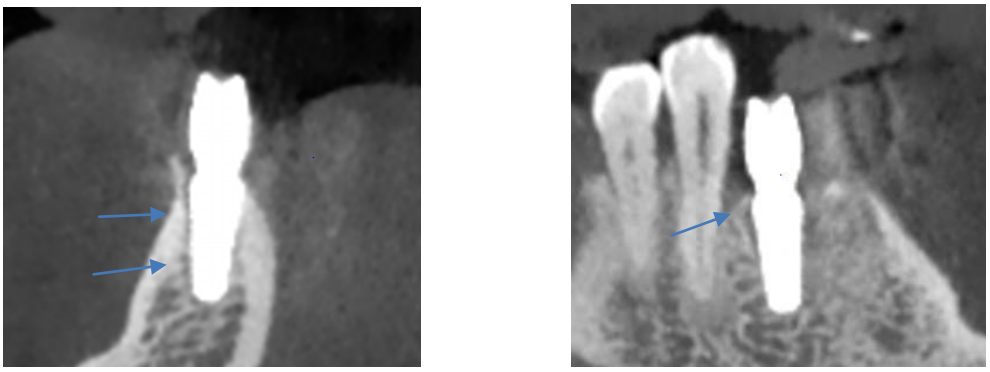


а) б)

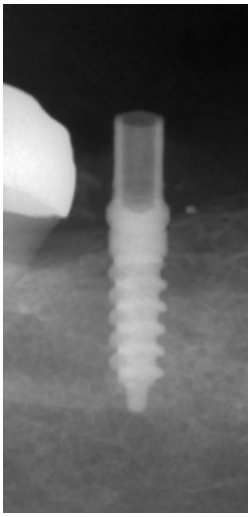
Рисунок 4.3. – КЛКТ после имплантации:
а) пациент К. 54 года, № истории болезни 20366. Диагноз К 08.1 (МКБ-10) установлены имплантаты системы AnyRidge .В проекции 4.2 3.2 – ANYRidge имплантат, картина периимплантита;
б) пациент М.,48 лет, № истории болезни 16394. Диагноз К 08.1 (МКБ-10) - индивидуальный дентальный имплантат в проекции 4.6, картина удовлетворительной остеоинтеграции.

На рисунке 4.3(б) представлен клинический пример успешной остеоинтеграции индивидуального дентального имплантата, установленного в позиции удаленного 4.6 зуба. На момент исследования супраструктура отсутствовала. По данным конусно-лучевой компьютерной томографии минимальное расстояние от имплантата до соседнего зуба 4.5 составляет 4,9 мм, а до зуба 4.7 - 4,2 мм, что обеспечивает достаточный объём окружающей костной ткани и благоприятные условия для функционирования имплантата. Винтовая часть имплантата полностью располагается внутрикостно и имеет плотный контакт с костной тканью по вестибулярной, оральной и дистальной поверхностям. Рентгенологическая картина свидетельствует об удовлетворительной остеоинтеграции имплантата: костная ткань равномерно прилежит к его поверхности без признаков периимплантатной резорбции, патологических рентгенопрозрачных участков и нарушения костно-имплантатного контакта. Проекционные искажения на изображениях минимальны, что подтверждает стабильное положение индивидуального дентального имплантата и отсутствие рентгенологических признаков воспалительно-деструктивных изменений в периимплантатных тканях.

На рисунке 4.4 (а) представлен клинический пример развития мукозита в области имплантата системы ANYRidge, установленного в проекции зуба 4.2. Имплантат фиксирован с использованием абатмента. По данным конусно-лучевой компьютерной томографии минимальное расстояние до имплантата, расположенного в области зуба 3.2, составляет 5,7 мм, а до зуба 4.3 - 2,5 мм, что соответствует рекомендуемым межимплантатным и межзубным расстояниям. Винтовая часть имплантата располагается внутрикостно по мезиальной и оральной поверхностям. Несмотря на отсутствие рентгенологических признаков деструкции окружающей костной ткани, визуализируются локальные участки нарушения костно-имплантатного контакта, соответствующие признакам частичной дезинтеграции имплантата. Выявленные изменения свидетельствуют о начальных нарушениях процессов остеоинтеграции и требуют комплексной оценки с учётом клинической картины.



а)



б)

Рисунок 4.4. – Рентгенологическое исследование после имплантации:
а) КЛКТ в проекции 4.2 – ANYRidge имплантат, картина мукозита; б) внутриротовая рентенограмма зуба 4.7 – индивидуальный дентальный имплантат, картина удовлетворительной остеоинтеграции

На рисунке 4.4 (б) представлен клинический пример установки индивидуального дентального имплантата в позиции удаленного 4.7 зуба, характеризующийся удовлетворительной остеоинтеграцией. На момент исследования супраструктура у моноимплантата отсутствовала. Минимальное расстояние до соседнего зуба 4.8 составило 2,9 мм, а до зуба 4.4 - 20,9 мм, что обеспечивало достаточный объем окружающей костной ткани. Винтовая часть имплантата полностью располагалась внутрикостно и имела равномерный контакт с костной тканью по вестибулярной, оральной и дистальной поверхностям. Рентгенологическая картина характеризовалась плотным

прилеганием костной ткани к поверхности имплантата без признаков периимплантатной резорбции и нарушения костно-имплантатного контакта. Минимальные проекционные искажения изображения подтверждали стабильное положение имплантата и полноценное формирование процессов остеоинтеграции.

Представленные клинические примеры демонстрируют различия в состоянии периимплантатных тканей при использовании стандартного и индивидуального дентальных имплантатов. Если в первом случае отмечаются признаки нарушения костно-имплантатного контакта, характерные для начальных стадий воспалительных осложнений, то во втором наблюдается полноценная остеоинтеграция без рентгенологических признаков патологических изменений, что свидетельствует о благоприятном течении репаративных процессов.

4.4. Исследования устойчивости имплантатов

Устойчивость имплантатов определяли с помощью прибора «Периотест» у пациентов 2 и 3 группы сразу после операции и на 30, 60 и 120 сутки после дентальной имплантации (рисунок 4.5).

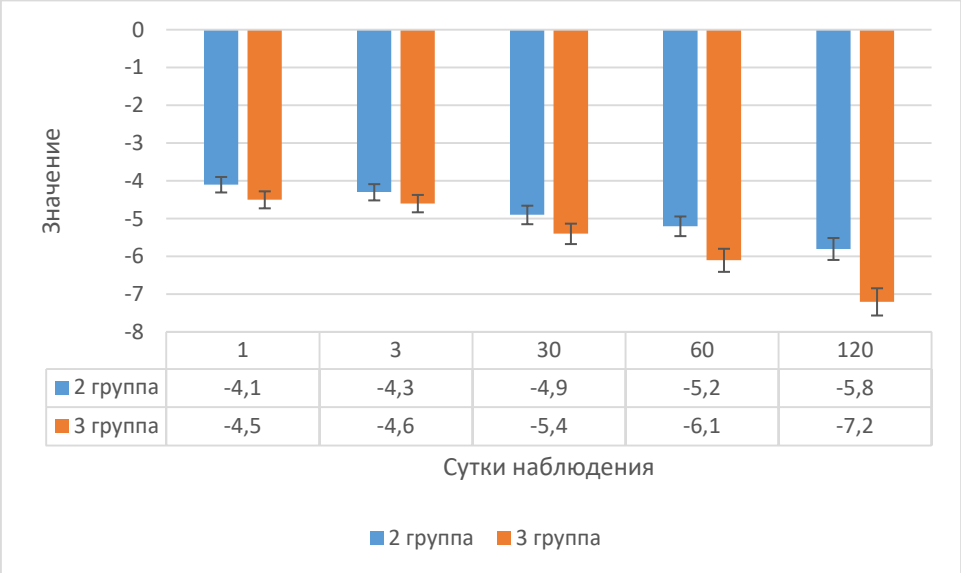


Рисунок 4.5 – Графическое отображение динамики показателей устойчивости дентальных имплантатов с применением прибора «Периотест» у пациентов 2 и 3 группы в постимплантационном периоде

Согласно представленным данным, у пациентов 2 и 3 группы в постимплантационном периоде наблюдается снижение значения показателя прибора «Периотест», что свидетельствует о хорошем интегративном процессе, но данные пациентов 2 группы в каждые сутки наблюдения (кроме 3 суток) достоверно выше, чем у пациентов 3 группы: на 1 сутки – на 9,8 %, на 3 сутки – на 7,0 %, на 30 сутки – на 10,2 %, на 60 сутки – на 17,3 % и на 120 сутки – на 22,4 %.

Также, следует отметить тот факт, что снижение значения показателя прибора «Периотест» у пациентов 2 и 3 группы начиная с 1 суток наблюдения происходило с разной интенсивностью: на 3 сутки у пациентов 2 группы значение снизилось на 4,9 %, а у пациентов 3 группы – на 2,2 %; на 30 сутки – на 19,5 % и 20,0 % соответственно; на 60 сутки – на 26,8 % и 35,6 % соответственно; на 120 сутки – на 41,5 % и 60,0 % соответственно.

Из вышесказанного следует, что процесс интеграции разработанных индивидуальных дентальных имплантатов у пациентов 3 группы происходит интенсивнее и эффективнее, чем у пациентов 2 группы, которым устанавливали имплантационную систему AnyRidge (MegaGen, Южная Корея).

4.5. Исследование минеральной плотности и уровня маркеров ремоделирования костной ткани у пациентов после дентальной имплантации предложенным методом

В каждой группе пациентов произведено изучение минеральной плотности костей (МПКТ) методом костной ультрасонометрии тела верхней и нижней челюсти до имплантации и после на 30, 60 и 120 сутки. Количественная ультрасонометрия произведена с использованием компьютеризированного костного сонометра Omnisense 7000S (Sunlight Medical Ltd, Израиль), позволяющего проводить многопозиционные измерения в различных участках скелета с определением показателя риска остеопороза. Прибор определяет не

только скорость распространения ультразвука по кости, но и автоматически вычисляет Т- и Z-индексы, значения которых сохраняются в базе данных. На основании изучения Т-индексов проводили диагностику остеопороза и остеопении по рекомендациям ВОЗ (WHO Study Group. 1994): норма – Т-индекс > –1.0; остеопения или дефицит костной массы: –2.5 < Т-индекс < –1.0; остеопороз: Т-индекс < –2.5.

В каждой группе до имплантации и после на 30, 60 и 120 сутки исследования пациенты распределились на 3 категории (таблица 4.1).

Согласно представленным данным, количество пациентов с физиологическим уровнем МПКТ во 2 и 3 группах пациентов в послеоперационном периоде с течением времени существенно увеличилось и при этом уменьшилось количество пациентов с остеопорозом и остеопенией и самые выраженные положительные изменения наблюдались у пациентов 3 группы.

Таблица 4.1 - Результаты ультрасонометрии пациентов до имплантации и после

Группы	**Сутки**	**Значение Т индекса**		
		Т-индекс > –1.0	**–2.5 < Т-индекс < –1.0**	**Т-индекс < –2.5**
1	**0**	40,00 % (16 человек)	52,50 % (21 человека)	7,50 % (3 человека)
2	**0**	32,50 % (13 человек)	52,50 % (21 человек)	15,00 % (6 человек)
	30	40,00 % (16 человек)	47,50 % (19 человек)	12,50 % (5 человек)
	60	57,50 % (23 человека)	35,00 % (14 человек)	7,50 % (3 человека)
	120	65 % (26 человек)	30,00 % (12 человек)	5,00 % (2 человека)
3	**0**	37,50 % (15 человек)	45,00 % (18 человек)	17,50 % (7 человек)
	30	47,50 % (19 человек)	42,50 % (17 человек)	10,00 % (4 человека)
	60	67,50 % (27 человек)	27,50 % (11 человек)	5,00 % (2 человека)
	120	85,00 % (34 человека)	12,50 % (5 человек)	2,50 % (1 человек)

Костная ткань способна к ремоделированию у человека, ремоделирующая активность с возрастом увеличивается. Ряд биохимических показателей позволяет оценить интенсивность течения ремоделирования, выявить его сбалансированность и развитие дисбаланса резорбтивных процессов и процессов формирования новой кости. С этой целью нами были изучены в плазме крови пациентов концентрации общего кальция, магния и фосфора, С-концевых телопептидов типа I (β-Cross Laps), костная щелочная фосфатаза (КЩФ), растворимый лиганд ядерного фактора каппа В (sRANKL), остеопротегерин (OPG) и склеростин.

Результаты определения у пациентов показателей минерального обмена в динамике исследования представлены в таблице 4.2.

Таблица 4.2 - Показатели минерального обмена в плазме крови у пациентов до и после имплантации

Показатель	**Сутки исследования**	**1 группа**	**2 группа**	**3 группа**
Ca, ммоль/л	0	1,94±0,06	1,91±0,05	1,98±0,07
	30	1,89±0,06	2,06±0,06	2,19±0,06[1,2]
	60	1,92±0,05	2,15±0,06[1,2]	2,34±0,07[1,2]
	120	1,97±0,07	2,17±0,07[1,2]	2,37±0,06[1,2,3]
Mg, ммоль/л	0	0,71±0,02	0,75±0,02	0,72±0,02
	30	0,73±0,02	0,83±0,02[1,2]	0,93±0,03[1,2,3]
	60	0,68±0,02	0,88±0,03[1,2]	1,05±0,03[1,2,3]
	120	0,75±0,02	0,93±0,03[1,2]	1,11±0,04[1,2,3]
P, ммоль/л	0	0,81±0,02	0,83±0,02	0,78±0,02
	30	0,80±0,02	0,91±0,03[1,2]	1,06±0,03[1,2,3]
	60	0,83±0,03	0,96±0,03[1,2]	1,17±0,04[1,2,3]
	120	0,85±0,02	1,05±0,04[1]	1,21±0,04[1,2,3]

Примечание. В таблице различия достоверны при $P < 0,05$: [1] – по сравнению с показателями контрольной группы; [2] – по сравнению с показателями нулевых суток внутри группы; [3] – по сравнению с показателями второй группы.

Согласно представленным данным, концентрации кальция, магния и фосфора в плазме крови пациентов 1 группы в течении исследования практически не изменялись, а во 2 и 3 группах – постепенно возрастали с течением послеоперационного периода. Так у пациентов 2 группы концентрация кальция,

магния и фосфора на 30 сутки была больше первоначального значения на 7,9 % 10,7 % и 9,6 % соответственно, на 60 сутки – на 12,6 %, 17,3 % и 15,7 % соответственно, а на 120 сутки – на 13,61 %, 24,0 % и 26,5 % соответственно. У пациентов 3 группы концентрация кальция, магния и фосфора на 30 сутки также была больше первоначального значения на 10,6 % 29,2 % и 35,9 % соответственно, на 60 сутки – на 18,2 %, 45,8 % и 50,0 % соответственно, а на 120 сутки – на 19,7 %, 54,2 % и 55,1 % соответственно.

Также следует отметить, что концентрация кальция у пациентов третьей группы на 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов 2 группы на 9,3 %, а концентрация магния и фосфора на 30 сутки была выше на 12,0 % и 16,5 %, на 60 сутки – на 19,3 % и 21,9 % и на 120 сутки – на 19,4 % и 15,2 %.

В целом у пациентов 2 и 3 групп в ходе исследования наблюдается снижение коэффициента Ca/Mg (рисунок 4.6).

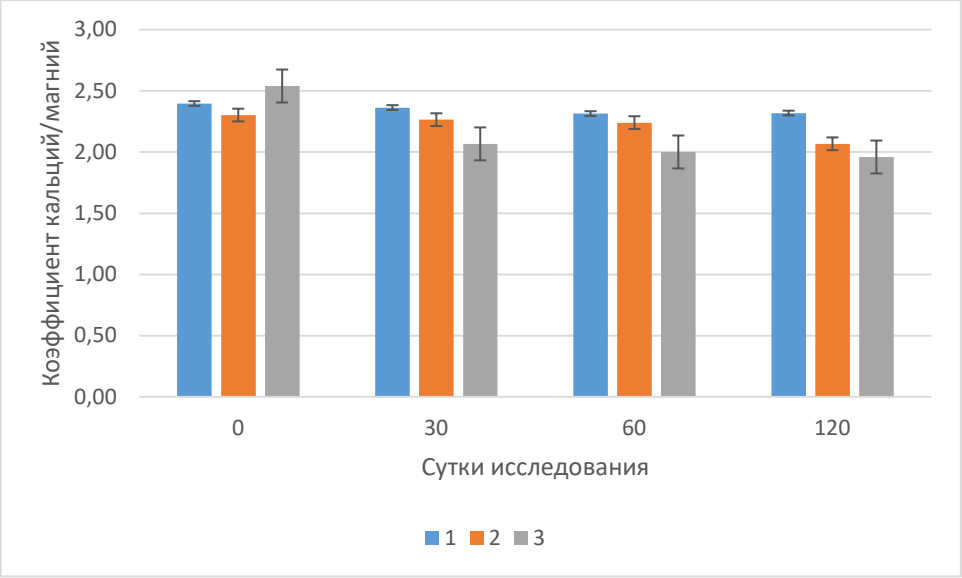


Рисунок 4.6 – Графическое отображение динамики коэффициента Ca/Mg у пациентов до и после имплантации

Снижение данного коэффициента в целом во всех группах пациентов свидетельствует о более эффективном возрастании к концентрации магния, по сравнению с концентрацией кальция в послеоперационном периоде имплантации.

Во 2 группе установлено достоверное снижение коэффициента Ca/Mg на 120 сутки исследования на 10,0 % от первоначального значения, а в 3 группе на 30 сутки он снизился на 18,5 %, на 60 сутки – на 21,3 % и на 120 сутки – на 22,8 % от первоначального значения. Следует отметить, что коэффициент Ca/Mg у пациентов 2 группы на первоначальном этапе был ниже на 10,4 % по сравнению с показателями 3 группы, а на 60 сутки был достоверно выше на 10,7 %.

Уровень β-Cross Laps в сыворотке крови показывает степень деградации костной ткани, концентрация костного изофермента щелочной фосфатазы характеризует процессы остеогенеза. В механизмах контроля ремоделирования центральное положение занимают цитокиновая система RANKL-RANK-OPG и склеростин. Цитокиновая система RANKL-RANK-OPG играет основную роль в формировании, дифференцировке и активности остеокластов. RANKL продуцируется клетками остеобластного ряда и активированными Т-лимфоцитами. Он взаимодействует с рецептором RANK на предшественниках остеокластов, приводит к активации внутриклеточных каскадных механизмов и действует на NF-kB (ядерный фактор каппа В). NF-kB поступает из цитоплазмы в ядро и повышает экспрессию протеина NFAT c1 (ядерный фактор активированных Т-клеток), являющегося специфическим триггером, запускающим процессы транскрипции внутриклеточных генов, формирующих процессы остеокластогенеза.

Остеопротегирин (OPG) – растворимый рецептор для RANKL. Он синтезируется клетками остеобластного типа, а также β-лимфоцитами, клетками стромы и эндотелия сосудов. OPG является конкурентом взаимодействия RANKL с RANK и поэтому, как следствие, угнетает формирование остеокластов и резорбцию костной ткани.

Склеростин вырабатывается остеоцитами и минерализованными гипертрофированными хондроцитами. Он связывается с рецептором LRP-5/6, являющимся корецептором сигнальной системы Wnt/β-catenin, необходимой для стимуляции остеобластогенеза и функций остеобластов, и оказывает

ингибирующее действие, т.е. является негативным регулятором остеобластогенеза.

Результаты исследования маркеров костного ремоделирования представлены в таблице 4.3.

Таблица 4.3 - Результаты исследования маркеров костного ремоделирования

Показатель	**Сутки исследования**	**1 группа**	**2 группа**	**3 группа**
β-Cross Laps нг/мл	0	2,49±0,07	2,51±0,06	2,55±0,07
	30	2,51±0,07	2,43±0,07	2,41±0,06
	60	2,54±0,06	2,38±0,05	$2,29±0,05^{1,2}$
	120	2,50±0,05	$2,25±0,06^{1,2}$	$2,08±0,04^{1,2,3}$
КЩФ, Ед/л	0	20,6±0,06	19,9±0,05	20,2±0,05
	30	20,4±0,07	$21,6±0,06^{2}$	$22,3±0,06^{1,2}$
	60	20,9±0,05	$22,4±0,07^{2}$	$24,9±0,06^{1,2,3}$
	120	20,3±0,06	$23,9±0,06^{1,2}$	$27,4±0,07^{1,2,3}$
sRANKL, пмоль/л	0	0,194±0,006	0,196±0,006	0,189±0,007
	30	0,191±0,005	$0,177±0,005^{1,2}$	$0,164±0,006^{1,2}$
	60	0,198±0,005	$0,158±0,005^{1,2}$	$0,141±0,005^{1,2,3}$
	120	0,188±0,006	$0,146±0,004^{1,2}$	$0,125±0,004^{1,2,3}$
OPG, пмоль/л	0	4,98±0,14	5,03±0,13	5,00±0,11
	30	5,00±0,12	$5,46±0,16^{1,2}$	$5,62±0,16^{1,2}$
	60	4,97±0,15	$5,61±0,15^{1,2}$	$5,94±0,19^{1,2}$
	120	4,95±0,11	$5,84±0,17^{1,2}$	$6,57±0,17^{1,2,3}$
Склеростин, пмоль/л	0	263,5±7,11	265,7±7,69	260,4±7,55
	30	268,9±7,79	$237,1±7,35^{1,2}$	$228,9±6,41^{1,2}$
	60	261,4±8,10	$219,4±6,81^{1,2}$	$198,7±6,36^{1,2,3}$
	120	259,8±7,27	$207,8±5,82^{1,2}$	$169,6±4,75^{1,2,3}$

Примечание. В таблице различия достоверны при $P < 0,05$: ^{1} – по сравнению с показателями контрольной группы; ^{2} – по сравнению с показателями нулевых суток внутри группы; ^{3} – по сравнению с показателями второй группы.

Концентрация β-Cross Laps в сыворотке крови пациентов 2 и 3 групп в процесс послеоперационного периода снижалась, а в 1 группе была неизмененной на протяжении исследования. В целом у пациентов второй группы на 120 сутки исследования концентрация β-Cross Laps в сыворотке крови достоверно снизилась на 10,4 % от первоначальных данных, а у пациентов 3 группы на 60 и 120 сутки

снизилась на 10,2 % и 18,4 % соответственно. Также концентрация β-CTX в сыворотке крови пациентов 2 группы на 120 сутки исследования была больше на 8,4 % по сравнению с пациентами 3 группы.

Концентрация КЩФ в сыворотке крови пациентов 2 и 3 групп в процесс послеоперационного периода возрастала, а в 1 группе была неизмененной на протяжении исследования. В целом у пациентов второй и третьей групп концентрация КЩФ на 30 сутки была больше на 8,5 % и 10,4 %, на 60 сутки – больше на 12,6 % и 23,3 % соответственно, а на 120 сутки – больше на 20,1 % и 35,6 % соответственно. Также концентрация КЩФ в сыворотке крови пациентов 2 группы на 60 и 120 сутки исследования была меньше на 11,2 % и 14,6 % соответственно по сравнению с пациентами 3 группы.

Концентрация sRANKL в сыворотке крови пациентов 2 и 3 групп в процесс послеоперационного периода снижалась, а в 1 группе была неизмененной на протяжении исследования. В целом у пациентов второй и третьей групп концентрация sRANKL на 30 сутки была ниже на 9,7 % и 13,2 %, на 60 сутки – на 19,4 % и 25,4 % соответственно, а на 120 сутки – меньше на 25,5 % и 33,9 % соответственно. Также концентрация sRANKL в сыворотке крови пациентов 2 группы на 60 и 120 сутки исследования была выше на 10,8 % и 14,4 % соответственно по сравнению с пациентами 3 группы.

Концентрация OPG в сыворотке крови пациентов 2 и 3 групп в процесс послеоперационного периода повышалась, а в 1 группе была неизмененной на протяжении исследования. В целом у пациентов второй и третьей групп концентрация OPG на 30 сутки была выше на 8,5 % и 12,4 %, на 60 сутки – на 11,5 % и 18,8 % соответственно, а на 120 сутки – выше на 16,1 % и 31,4 % соответственно. Также концентрация OPG в сыворотке крови пациентов 2 группы на 120 сутки исследования была ниже на 12,5 % по сравнению с пациентами 3 группы.

Концентрация склеростина в сыворотке крови пациентов 2 и 3 групп в процесс послеоперационного периода снижалась, а в 1 группе была неизмененной на протяжении исследования. В целом у пациентов второй и третьей групп

концентрация склеростина на 30 сутки была ниже на 10,8 % и 12,1 %, на 60 сутки – на 17,4 % и 23,7 % соответственно, а на 120 сутки – ниже на 21,8 % и 34,9 % соответственно. Также концентрация склеростина в сыворотке крови пациентов 2 группы на 60 и 120 сутки исследования была выше на 9,4 % и 18,4 % соответственно по сравнению с пациентами 3 группы.

Учитывая большое значение sRANKL и OPG в метаболизме костной ткани и молекулярной регуляции остеокластогенеза нами было исследовано их соотношение у пациентов (рисунок 4.7).

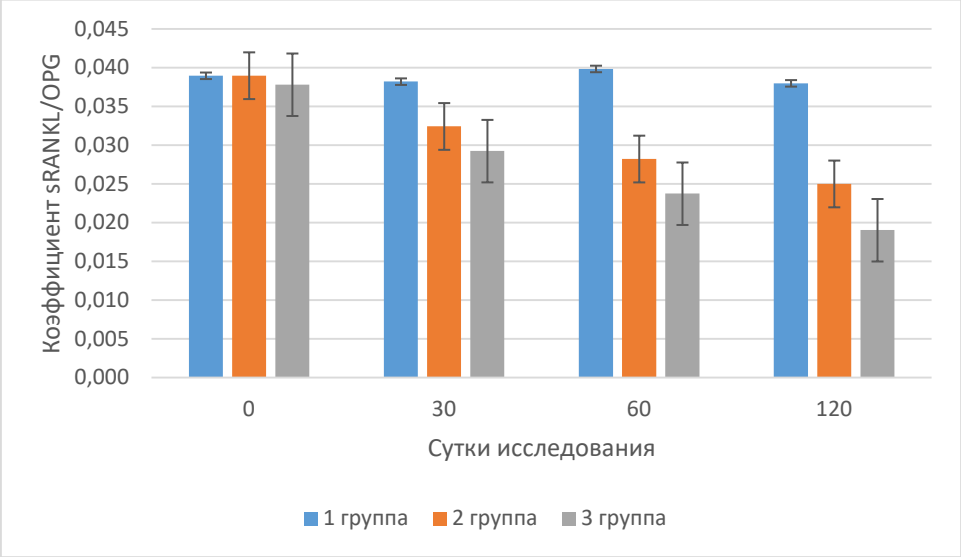


Рисунок 4.7 – Графическое отображение динамики коэффициента sRANKL/OPG у пациентов до и после имплантации

Таким образом, коэффициент sRANKL/OPG у пациентов 2 и 3 групп после имплантации существенно снизился: на 30 сутки – на 18,0 % и 23,7 % соответственно, на 60 сутки – на 28,2 % и 36,8 % соответственно и на 120 сутки – на 35,6 % и 50,0 % соответственно от первоначального значения. Также следует отметить, что в группе 2 коэффициент sRANKL/OPG у пациентов на всем протяжении исследования был выше, чем у пациентов 3 группы на 30 сутки – на 9,4 %, на 60 сутки – на 14,3 % и на 120 сутки – на 24,0 %.

Снижение коэффициента sRANKL/OPG свидетельствует о активной интеграции костной ткани вокруг имплантатов.

4.6. Исследование ферментов ПОЛ-АО ротовой жидкости

Произведено исследование метаболических показателей ротовой жидкости, отражающих функционирование прооксидантно-антиоксидантной системы, пациентов после дентальной имплантации.

Дентальная имплантация считается альтернативным высокоэффективным методом традиционного зубного протезирования, позволяющим достичь восстановления жевательной эффективности, речеобразования и эстетики зубных рядов, однако процедура дентальной имплантации оказывает травмирующее действие на ткани пародонта, способствуя обострению в них воспалительно-дистрофических процессов. Основными факторами развития этих осложнений в ближайшем послеоперационном периоде могут являться ошибки при выполнении хирургических процедур и проведении протезирования, но основной причиной развития воспалительных процессов периимплантатных тканей в отдаленном послеоперационном периоде является отсутствие правильной и регулярной индивидуальной гигиены полости рта. Наиболее сложными остаются вопросы лечения воспалительных осложнений, возникших в отсроченном периоде после дентальной имплантации, появление которых негативно влияет на сохранность самих имплантатов.

Биохимическую основу вышеуказанных изменений при периимплантите составляют нарушения метаболизма в мягких и твердых тканях, для которых характерны микроциркуляторные нарушения, деполимеризация коллагена и гликозоаминогликанов соединительнотканных структур.

Ведущую роль в механизме метаболических изменений при периимплантите играет гипоксия, которая развивается вследствие микроциркуляторных расстройств, что ведет к дисбалансу прооксидантно-антиоксидантной системы и развитию окислительного стресса. В ротовой полости в норме активно протекают свободнорадикальные процессы, но их интенсификация при патологии способствует повреждению клеточных мембран, модуляции апоптоза, отражающих неблагоприятное состояние системы

неспецифической защиты на местном уровне и/или наличие нарушений в функционировании внутренних органов.

Выявленное при периимплтантите повреждение сосудов, играет важную роль в изменении тканевого дыхания и обмена веществ в околозубных тканях, определяя развитие в них дистрофических реакций. Гипоксия при периимплтантите может носить системный или локальный характер. Нередко периимплтантит у пациентов развивается вследствие заболеваний различных внутренних органов, однако независимо от происхождения недостаток кислорода в тканях пародонта ведет к снижению интенсивности тканевого дыхания и дефициту энергии, что лежит в основе как структурных, так и функциональных нарушений в них и определяет тяжесть при периимплтантите.

Субстратами для свободных радикалов, в первую очередь в гидрофобной части клеточной мембраны, являются полиненасыщенные жирные кислоты. Процесс пероксидации сопровождается: деформацией мембранно-липидного комплекса, увеличением проницаемости для Н+ и воды, ингибированием мембранных ферментов, появлением «пор» в структуре, а в конечном итоге цитолизом и гибелью клетки. Общими признаками мембранной патологии, вызванной активацией перекисного окисления липидов, являются: увеличение гидрофильности мембран и, вследствие этого, усиление их проницаемости для ионов кальция, других ионов, разобщение тканевого дыхания и окислительного фосфорилирования, нарушение ферментных функций, ослабление связи фосфолипидов со структурными и рецепторными белками мембран, инактивация тиоловых энзимов, SH-групп аминокислот и белков, повреждение ДНК, набухание и лизис мембран с последующим аутолизом клетки.

С целью оценки интенсивности свободнорадикального окисления в ротовой жидкости определяли продукты окислительной модификации биомолекул на основании количественной оценки окрашенного комплекса с тиобарбитуровой кислотой (ТБК), определяли показатели максимума вспышки (МВХЛ) и площади (ПХЛ) H_2O_2-индуцируемой люминол-зависимой хемилюминесценции с помощью хемилюминотестера LT-01 («Horos» «Joint Venture Soviet-Swedish Company»). Для

оценки ферментного звена антиоксидантной системы определяли активность супероксиддисмутазы, каталазы, глутатионредуктазы и глутатионпероксидазы, а также концентрацию диеновых конъюгатов и малонового диальдегида.

В ходе проведенных исследований была выявлена интенсификация свободнорадикальных процессов у пациентов сразу после дентальной имплантации и их стабилизация с течением времени исследования (см. таблицу 4.4).

Таблица 4. 4 - Динамика интенсивности свободнорадикальных процессов в ротовой жидкости пациентов до и после иплантации

Показатель	**Сутки исследования**	**1 группа**	**2 группа**	**3 группа**
ТБК-РП, мкмоль/л	0	4,47±0,13	6,03±0,18[1]	6,11±0,15[1]
	30	4,51±0,11	10,37±0,31[1,2]	9,25±0,29[1,2,3]
	60	4,43±0,12	7,26±0,23[1,2]	6,75±0,17[1,2]
	120	4,49±0,15	6,44±0,19[1,2]	4,82±0,14[1,2,3]
МВХЛ, усл. ед.	0	1,193±0,033	1,425±0,041[1]	1,431±0,038[1]
	30	1,202±0,029	1,987±0,056[1,2]	1,652±0,053[1,2,3]
	60	1,205±0,036	1,703±0,047[1,2]	1,395±0,041[1,3]
	120	1,198±0,037	1,542±0,043[1]	1,184±0,033[1,2,3]
ПХЛ, усл. ед.	0	1,036±0,030	1,395±0,039[1]	1,382±0,037[1]
	30	1,042±0,028	1,865±0,062[1,2]	1,637±0,052[1,2,3]
	60	1,038±0,034	1,591±0,046[1,2]	1,255±0,043[1,2,3]
	120	1,033±0,025	1,248±0,034[1,2]	1,083±0,031[1,2,3]
МДА, мкат/л	0	2,19±0,06	3,48±0,10[1]	3,36±0,08[1]
	30	2,16±0,05	7,21±0,21[1,2]	5,49±0,14[1,2,3]
	60	2,22±0,07	5,73±0,17[1,2]	4,12±0,12[1,2,3]
	120	2,20±0,06	3,69±0,11[1,2]	2,51±0,07[1,2,3]
ДК, усл. ед.	0	0,273±0,008	0,324±0,009[1]	0,330±0,008[1]
	30	0,278±0,007	0,475±0,013[1,2]	0,392±0,011[1,2,3]
	60	0,269±0,007	0,431±0,010[1,2]	0,346±0,009[1,3]
	120	0,275±0,006	0,353±0,008[1,2]	0,264±0,007[2,3]

Примечание. В таблице различия достоверны при $P < 0,05$: [1] – по сравнению с показателями контрольной группы; [2] – по сравнению с показателями нулевых суток внутри группы; [3] – по сравнению с показателями второй группы.

По результатам, представленным в таблице, концентрация ТБК-РП (на 34,9 % и 36,7 % соответственно), максимум вспышки хемилюминесценции ротовой жидкости (на 12,5 % и 14,3 % соответственно), площадь пика хемилюминесценции ротовой жидкости (на 34,7 % и 33,4 % соответственно), концентрация МДА (на 58,9 % и 53,4 % соответственно) и ДК (на 18,7 % и 20,9 % соответственно) во второй и третьей группах пациентов с адентией верхней и нижней челюсти до имплантации были существенно выше физиологической нормы и на 30 сутки после операции демонстрировали пик повышения, что соответствует интенсификации процессов воспаления, а затем к 60 и 120 суткам исследования снижались, стремясь к физиологической норме. У пациентов 1 группы концентрация ТБК-РП, максимум вспышки хемилюминесценции и площадь пика хемилюминесценции ротовой жидкости, а также концентрация МДА и ДК на протяжении исследования соответствовали физиологической норме. Так, у пациентов 2 группы концентрация ТБК-РП в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 72,0 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 20,4 %, а на 120 сутки – выше на 6,8 %. У пациентов 3 группы концентрация ТБК-РП в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 51,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 10,5 %, а на 120 сутки – ниже на 21,1 % и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что концентрация ТБК-РП в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30 и 120 сутки исследования была достоверно выше, чем у пациентов 3 группы на 10,8 % и 25,2 % соответственно.

Так, у пациентов 2 группы максимум вспышки хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки был больше на 39,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 19,5 %, а на 120 сутки – на 8,2 %. У пациентов 3 группы максимум вспышки хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки был больше на 15,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – меньше на 2,5 %, а на 120 сутки – меньше на 17,3 % от первоначального значения и соответствовал физиологической норме. Следует отметить, что максимум вспышки хемилюминесценции ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и

120 сутки исследования был достоверно больше, чем у пациентов 3 группы на 16,9 %, 18,1 % и 23,2 % соответственно.

Так, у пациентов 2 группы площадь пика хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 33,7 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 14,1 %, а на 120 сутки – меньше на 10,5 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы площадь пика хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 18,5 % от первоначального значения, на 60 сутки – меньше на 9,2 %, а на 120 сутки – меньше на 21,6 % от первоначального значения и соответствовал физиологической норме. Следует отметить, что площадь пика хемилюминесценции ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была достоверно больше, чем у пациентов 3 группы на 12,2 %, 21,2 % и 13,2 % соответственно.

У пациентов 2 группы концентрация МДА в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 107,2 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 64,7 %, а на 120 сутки – меньше на 6,00 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы концентрация МДА в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 63,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 22,6 %, а на 120 сутки – меньше на 25,3 % от первоначального значения и соответствовал физиологической норме. Следует отметить, что концентрация МДА в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была достоверно больше, чем у пациентов 3 группы на 23,9 %, 28,1 % и 32,0 % соответственно.

У пациентов 2 группы концентрация ДК в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 46,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 32,0 %, а на 120 сутки – меньше на 9,00 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы концентрация ДК в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 20,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 4,8 %, а на 120 сутки – меньше на 32,0 % от первоначального значения и соответствовал физиологической норме. Следует отметить, что концентрация ДК в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была

достоверно больше, чем у пациентов 3 группы на 17,5 %, 19,7 % и 25,2 % соответственно.

Также нами произведено исследование функционирования ферментов антирадикальной защиты ротовой жидкости пациентов до имплантации и после (таблица 4.5).

Таблица 4.5 - Функционирование ферментов антирадикальной защиты в ротовой жидкости

Показатель	**Сутки исследования**	**1 группа**	**2 группа**	**3 группа**
Каталаза, Ммоль/мин*л	0	61,39±1,78	77,26±2,16[1]	76,48±2,41[1]
	30	61,45±1,93	97,31±2,72[1,2]	85,14±2,28[1,2,3]
	60	61,51±1,68	81,57±2,34[1]	73,49±2,06[1,3]
	120	61,46±1,82	73,22±1,96[1]	63,55±1,78[1,2,3]
СОД усл.ед.	0	8,68±0,27	12,64±0,35[1]	12,43±0,36[1]
	30	8,63±0,22	15,06±0,44[1,2]	14,52±0,41[1,2]
	60	8,70±0,25	13,23±0,39[1]	11,79±0,35[1,3]
	120	8,65±0,19	11,19±0,31[1,2]	8,52±0,18[2,3]
Глутатионре-дуктаза, Мкмоль/мин*л	0	16,63±0,44	12,87±0,34[1]	12,65±0,28[1]
	30	16,60±0,39	8,59±0,21[1,2]	9,47±0,26[1,2,3]
	60	16,68±0,45	10,74±0,31[1,2]	11,28±0,33[1,2]
	120	16,70±0,51	13,49±0,36[1]	15,08±0,44[1,2,3]
Глутатионпе-роксидаза, Мкмоль/мин*л	0	0,175±0,004	0,141±0,004[1]	0,145±0,004[1]
	30	0,180±0,005	0,097±0,003[1,2]	0,109±0,003[1,2,3]
	60	0,179±0,005	0,129±0,004[1]	0,151±0,004[1,3]
	120	0,182±0,005	0,159±0,005[1,2]	0,171±0,005[2]

Примечание. В таблице различия достоверны при $P < 0,05$: [1] – по сравнению с показателями контрольной группы; [2] – по сравнению с показателями нулевых суток внутри группы; [3] – по сравнению с показателями второй группы.

По результатам, представленным в таблице, активность каталазы (на 25,9 % и 24,6 % соответственно) и СОД (на 45,6 % и 43,2 % соответственно) в ротовой жидкости во второй и третьей группах пациентов с адентией на верхней и нижней челюсти до имплантации были существенно выше физиологической нормы и на

30 сутки после операции демонстрировали пик повышения, что соответствует интенсификации процессов воспаления, а затем к 60 и 120 суткам исследования снижалась, стремясь к физиологической норме. У 1 группы пациентов активность каталазы, СОД, ГП и ГР на протяжении исследования соответствовали физиологической норме.

У пациентов 2 группы активность каталазы в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 26,0 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 5,6 %, а на 120 сутки – меньше на 5,2 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы активность каталазы в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 11,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 4,0 %, а на 120 сутки – меньше на 16,3 % от первоначального значения и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что активность каталазы в ротовой жидкости у пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была достоверно больше, чем у пациентов 3 группы на 12,2 %, 9,9 % и 13,2 % соответственно.

У пациентов 2 группы активность СОД в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 19,1 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 4,7 %, а на 120 сутки – меньше на 11,5 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы активность СОД в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 16,8 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 5,1 %, а на 120 сутки – меньше на 31,5 % от первоначального значения и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что активность СОД в ротовой жидкости у пациентов 2 группы на 60 и 120 сутки исследования была достоверно больше, чем у пациентов 3 группы на 10,9 % и 23,9 % соответственно.

По результатам, представленным в таблице, активности ГП (на 22,6 % и 23,9 % соответственно) и ГР (на 19,4 % и 17,1 % соответственно) в ротовой жидкости во второй и третьей группах пациентов с отсутствием зубов верхней и нижней челюсти до имплантации были существенно ниже физиологической нормы и на 30 сутки после операции демонстрировали пик снижения, что соответствует интенсификации процессов воспаления, а затем к 60 и 120 суткам

исследования повышались, стремясь к физиологической норме. У пациентов 1 группы активность ГП и ГР на протяжении исследования соответствовали физиологической норме. Так, у пациентов 2 группы активность ГП в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 33,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 16,6 %, а на 120 сутки – выше на 4,8 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы активность ГП в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 25,1 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 10,8 %, а на 120 сутки – выше на 19,2 % и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что активность ГП в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30 и 120 сутки исследования была достоверно ниже, чем у пациентов 3 группы на 10,2 % и 11,8 % соответственно.

У пациентов 2 группы активность ГР в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 31,2 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 8,5 %, а на 120 сутки – выше на 12,8 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы активность ГР в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 24,8 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 4,1 %, а на 120 сутки – выше на 17,9 % и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что активность ГР в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30 и 60 сутки исследования была достоверно ниже, чем у пациентов 3 группы на 12,4 % и 17,1 % соответственно.

Для интегральной оценки состояния окислительного гомеостаза ротовой жидкости пациентов было решено провести расчет коэффициентов оксидативного стресса, так как выбор одного маркера не всегда однозначен и может не отражать суть происходящих процессов в организме.

Коэффициент выражающий отношение активности каталазы к активности СОД отражает дисбаланс работы антиоксидантной системы организма и является интегральным показателем функционирования ферментов антирадикальной защиты (рисунок 4.8).

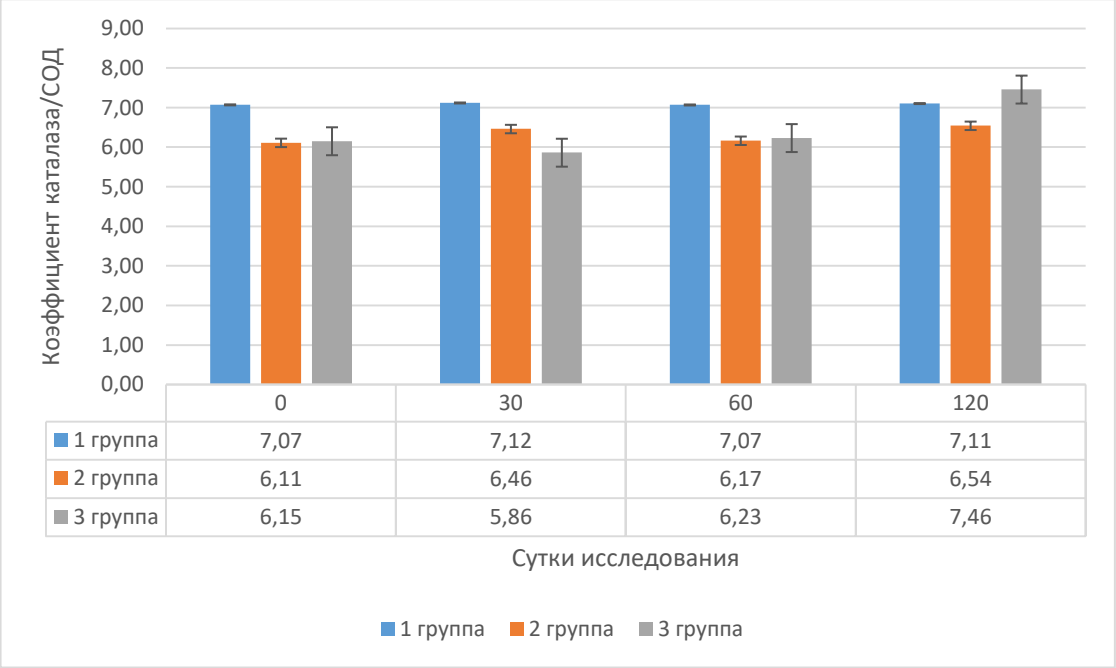
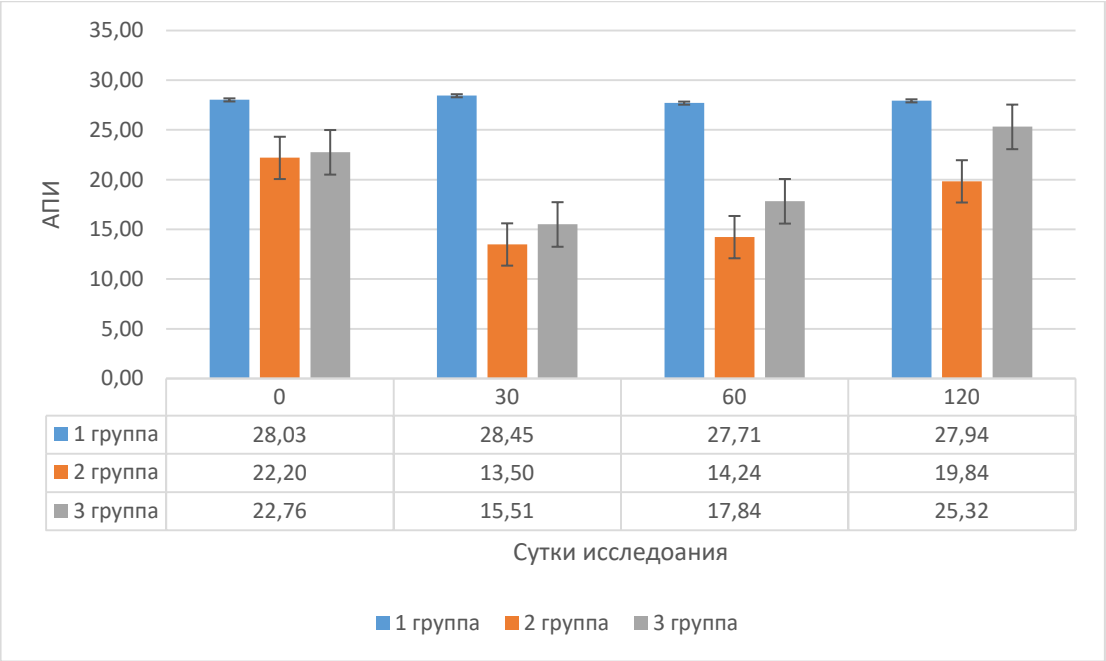


Рисунок 4.8 –Графическое отображение динамики коэффициента каталаза/СОД у пациентов до и после имплантации

Согласно представленным данным у пациентов 1 группы коэффициент каталаза/СОД в течение времени исследования практически не изменялся, при этом у пациентов 2 группы незначительно увеличился, а у пациентов 3 группы на 30 сутки несущественно снизился, а на 120 сутки увеличился на 21,3 % от первоначального значения. В целом у пациентов 2 и 3 группы коэффициент каталаза/СОД, был ниже, чем у пациентов 1 группы: до имплантации – ниже на 13,6 % и 13,0 % соответственно; на 30 сутки – ниже на 9,3 % и 17,7 % соответственно; на 60 сутки – на 12,7 % и 11,9 % соответственно и на 120 сутки – на 8,0 % и 4,9 % соответственно. У пациентов 3 группы коэффициент каталаза/СОД практически соответствовал показателю физиологической нормы на момент окончания терапии.

Соотношение активности каталазы к концентрации МДА является антиоксидантно-прооксидантным индексом (АПИ) и отражает дисбаланс в равновесии окислительно-восстановительных процессов (рисунок 4.9).

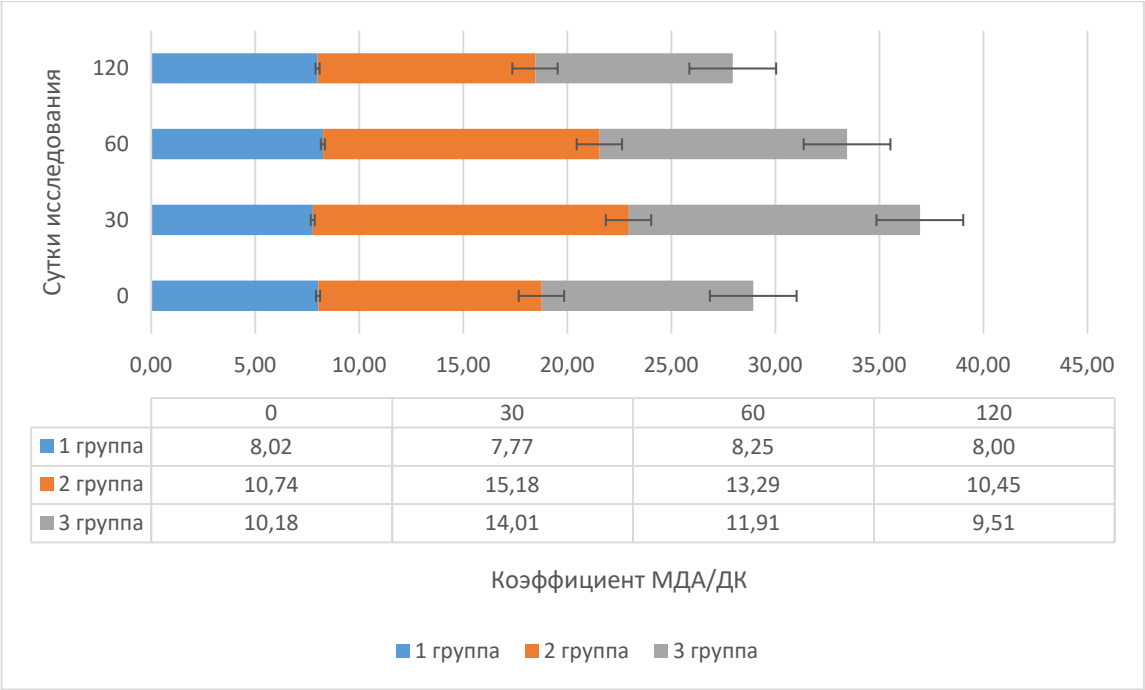


	0	30	60	120
1 группа	28,03	28,45	27,71	27,94
2 группа	22,20	13,50	14,24	19,84
3 группа	22,76	15,51	17,84	25,32

Рисунок 4.9 – Графическое отображение динамики коэффициента АПИ у пациентов до и после имплантации

Согласно представленным данным у пациентов 1 группы коэффициент АПИ в течение времени исследования практически не изменялся, при этом у пациентов 2 и 3 группы он был ниже, чем у пациентов 1 группы практически на протяжении всего исследования. В целом у пациентов 2 и 3 группы коэффициент АПИ, был ниже, чем у пациентов 1 группы: до имплантации – ниже на 20,8 % и 18,8 % соответственно; на 30 сутки – ниже на 52,5 % и 45,5 % соответственно; на 60 сутки – на 48,6 % и 35,6 % соответственно и на 120 сутки – на 29,0 % и 9,4 % соответственно. У пациентов 3 группы коэффициент АПИ на 30, 60 и 120 сутки исследования был выше на 14,9 %, 25,3 % и 27,6 % соответственно по сравнению с показателями 2 группы и на 120 сутки соответствовал физиологической норме.

Коэффициент отношения концентрации МДК к концентрации ДК позволяет судить об общей направленности и интенсивности свободнорадикальных процессов и характеризует функциональное состояние антиоксидантной системы организма (рисунок 4.10).



	0	30	60	120
1 группа	8,02	7,77	8,25	8,00
2 группа	10,74	15,18	13,29	10,45
3 группа	10,18	14,01	11,91	9,51

Рисунок 4.10 – Графическое отображение динамики коэффициента МДА/ДК у пациентов до и после имплантации

Согласно представленным данным у пациентов 1 группы коэффициент МДА/ДК в течение времени исследования практически не изменялся, при этом у пациентов 2 и 3 группы он был выше, особенно на 30 сутки исследования, чем у пациентов 1 группы. В целом у пациентов 2 и 3 группы коэффициент МДА/ДК, был выше, чем у пациентов 1 группы: до имплантации – выше на 33,9 % и 26,9 % соответственно; на 30 сутки – на 95,4 % и 14,0 % соответственно; на 60 сутки – на 61,1 % и 44,4 % соответственно и на 120 сутки – на 30,6 % и 18,9 % соответственно. У пациентов 3 группы коэффициент МДА/ДК на 60 и 120 сутки исследования был ниже на 10,4 % и 9,0 % соответственно по сравнению с показателями 2 группы.

Локальны антиоксидантный индекс (ЛАИ) представляет собой отношение произведения активностей каталазы и СОД к концентрации МДА и отражает состояние антиоксидантной системы (рисунок 4.11).

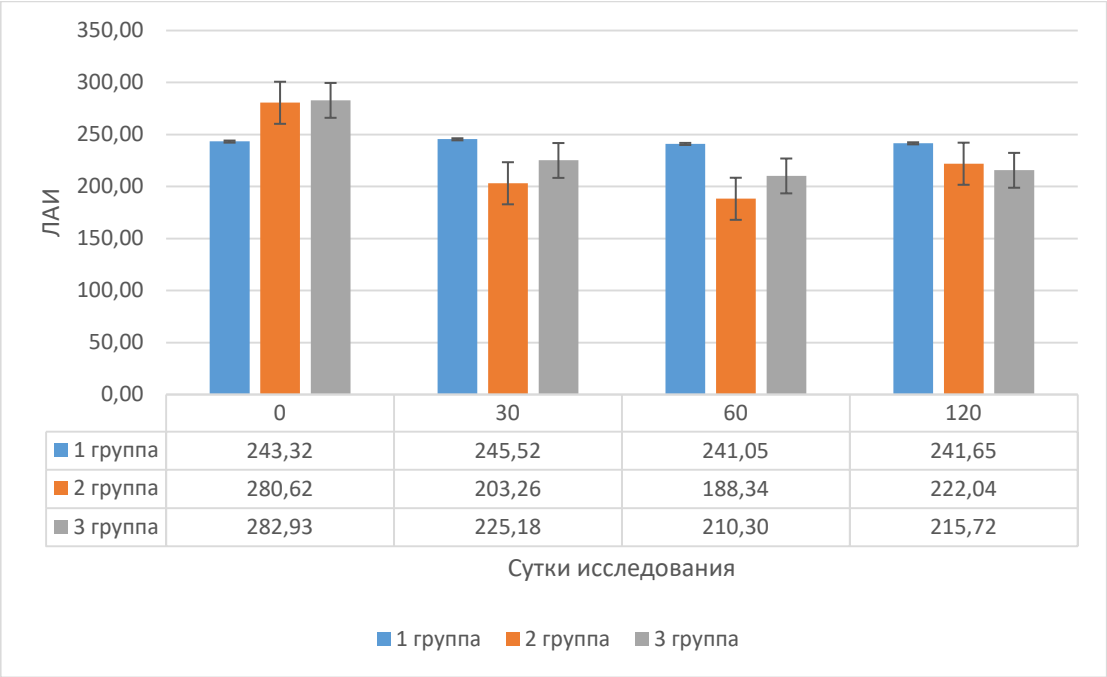


Рисунок 4.11 – Графическое отображение динамики коэффициента ЛАИ у пациентов до и после имплантации

Согласно представленным данным у пациентов 1 группы ЛАИ в течение времени исследования практически не изменялся, при этом у пациентов 2 и 3 группы до имплантации он был выше, а на 30, 60 и 120 сутки исследования он был ниже, чем у пациентов 1 группы. В целом у пациентов 2 и 3 группы коэффициент ЛАИ до имплантации был выше, чем у пациентов 1 группы на 15,3 % и 16,3 % соответственно, а на 30 сутки ниже на 17,2 % и 8,3 % соответственно, на 60 сутки – ниже на 21,9 % и 12,8 % соответственно, а на 120 сутки – ниже на 8,1 % и 10,7 % соответственно по сравнению с показателями пациентов 1 группы. У пациентов 3 группы ЛАИ на 30 и 60 сутки исследования был ниже на 10,8 % и 11,7 % соответственно по сравнению с показателями 2 группы, и на 120 сутки – незначительно ниже, чем у пациентов 1 группы.

Таким образом, установлено, что при имплантации наблюдается развитие окислительного стресса в ротовой полости, что, вероятнее всего, является отражением системных метаболических изменений.

4.7. Исследование биохимических показателей ротовой жидкости, маркеров воспаления и остеорезорбции у пациентов до и после имплантации

Проведено биохимическое исследование ротовой жидкости у пациентов до и после имплантации. Нами были исследованы показатели биохимии, отвечающие за наличие воспаления в периимплантатной зоне. Для этих целей были выбраны следующие показатели: альбумин, фосфаты, ионы кальция, α-амилаза, щелочная фосфатаза и маркеры воспаления и остеорезорбции (ММП-2, ММП-8, ФНО-а, ИЛ-1β, MIP-1a). Биохимические показатели ротовой жидкости пациентов представлены в таблице 4.6.

По результатам, представленным в таблице, концентрация альбумина (на 15,4 % и 18,5 % соответственно) в ротовой жидкости во второй и третьей группах пациентов с адентией верхней и нижней челюсти до имплантации были существенно выше физиологической нормы и на 30 сутки после операции демонстрировали пик повышения, что соответствует интенсификации процессов воспаления, а затем к 60 и 120 суткам исследования снижалась, стремясь к физиологической норме. У 1 группы пациентов концентрация альбумина на протяжении исследования соответствовали физиологической норме.

У пациентов 2 группы концентрация альбумина в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 29,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 12,0 %, а на 120 сутки – меньше на 2,7 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы концентрация альбумина в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 11,7 % от первоначального значения, на 60 сутки – меньше на 7,8 %, а на 120 сутки – меньше на 16,9 % от первоначального значения и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что концентрация альбумина в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была достоверно больше, чем у пациентов 3 группы на 11,3 %, 15,5 % и 12,3 % соответственно.

Таблица 4.6 - Основные биохимические показатели ротовой жидкости пациентов до и после имплантации

Показатель	**Сутки исследования**	**1 группа**	**2 группа**	**3 группа**
Альбумин, г/л	0	0,65±0,02	0,75±0,02[1]	0,77±0,02[1]
	30	0,63±0,01	0,97±0,03[1,2]	0,86±0,02[1,2,3]
	60	0,67±0,02	0,84±0,02[1,2]	0,71±0,03[3]
	120	0,66±0,02	0,73±0,02[1]	0,64±0,01[2,3]
Кальций, ммоль/л	0	1,53±0,04	1,27±0,04[1]	1,31±0,04[1]
	30	1,51±0,03	0,87±0,02[1,2]	0,96±0,03[1,2]
	60	1,55±0,03	1,03±0,03[1,2]	1,22±0,03[1]
	120	1,52±0,04	1,31±0,04[1]	1,56±0,04[2]
Фосфаты, ммоль/л	0	4,36±0,13	3,87±0,11[1]	3,91±0,12[1]
	30	4,38±0,12	3,52±0,08[1,2]	3,67±0,08[1]
	60	4,32±0,14	3,65±0,09[1]	3,84±0,09[1]
	120	4,35±0,11	3,97±0,10	4,31±0,10[2]
α-амилаза, мкКат/л	0	4,68±0,13	3,55±0,11[1]	3,49±0,09[1]
	30	4,65±0,14	2,32±0,07[1,2]	2,83±0,07[1,2]
	60	4,60±0,11	3,11±0,08[1,2]	3,64±0,11[1]
	120	4,62±0,12	4,05±0,10[1,2]	4,57±0,12[2]
Щелочная фосфатаза, мкКат/л	0	1,54±0,04	1,35±0,04[1]	1,38±0,04[1]
	30	1,58±0,03	2,37±0,07[1,2]	2,13±0,06[1,2,3]
	60	1,51±0,05	2,09±0,05[1,2]	1,72±0,05[1,2,3]
	120	1,55±0,03	1,77±0,05[1,2]	1,49±0,03[3]

Примечание. В таблице различия достоверны при $P < 0,05$: [1] – по сравнению с показателями контрольной группы; [2] – по сравнению с показателями нулевых суток внутри группы; [3] – по сравнению с показателями второй группы.

Известно, что белки составляют основу физико-химических свойств ротовой жидкости. Как правило снижение концентрации альбуминов при имплантации является результатом нарушения микробного баланса полости.

По результатам, представленным в таблице, концентрация кальция (на 17,0 % и 14,4 % соответственно), фосфатов (на 11,2 % и 10,3 % соответственно) и α-амилазы (на 24,1 % и 25,4 % соответственно) в ротовой жидкости во второй и третьей группах пациентов с адентией верхней и нижней челюсти до имплантации были существенно ниже физиологической нормы и на 30 сутки после операции демонстрировали пик снижения, что соответствует интенсификации процессов воспаления, а затем к 60 и 120 суткам исследования повышались, стремясь к физиологической норме. Концентрация щелочной фосфатазы в ротовой жидкости пациентов 2 и 3 групп до начала исследования была ниже физиологической нормы и концентрации у пациентов 1 группы на 12,3 % и 10,4 % соответственно, на 30 сутки исследования после имплантации наблюдалось существенное повышение концентрации щелочной фосфатазы у пациентов 2 и 3 группы, а затем к 120 суткам исследования наблюдалась стабилизация концентрации данного фермента.

У пациентов 1 группы концентрация кальция, фосфатов, α-амилазы и щелочной фосфатазы на протяжении исследования соответствовала физиологической норме. Так, у пациентов 2 группы концентрация кальция в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 31,5 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 18,9 %, а на 120 сутки – выше на 3,1 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы концентрация кальция в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 26,7 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 6,9 %, а на 120 сутки – выше на 19,0 % и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что концентрация кальция в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была достоверно ниже, чем у пациентов 3 группы на 10,3 %, 18,4 % и 19,1 % соответственно.

У пациентов 2 группы концентрация фосфатов в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 9,0 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 5,7 %, а на 120 сутки – выше на 2,6 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы концентрация фосфатов в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 6,1 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже незначительно, а на 120 сутки

– выше на 10,2 % и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что концентрация фосфатов в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была незначительно ниже, чем у пациентов 3 группы.

Ионы кальция и фосфаты, содержащиеся в ротовой жидкости, принимают участие в минерализации твердых тканей зубов, а снижение их концентрации при имплантации следует интерпретировать как фактор риска патологии этих тканей. Механизм снижения в настоящее время не раскрыт, но, по всей видимости, связан с потреблением кальция на процессы остеоинтеграции и ремоделирования кости, окружающей дентальные имплантаты.

Также, снижение концентрации ионов кальция и фосфатов свидетельствует о нарушении деятельности фосфатной буферной системы ротовой жидкости, обязательным компонентом которой является фосфор, что в дальнейшем может способствовать сдвигу pH ротовой полости в кислую сторону, и далее к образованию мягкого зубного налёта вследствие преципитации муцина гликопротеинов и белков, служащих матрицей для микробных клеток, а также органических и минеральных соединений.

У пациентов 2 группы концентрация α-амилазы в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 34,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 12,4 %, а на 120 сутки – выше на 14,1 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы концентрация α-амилазы в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 18,9 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 4,3 %, а на 120 сутки – выше на 30,9 % и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что концентрация α-амилазы в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была ниже, чем у пациентов 3 группы на 22,0 %, 17,0 % и 12,8 % соответственно.

Следует отметить, что α-амилазу вырабатывают слюнные железы и уменьшение ее активности в ротовой жидкости при имплантации имеет практическое значение в плане оценки изменений пищеварительной функции в полости рта у пациентов. Обладая широкой субстратной специфичностью, амилаза гидролизует не только алиментарные, но и структурные полисахариды,

что необходимо для поддержания антибактериального эффекта фермента, а состояние повышенной активности в ротовой жидкости, по-видимому, усиливает данный процесс.

У пациентов 2 группы концентрация щелочной фосфатазы в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 75,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 54,8 %, а на 120 сутки – выше на 31,1 % от первоначального значения. У пациентов 3 группы концентрация щелочной фосфатазы в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 54,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 24,6 %, а на 120 сутки – выше на 8,0 % и соответствовала физиологической норме. Следует отметить, что концентрация щелочной фосфатазы в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов 3 группы на 10,1 %, 17,7 % и 15,8 % соответственно. Щелочная фосфатаза в саливодиагностике рассматривается как маркер повышенной остеорезорбции и воспалительных заболеваний пародонта и периимплантитов.

Также нами было произведено исследование концентраций маркеров воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости пациентов (табл. 4.7).

У пациентов 2 и 3 группы концентрация матриксной металлопротеиназы-2 в ротовой жидкости до начала исследования была выше, чем у пациентов 1 группы на 11,5 % и 9,4 % соответственно и продолжала увеличиваться до 30 суток наблюдения на 25,8 % и 14,4 % от первоначального значения, а затем начала снижаться и на 60 сутки была выше на 13,1 % и 5,7 % от первоначального значения, а на 120 сутки во 2 группе была ниже на 1,4 % от первоначального значения, а в третьей группе – выше на 7,2 % от первоначального значения. Следует отметить, что концентрация ММП-2 в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов 3 группы на 10,8 %, 8,3 % и 10,2 % соответственно.

Таблица 4.7 - Динамика маркеров воспаления и остеорезорбции ротовой жидкости пациентов до и после имплантации

Показатель	Сутки исследования	1 группа	2 группа	3 группа
ММП-2, нг/мл	0	1,91±0,06	2,13±0,07[1]	2,09±0,06[1]
	30	1,88±0,05	2,68±0,08[1,2]	2,39±0,05[1,2,3]
	60	1,95±0,05	2,41±0,06[1,2]	2,21±0,06[1]
	120	1,93±0,06	2,16±0,05[1]	1,94±0,05[3]
ММП-8, нг/мл	0	74,8±2,17	87,6±2,54[1]	85,9±2,64[1]
	30	74,2±2,08	115,8±3,35[1,2]	108,3±3,43[1,2]
	60	75,0±2,19	104,8±2,83[1,2]	93,8±2,58[1,2,3]
	120	74,5±2,11	84,9±2,64[1]	76,9±2,15[2,3]
ФНО-а, пг/мл	0	37,5±1,08	46,3±1,29[1]	44,7±1,24[1]
	30	37,8±1,05	59,4±2,08[1,2]	51,4±1,61[1,2,3]
	60	37,2±1,13	52,7±1,56[1,2]	43,1±1,37[1,3]
	120	37,4±1,03	43,8±1,34[1]	35,9±1,22[1,2,3]
ИЛ-1β пг/мл	0	181,4±5,08	196,8±6,08	195,7±5,68
	30	181,6±5,04	257,6±7,21[1,2]	237,9±7,37[1,2]
	60	181,0±4,98	241,9±6,77[1,2]	218,4±6,33[1,2,3]
	120	181,2±4,83	216,5±6,92[1,2]	193,7±5,97[3]
MIP-1a пг/мл	0	9,23±0,25	10,54±0,29[1]	10,48±0,25[1]
	30	9,20±0,21	12,62±0,37[1,2]	12,04±0,34[1,2]
	60	9,26±0,27	11,98±0,25[1,2]	10,74±0,36[1,3]
	120	9,24±0,18	10,46±0,22[1]	9,75±0,24

Примечание. В таблице различия достоверны при $P < 0,05$: [1] – по сравнению с показателями контрольной группы; [2] – по сравнению с показателями нулевых суток внутри группы; [3] – по сравнению с показателями второй группы.

У пациентов 2 и 3 группы концентрация ММП-8 в ротовой жидкости до начала исследования была выше, чем у пациентов 1 группы на 17,1 % и 14,8 % соответственно и продолжала увеличиваться до 30 суток наблюдения на 32,2 и 26,1 % от первоначального значения, а затем начала снижаться и на 60 сутки была выше на 19,6 % и 9,2 % соответственно от первоначального значения, а на 120

сутки была ниже на 3,1 % и 10,2 % соответственно от первоначального значения. Следует отметить, что концентрация ММП-8 в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов 3 группы на 6,5 %, 10,5 % и 9,4 % соответственно.

Матриксные металлопротеиназы считаются инициаторами деградации внеклеточного матрикса парадонта. ММП-8 – нейтрофильная коллагеназа – является биомаркером разрушения пародонта.

У пациентов 2 и 3 группы концентрация фактора некроза опухоли альфа в ротовой жидкости до начала исследования была выше, чем у пациентов 1 группы на 23,5 % и 19,2 % соответственно и продолжала увеличиваться до 30 суток наблюдения на 28,3 и 15,0 % от первоначального значения, а затем начала снижаться и на 60 сутки у пациентов 2 группы была выше на 13,8 % от первоначального значения, а у пациентов 3 группы – ниже на 3,6 % от первоначального значения, а на 120 сутки была ниже на 5,4 % и 19,7 % соответственно от первоначального значения. Следует отметить, что концентрация фактора некроза опухоли альфа в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов 3 группы на 13,5 %, 18,2 % и 18,0 % соответственно.

У пациентов 2 и 3 группы концентрация интерлейкина 1β в ротовой жидкости до начала исследования была выше, чем у пациентов 1 группы на 8,5 % и 7,9 % соответственно и продолжала увеличиваться до 30 суток наблюдения на 30,9 % и 21,6 % от первоначального значения, а затем начала снижаться и на 60 сутки была выше на 22,9 % и 11,6 % от первоначального значения, а на 120 сутки во 2 группе была выше на 10,0 % от первоначального значения, а в третьей группе – незначительно ниже первоначального значения. Следует отметить, что концентрация интерлейкина 1β в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов 3 группы на 7,6 %, 9,7 % и 10,5 % соответственно.

У пациентов 2 и 3 группы концентрация макрофагального белка воспаления в ротовой жидкости до начала исследования была выше, чем у пациентов 1

группы на 14,2 % и 13,5 % соответственно и продолжала увеличиваться до 30 суток наблюдения на 19,7 % и 14,9 % от первоначального значения, а затем начала снижаться и на 60 сутки была выше на 13,7 % и 2,5 % от первоначального значения, а на 120 сутки во 2 группе была практически равна первоначальному значению, а в третьей группе – была ниже на 6,9 % от первоначального значения. Следует отметить, что концентрация макрофагального белка воспаления в ротовой жидкости пациентов 2 группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов 3 группы на 4,6 %, 10,4 % и 6,8 % соответственно.

В качестве иллюстрации к разделу приводим клинические примеры.

Клинический пример 1.

15.05.2025 года в клинику ООО «ДЕНС» (г.Самара) обратился пациент А.,57 лет, истории болезни № 21391.

Пациент предъявлял жалобы на отсутствие зубов, затрудненное пережевывание пищи, боли в височно-нижнечелюстном суставе не беспокоили, наличие неприятного запаха и кровоточивость десен при чистке зубов не отмечал, слизистая оболочка бледно-розового цвета. Отсутствуют зубы 4.6,3.5,3.6,2.6,2.7. Из анамнеза заболевания следует, что причиной заболевания являлся кариес и его осложнения. Вредные привычки, профессиональные вредности и общесоматические заболевания отрицает. Аллергологический анамнез не отягощен. Из объективных исследований выявлено, что при внешнем осмотре осанка нормальная, лицо симметрично, кожные покровы чистые, речь внятная, смыкание губ в норме, открывание рта в полном объеме.

Зубная формула:

1.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
о													о	о	
	к	о										о	о		о
4.8	4.7	4.6	4.5	4.4	4.3	4.2	4.1	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8

Диагноз: К.08.1 Потеря зубов вследствие несчастного случая,удаления или локальной периодонтальной болезни (рисунок 4.12).

Предложена дентальная имплантация с использованием нашего индивидуального имплантата (таблица 4.8)

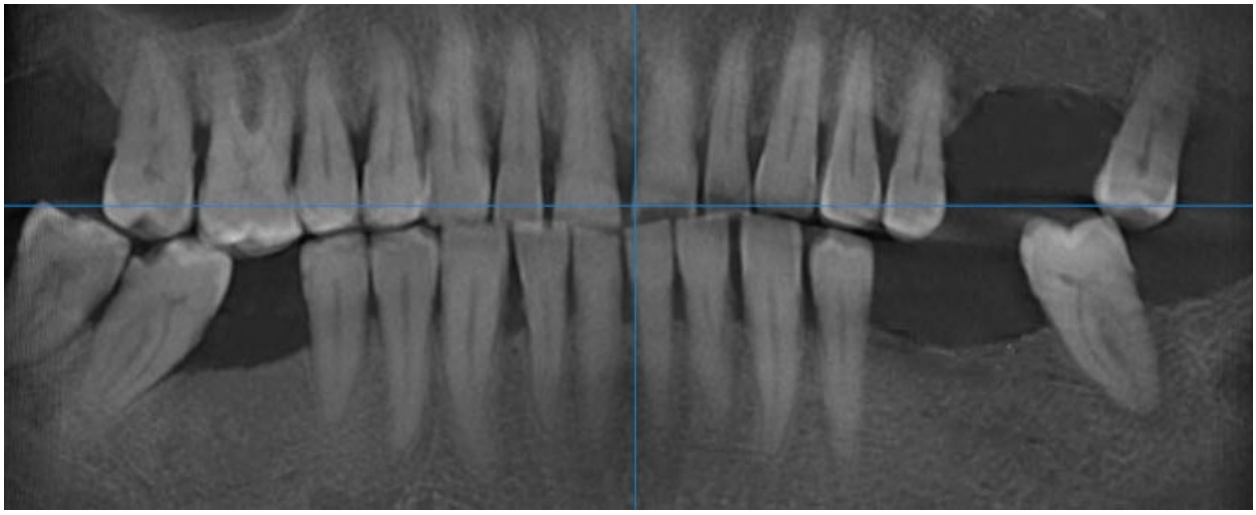


Рисунок 4.12 – КЛКТ пациента А., 57 лет. История болезни №21391. Диагноз К08.1 Потеря зубов вследствие несчастного случая,удаления или локальной периодонтальной болезни

Диагностика:

Исходя из данных КЛКТ, мы вносим входящие данные в программу СППВР и произвели расчет параметров имплантатов:

4.6. На основании данных КЛКТ определено место размещения планируемого дентального имплантата и его исходные параметры: толщина кости (*L*) в месте и направлении установки - 11.2 мм, средняя плотность костной ткани - 720 HU. Далее использование разработанной СППВР был произведен автоматизированный расчет параметров дентального имплантата

- общая длина внутрикостной части: $l = L$ - 1.8 мм = 11.2 - 1.6 = 9.6 мм;

- диаметр (*D)* выбран как наименьший из рассчитанных для продольной и поперечной проекций: $D = d_2$ = 7.4 - 3.8 = 3.6 мм;

- длина дистальной части с двухзаходной резьбой (в кортикальном слое): 1.8 мм.

Таблица 4.8 - Расчет конструкции индивидуального дентального имплантата программой СППВР в проекции 3.6

Вариант имплантата		**1**	**2**		**3**		**4**		**5**		**6**	
Длина имплантата	L	9,6	9,6		9,6		9,6		9,6		9,6	
Диаметр имплантатаD	D	3,6	3,6		3,6		3,6		3,6		3,6	
Шаг резьбы	m	0,64	0,67		0,7		0,73		0,67		0,7	
Глубина резьбы	h	0,27	0,28		0,29		0,3		0,28		0,29	
Длина мелкой резьбы	lm	1,8	1,8		1,8		1,8		1,8		1,8	
Глубина мелкой резьбы	hm	0,1	0,1		0,1		0,1		0,1		0,1	
Длина апекальной част	l	1,5	1,5		1,5		1,5		1,5		1,5	
Угол апекса	b	8	8		8		8		9		9	
РАСЧЕТЫ												
	ВАРИАНТ 1		**ВАРИАНТ 2**		**ВАРИАНТ 3**		**ВАРИАНТ 4**		**ВАРИАНТ 5**		**ВАРИАНТ 6**	
Кол-во витков тела импл.		**9,84**		**9,40**		**9,00**		**8,63**		**9,40**		**9,00**
Площадь мелкой двузаходной резьбы	Sm	6,18		5,91		5,65		5,42		5,91		5,65
Площадь витка резьбы	1	3,25	1	3,36	1	3,47	1	3,58	1	3,41	1	3,53
Площадь витка резьбы	2	3,66	2	3,79	2	3,91	2	4,04	2	3,89	2	4,02
Площадь витка резьбы	3	4,06	3	4,20	3	4,34	3	4,48	3	4,35	3	4,50
Площадь витка резьбы	4	4,44	4	4,60	4	4,75	4	4,90	4	4,79	4	4,95
Площадь витка резьбы	5	4,82	5	4,98	5	5,15	5	5,31	5	5,22	5	5,39
Площадь витка резьбы	6	5,18	6	5,35	6	5,53	6	5,70	6	5,62	6	5,81
Площадь витка резьбы	7	5,53	7	5,71	7	5,89	7	6,07	7	6,01	7	6,20
Площадь витка резьбы	8	5,86	8	6,06	8	6,25	8	6,43	8	6,39	8	6,58
Площадь витка резьбы	9	6,18	9	6,39	9	6,58	0	0,00	9	6,74	9	6,94
Площадь витка резьбы	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00
Площадь витка резьбы	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00
Площадь витка резьбы	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00
Площадь апекса		15,39		12,75		10,17		14,23		12,89		10,17
Площад распр. Нагр.		**64,54**		**63,08**		**61,70**		**60,16**		**65,23**		**63,75**

На основании качества костной ткани (720 HU) рассчитаны оптимальные характеристики резьбы имплантата:

- шаг резьбы (m): 0,64 мм;

- глубина резьбы (H_{min}): 0.27 мм.

Требуемая площадь (S_r) для жевательной нагрузки F_y=750Н:

$S_r = 3 * 750 / (0.86 * 4.18 * 9.8) \approx 63.9$ мм².

Определен угол конуса (b), обеспечивающий необходимую площадь: $b = 8°$. При данном угле расчетная площадь распределения нагрузки составила 64.54 мм².

3.5. На основании данных КЛКТ определено место размещения планируемого дентального имплантата и его исходные параметры: толщина кости (*L*) в месте и направлении установки - 11.0 мм, средняя плотность костной ткани - 760 HU.

Далее использование разработанной СППВР был произведен автоматизированный расчет параметров дентального имплантата (таблица 4.9)

- общая длина внутрикостной части: $l = L$ - 1.8 мм = 11.0 - 1.6 = 9.4 мм;

- диаметр (*D)* выбран как наименьший из рассчитанных для продольной и поперечной проекций: $D = d_2$ = 7.2 - 3.8 = 3.4 мм;

- длина дистальной части с двухзаходной резьбой (в кортикальном слое): 1.6 мм.

Таблица 4.9 - Данные расчета конструкции индивидуального дентального имплантата программой СППВР в проекции 3.5

Вариант имплантата		**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**
Длина имплантата	L	9,4	9,4	9,4	9,4	9,4	9,4
Диаметр имплантатаD	D	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4
Шаг резьбы	m	0,64	0,67	0,7	0,73	0,64	0,64
Глубина резьбы	h	0,27	0,28	0,29	0,3	0,27	0,27
Длина мелкой резьбы	lm	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6
Глубина мелкой резьбы	hm	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Длина апекальной част	l	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
Угол апекса	b	8	8	8	8	9	10
РАСЧЕТЫ							
		ВАРИАНТ 1	**ВАРИАНТ 2**	**ВАРИАНТ 3**	**ВАРИАНТ 4**	**ВАРИАНТ 5**	**ВАРИАНТ 6**
Кол-во витков тела импл.		**9,84**	**9,40**	**9,00**	**8,63**	**9,84**	**9,84**
Площадь мелкой двузаходной резьбы	Sm	5,18	4,95	4,74	4,54	5,18	5,18
Площадь витка резьбы	1	3,05	3,15	3,26	3,36	3,10	3,15
Площадь витка резьбы	2	3,43	3,55	3,67	3,79	3,53	3,62
Площадь витка резьбы	3	3,80	3,93	4,06	4,19	3,94	4,07
Площадь витка резьбы	4	4,16	4,30	4,45	4,58	4,34	4,51
Площадь витка резьбы	5	4,51	4,66	4,81	4,96	4,72	4,92
Площадь витка резьбы	6	4,84	5,00	5,16	5,32	5,08	5,32
Площадь витка резьбы	7	5,16	5,33	5,50	5,66	5,43	5,69
Площадь витка резьбы	8	5,47	5,64	5,82	5,99	5,76	6,05
Площадь витка резьбы	9	5,76	5,95	6,12	0,00	6,08	6,38
Площадь витка резьбы	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Площадь витка резьбы	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Площадь витка резьбы	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Площадь апекса		13,94	11,47	9,07	12,85	14,20	14,46
Площад распр. Нагр.		**59,29**	**57,94**	**56,66**	**55,24**	**61,35**	**63,34**

На основании качества костной ткани (760 HU) рассчитаны оптимальные характеристики резьбы имплантата:

- шаг резьбы (m): 0,67 мм;
- глубина резьбы (H_{min}): 0.28 мм.

Требуемая площадь (S_r) для жевательной нагрузки F_y=750Н:

$$S_r = 3 * 750 / (0.86 * 4.64 * 9.8) \approx 57.5 \text{ мм}^2.$$

Определен угол конуса (b), обеспечивающий необходимую площадь: b = 8°. При данном угле расчетная площадь распределения нагрузки составила 57.94 мм². 3.6. На основании данных КЛКТ определено место размещения планируемого дентального имплантата и его исходные параметры: толщина кости (L) в месте и направлении установки - 11.1 мм, средняя плотность костной ткани - 700 HU.

Далее использование разработанной СППВР был произведен автоматизированный расчет параметров дентального имплантата (таблица 4.10)

- общая длина внутрикостной части: $l = L$ - 1.8 мм = 11.1 - 1.6 = 9.5 мм;
- диаметр (D) выбран как наименьший из рассчитанных для продольной и поперечной проекций: $D = d_2$ = 7.3 - 3.8 = 3.5 мм;
- длина дистальной части с двухзаходной резьбой (в кортикальном слое): 1.6 мм.

На основании качества костной ткани (700 HU) рассчитаны оптимальные характеристики резьбы имплантата:

- шаг резьбы (m): 0,67 мм;
- глубина резьбы (H_{min}): 0.28 мм.

Требуемая площадь (S_r) для жевательной нагрузки F_y=750Н:

$$S_r = 3 * 750 / (0.86 * 4.18 * 9.8) \approx 63.9 \text{ мм}^2.$$

Определен угол конуса (b), обеспечивающий необходимую площадь: b = 10°. При данном угле расчетная площадь распределения нагрузки составила 65.24 мм².

Биохимические показатели до имплантации:

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 1,89 ммоль/л, Mg – 0,62 ммоль/л, P – 0,82 ммоль/л.

Таблица 4.10 – Данные расчета конструкции индивидуального дентального имплантата программой СППВР в проекции 4.6

Вариант имплантата		1		2		3		4		5		6
Длина имплантата	L	9,5		9,5		9,5		9,5		9,5		9,5
Диаметр имплантатаD	D	3,5		3,5		3,5		3,5		3,5		3,5
Шаг резьбы	m	0,67		0,7		0,73		0,76		0,67		0,67
Глубина резьбы	h	0,28		0,29		0,3		0,31		0,28		0,28
Длина мелкой резьбы	lm	1,6		1,6		1,6		1,6		1,6		1,6
Глубина мелкой резьбы	hm	0,1		0,1		0,1		0,1		0,1		0,1
Длина апекальной част	l	1,5		1,5		1,5		1,5		1,5		1,5
Угол апекса	b	8		8		8		8		9		10
РАСЧЕТЫ												
		ВАРИАНТ 1		ВАРИАНТ 2		ВАРИАНТ 3		ВАРИАНТ 4		ВАРИАНТ 5		ВАРИАНТ 6
Кол-во витков тела импл.		9,55		9,14		8,77		8,42		9,55		9,55
Площадь мелкой двузаходной резьбы	Sm	5,10		4,88		4,68		4,50		5,10		5,10
Площадь витка резьбы	1	3,26	1	3,36	1	3,47	1	3,58	1	3,31	1	3,36
Площадь витка резьбы	2	3,67	2	3,79	2	3,91	2	4,03	2	3,77	2	3,87
Площадь витка резьбы	3	4,07	3	4,20	3	4,34	3	4,47	3	4,21	3	4,36
Площадь витка резьбы	4	4,45	4	4,60	4	4,74	4	4,89	4	4,64	4	4,82
Площадь витка резьбы	5	4,82	5	4,98	5	5,13	5	5,29	5	5,05	5	5,27
Площадь витка резьбы	6	5,18	6	5,34	6	5,51	6	5,67	6	5,44	6	5,69
Площадь витка резьбы	7	5,52	7	5,70	7	5,87	7	6,03	7	5,81	7	6,09
Площадь витка резьбы	8	5,85	8	6,03	8	6,21	8	6,38	8	6,17	8	6,47
Площадь витка резьбы	9	6,17	9	6,35	0	0,00	0	0,00	9	6,50	9	6,83
Площадь витка резьбы	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00
Площадь витка резьбы	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00
Площадь витка резьбы	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,00
Площадь апекса		13,02		10,52		14,38		12,30		13,21		13,39
Площад распр. Нагр.		61,10		59,76		58,24		57,13		63,20		65,24

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови: β-Cross Laps – 2,49 нг/мл, КЩФ – 19,9 Ед/л, sRANKL – 0,187 пмоль/л, OPG – 4,97 пмоль/л, склеростин – 260,3 пмоль/л.

Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 6,06 мкмоль/л, МВХЛ – 1,438 усл. ед., ПХЛ – 1,383 усл. ед., МДА – 3,31 мкат/л, ДК – 0,336 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 76,22 Ммоль/мин*л, СОД – 12,46 усл.ед., глутатионредуктаза – 12,59 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,140 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,73 г/л, кальций – 1,21 ммоль/л, фосфаты – 3,85 ммоль/л, α-амилаза – 3,47 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 1,35 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 2,08, нг/мл, ММП-8 – 89,1 нг/мл, ФНО-а – 44,5 пг/мл, ИЛ-1β – 195,1 пг/мл, MIP-1a – 10,68 пг/мл.

Лечение:

15.05.2025 проведена имплантация на нижней челюсти в области удаленных зубов 3.5,3.6. Проведена анестезия Sol.Ultracaini 1,7 ml 1:100000. После достижения адекватного обезболивания произведен разрез по гребню альвеолярной части нижней челюсти слева в области удаленных зубов 3.5,3.6 с выкраиванием слизисто-надкостничного лоскута трапецивидной формы с помощью распатора. Скелетирована наружная кортикальная пластинка альвеолярной части нижней челюсти. С помощью стандартных фрез сформировано костное ложе для внутрикостной части 2-х индивидуальных имплантатов (рисунки 4.13, 4.14) с помощью ключа-трещетки. Установлен индивидуальный имплантат.

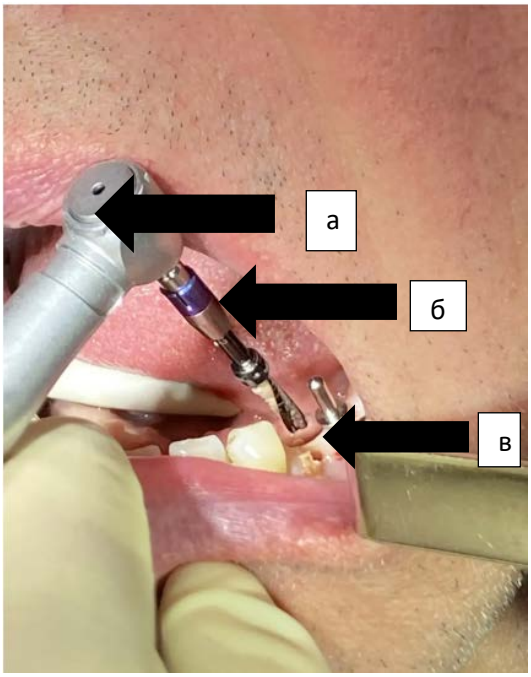


Рисунок 4.13 – Пациент А., 57 лет. История болезни №21391. Диагноз К08.1 (МКБ-10). Этап формирования ложа под имплантат: а) хирургический угловой наконечник; б) хирургическая фреза; в) гребень альвеолярной кости

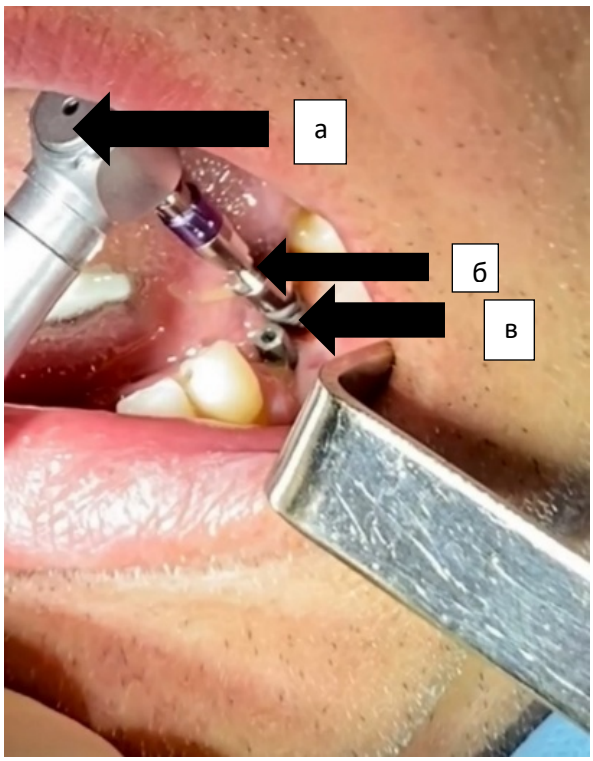


Рисунок 4.14 – Пациент А., 57 лет. История болезни №21391. Диагноз К08.1 (МКБ-10).Этап установки имплантата в области зуба 3.6: а) хирургический угловой наконечник; б) ключ-имплантовод; в) индивидуальный имплнатат

В проекции 3.6 длина внутрикостной части 9,6 мм, диаметр 3,6 мм, торк 45 Нсм. В проекции 3.5 длина внутрикостной части 9,4 мм, диаметр 3,4 мм, торк 45 Нсм. Лоскут уложен на место, смоделирован и ушит полиамидной нитью. Гемостаз. Показатели периотеста составили -1,4.

22.05.2025 года под инфильтрационной анестезией Sol. Ultracaini 1:100000 1.7 ml, после достижения адекватного обезболивания произведен разрез по гребню альвеолярной части нижней челюсти справа в области удаленного 4.6 зуба с выкраиванием слизисто-надкостничного лоскута трапецивидной формы с помощью распатора. Скелетирована наружная кортикальная пластинка альвеолярной части нижней челюсти.

Установлен индивидуальный имплантат. Длина внутрикостной части 9.5 мм, диаметр 3,5 мм торк 50 Нсм. Лоскут уложен на место, ушит полипропиленовой нитью. Гемостаз. Показатели прибора периотест составили - 2,2.

22.06.2025 произведен осмотр: слизистая бледно-розового цвета. Перкуссия и пальпация в области установки имплантата безболезненна (рисунки 4.15, 4.16, 4.17).



Рисунок 4.15 – Фото нижних зубов справа пациента А., 57 лет. История болезни №21391. Диагноз К08.1 (МКБ-10). Осмотр-патологии вокруг абатмента индивидуального имплантата нет

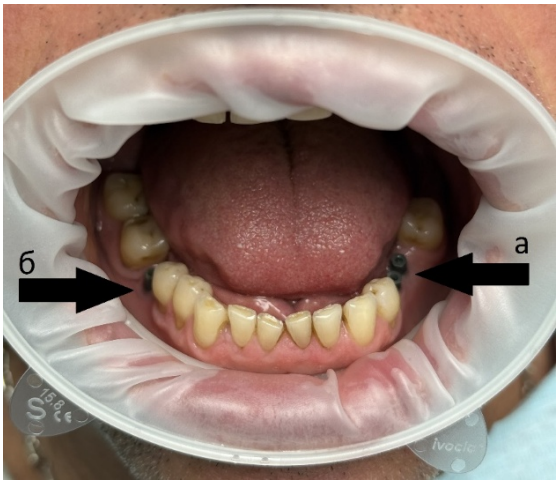


Рисунок 4.16 – Фото нижних зубов пациента А., 57 лет. История болезни №21391. Диагноз К08.1 (МКБ-10). Осмотр: а – дентальные имплантаты в проекции 3.6, 3.5, б - дентальный имплантат в проекции 4.6.

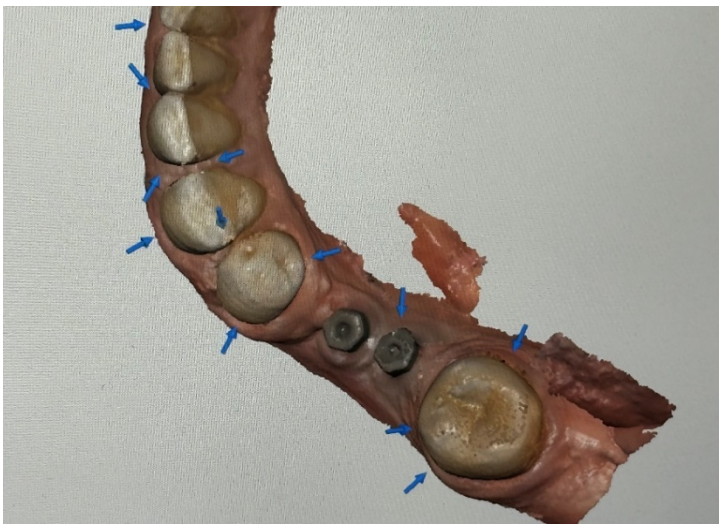


Рисунок 4.17 - Этап сканирования нижней челюсти пациента А., 57 лет. История болезни №21391. Диагноз К08.1 (МКБ-10).

Выполнена контрольная КЛКТ: в области установки дентальных имплантатов без очаговой патологии (рисунки 4.18, 4.19).



Рисунок 4.18 – Внутриротовая рентгенограмма альвеолярной кости пациента А.: имплантат интегрирован. Явления периимплантита отсутствуют.

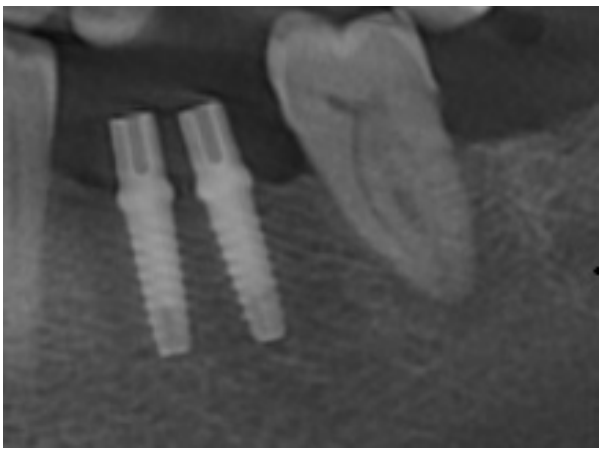


Рисунок 4.19 – Внутриротовая рентенограмма альвеолярной пациента А.: имплантаты интегрированы с окружающей костью. Явления периимплантатита отсутствуют.

Показатели периотеста составили: 3.6 – 3,6, 3.5 – 4,2, 4.6 – 3,4

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 2,08 ммоль/л, Mg – 0,81 ммоль/л, P – 0,97 ммоль/л.

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови: β-Cross Laps – 2,38 нг/мл, КЩФ – 21,9 Ед/л, sRANKL – 0,169 пмоль/л, OPG – 5,55 пмоль/л, склеростин – 225,4 пмоль/л.

Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 9,13 мкмоль/л, МВХЛ – 1,675 усл. ед., ПХЛ – 1,624 усл. ед., МДА – 5,42 мкат/л, ДК – 0,385 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 82,19 Ммоль/мин*л, СОД – 14,72 усл.ед., глутатионредуктаза – 9,21 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,115 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,84 г/л, кальций – 0,91 ммоль/л, фосфаты – 3,68 ммоль/л, α-амилаза – 2,87 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 1,97 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 2,31, нг/мл, ММП-8 – 105,3 нг/мл, ФНО-а – 49,7 пг/мл, ИЛ-1β – 228,4 пг/мл, MIP-1a – 12,25 пг/мл.

21.07.2025 пациенту проведены исследования: показатели периотеста составили 3.6 -4,2, 3.5 -4,2, 4.6 - 4,4

17.08.2025 пациенту проведены исследования: показатели периотеста составили 3.6 -5,1, 3.5 -5,5, 4.6 – 4,8.

Биохимические показатели:

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 2,23 ммоль/л, Mg – 0,95 ммоль/л, P – 1,08 ммоль/л.

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови: β-Cross Laps

– 2,24 нг/мл, КЩФ – 25,3 Ед/л, sRANKL – 0,138 пмоль/л, OPG – 5,97 пмоль/л, склеростин – 195,1 пмоль/л.

Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 6,55 мкмоль/л, МВХЛ – 1,391 усл. ед., ПХЛ – 1,225 усл. ед., МДА – 4,09 мкат/л, ДК – 0,331 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 71,25 Ммоль/мин*л, СОД – 11,28 усл.ед., глутатионредуктаза – 11,38 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,144 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,74 г/л, кальций – 1,25 ммоль/л, фосфаты – 3,87 ммоль/л, α-амилаза – 3,61 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 1,68 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 2,19, нг/мл, ММП-8 – 96,5 нг/мл, ФНО-а – 41,4 пг/мл, ИЛ-1β – 208,5 пг/мл, MIP-1a – 10,35 пг/мл.

КЛКТ: Винтовая часть имплантата располагается внутрикостно, в области установки дентальных имплантатов без очаговой патологии.

Произведена установка временных коронок 3.6, 3.5, 4.6.

21.09.2025 пациенту проведены исследования: показатели периотеста составили 3.6 -6,8, 3.5 – 6,7, 4.6 – 6,3.

Биохимические показатели

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 2,39 ммоль/л, Mg – 1,09 ммоль/л, P – 1,16 ммоль/л.

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови β-Cross Laps – 2,13 нг/мл, КЩФ – 28,4 Ед/л, sRANKL – 0,121 пмоль/л, OPG – 6,42 пмоль/л, склеростин – 163,2 пмоль/л.

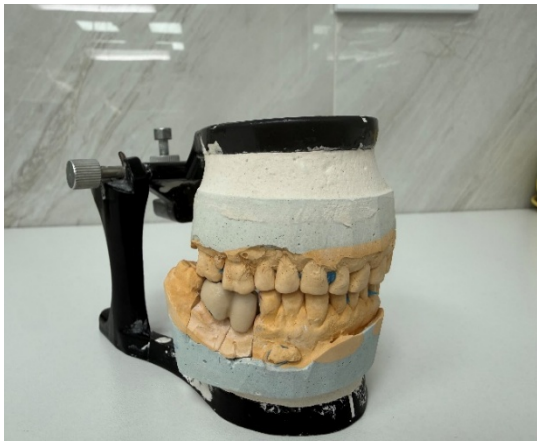
Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 4,89 мкмоль/л, МВХЛ – 1,152 усл. ед., ПХЛ – 1,047 усл. ед., МДА – 2,47 мкат/л, ДК – 0,245 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 61,38 Ммоль/мин*л, СОД – 8,25 усл.ед., глутатионредуктаза – 15,13 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,163 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,61 г/л, кальций – 1,61 ммоль/л, фосфаты – 4,28 ммоль/л, α-амилаза – 4,47 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 1,44 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 1,91 нг/мл, ММП-8 – 71,9 нг/мл, ФНО-а – 31,9 пг/мл, ИЛ-1β – 191,8 пг/мл, MIP-1a – 9,61 пг/мл.

Установлены металлокерамические коронки на имплантаты в проекции 3.6, 3.5,4.6,4.7,2.6,2.7 (рисунок 4.20).



а)



б)

Рисунок 4.20 – Фото гипсовых моделй в артикуляторе коронок пациента А., 57 лет. История болезни №21391. Ортопедический этап: а) справа в проекции 4.6, 4.7 б) слева в проекции 3.5,3.6 и 2.6,2.7

22.11.2025 произведен осмотр и выполнена котнрольная КЛКТ:

слизистая бледно-розового цвета, перкуссия и пальпация безболезненна (рисунок 4.21). В позициях установки дентальных имплантатов очаговая патология при осмотре не визуализируется.



Рисунок 4.21 - Фото фиксированных зубных металлокерамических коронок

16.05.2026 произведен осмотр и выполнена котнрольная КЛКТ: костная ткань хорошо дифференцирована. Значительной потери кости не произошло.

Клинический пример №2

11.05.2025 года в клинику ООО «Центр комплексной стоматологии» (г. Самара) обратилась пациентка Н.,51 год, история болезни № 3954.

Пациент предъявляла жалобы на частичное отсутствие зуба, затрудненное пережевывание пищи, боли в височно-нижнечелюстном суставе не беспокоили, наличие неприятного запаха и кровоточивость десен при чистке зубов не отмечал, слизистая оболочка бледно-розового цвета. Отстутствуют зубы 4.6,3.5, причиной заболевания являлся кариес и его осложнения. Вредные привычки, профессиональные вредности и общесоматические заболевания отрицает. Аллергологический анамнез не отягощен. Из объективных исследований

выявлено, что при внешнем осмотре осанка нормальная, лицо симметрично, кожные покровы чистые, речь внятная, смыкание губ в норме, открывание рта в полном объёме.

Зубная формула:

1.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
О		П	П	П							П	П	П	П	О
О	П	О										О	К	К	О
4.8	4.7	4.6	4.5	4.4	4.3	4.2	4.1	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8

Диагноз: К.08.1 Потеря зубов вследствие несчастного случая,удаления или локальной периодонтальной болезни (рисунок 4.22).



Рисунок 4.22 – КЛКТ пациента Н., 51 год, история болезни №3954

Биохимические показатели до имплантации:

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 1,85 ммоль/л, Mg – 0,65 ммоль/л, P – 0,77 ммоль/л.

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови β-Cross Laps

– 2,47 нг/мл, КЩФ – 20,4 Ед/л, sRANKL – 0,194 пмоль/л, OPG – 5,01 пмоль/л, склеростин – 262,8 пмоль/л.

Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 6,01 мкмоль/л, МВХЛ – 1,455 усл. ед., ПХЛ – 1,395 усл. ед., МДА – 3,44 мкат/л, ДК – 0,344 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 77,31 Ммоль/мин*л, СОД – 12,32 усл.ед., глутатионредуктаза – 12,72 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,147 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,77 г/л, кальций – 1,23 ммоль/л, фосфаты – 3,79 ммоль/л, α-амилаза – 3,51 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 1,37 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 2,15, нг/мл, ММП-8 – 90,3 нг/мл, ФНО-а – 45,2 пг/мл, ИЛ-1β – 194,8 пг/мл, MIP-1a – 10,75 пг/мл.

26.05.2025 проведена имплантация на нижней челюсти в проекции зуба 4.6. Проведена анестезия Sol.Ultracaini 1,7 ml 1:100000. После достижения адекватного обезболивания произведен разрез по гребню альвеолярного отростка нижней челюсти слева в проекции зуба 4.6. Отслоен слизисто-надкостничный лоскут, скелетирована кортикальная пластинка альвеолярного отростка нижней челюсти. С помощью стандартных фрез сформировано костное ложе для внутрикостной части имплантата AnyRidge. Установлен имплантат, длина 9мм, диаметр 4,5мм, торк 40 Нсм. Установлен винт-заглушка, лоскут уложен на место, смоделирован и ушит полиамидной нитью (рисунок 4.23). Гемостаз.

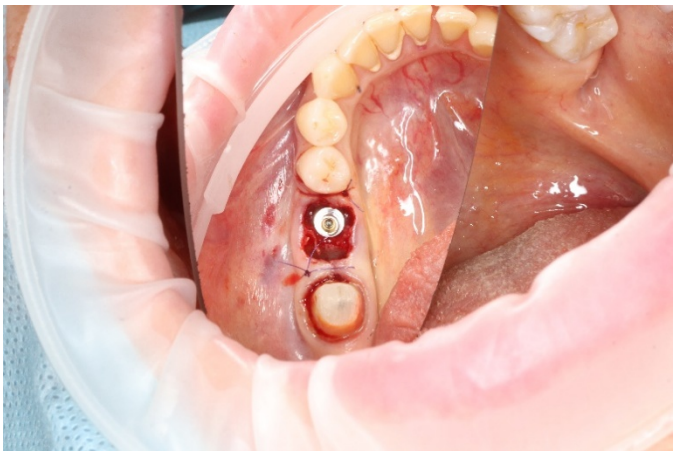


Рисунок 4.23 – Фото имплантата в позиции удаленного зуба 4.6

пациент Н., 51 год

28.06.2025 Выполнена контрольная КЛКТ. Винтовая часть имплантата располагается внутрикостно. Присутствует тень кости на снимке, свительствующая об интеграции имплантата (рисунок 4.24).

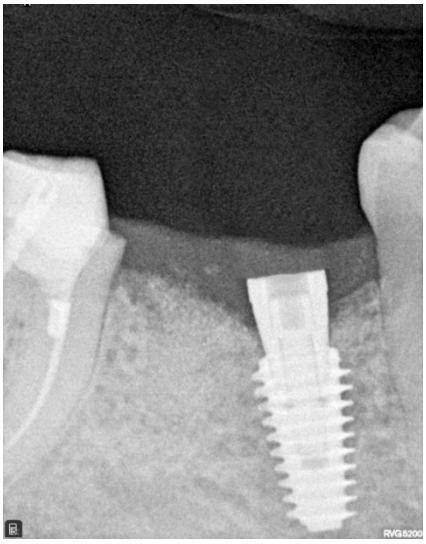


Рисунок 4.24 – Внутриротовая рентгенограмма пациента Н., 51 год.

Биохимические показатели

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 1,93 ммоль/л, Mg – 0,74 ммоль/л, P – 0,85 ммоль/л.

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови: β-CTX – 2,41 нг/мл, КЩФ – 21,1 Ед/л, sRANKL – 0,181 пмоль/л, OPG – 5,38 пмоль/л, склеростин – 232,1 пмоль/л.

Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 10,41 мкмоль/л, МВХЛ – 1,993 усл. ед., ПХЛ – 1,875 усл. ед., МДА – 7,38 мкат/л, ДК – 0,481 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 98,34 Ммоль/мин*л, СОД – 15,93 усл.ед., глутатионредуктаза – 8,73 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,093 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,99 г/л, кальций – 0,85 ммоль/л, фосфаты – 3,55 ммоль/л, α-амилаза – 2,36 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 2,25 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 2,55, нг/мл, ММП-8 – 119,7 нг/мл, ФНО-а – 57,5 пг/мл, ИЛ-1β – 247,3 пг/мл, MIP-1a – 13,03 пг/мл.

25.07.2025 пациенту проведены исследования. Биохимические показатели.

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 2,06 ммоль/л, Mg - 0,89 ммоль/л, P – 0,93 ммоль/л.

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови: β-Cross Laps

– 2,36 нг/мл, КЩФ – 22,6 Ед/л, sRANKL – 0,154 пмоль/л, OPG – 5,63 пмоль/л, склеростин – 216,3 пмоль/л.

Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 7,47 мкмоль/л, МВХЛ – 1,705 усл. ед., ПХЛ – 1,581 усл. ед., МДА – 5,63 мкат/л, ДК – 0,428 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 80,93 Ммоль/мин*л, СОД – 13,48 усл.ед., глутатионредуктаза – 10,84 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,123 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,86 г/л, кальций – 1,01 ммоль/л, фосфаты – 3,61 ммоль/л, α-амилаза – 3,15 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 2,05 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 2,35, нг/мл, ММП-8 – 109,3 нг/мл, ФНО-а – 52,7 пг/мл, ИЛ-1β – 235,4 пг/мл, MIP-1a – 11,77 пг/мл.

28.08.2025 пациенту проведены исследования: показатель периотеста составил -4,5

Внутриротовая рентгенограмма: установлен абатмент и рентгеноконтрастная ортопедическая конструкция.

Произведена установка абатмента и временной коронки (рисунки 4.25, 4.26)

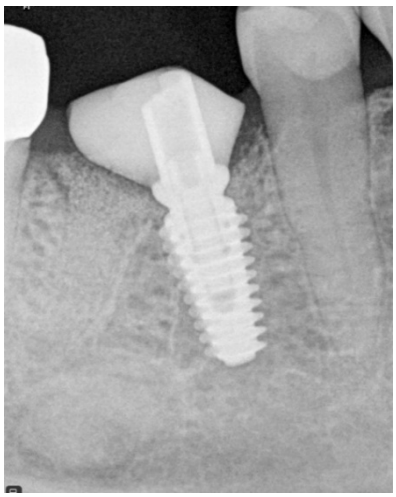


Рисунок 4.25 – Внутриротовая рентгенограмма



Рисунок 4.26 - Установка временной коронки

29.09.2025 пациенту проведены исследования: показатель периотеста составил -5,9.

Биохимические показатели

Показатели минерального обмена в плазме крови: Ca – 2,18 ммоль/л, Mg – 0,94 ммоль/л, P – 1,07 ммоль/л.

Маркеры костного ремоделирования в сыворотке крови: β-Cross Laps – 2,21 нг/мл, КЩФ – 23,8 Ед/л, sRANKL – 0,142 пмоль/л, OPG – 5,87 пмоль/л, склеростин – 208,4 пмоль/л.

Свободнорадикальные процессы в ротовой жидкости: ТБК-РП – 6,35 мкмоль/л, МВХЛ – 1,523 усл. ед., ПХЛ – 1,235 усл. ед., МДА – 3,58 мкат/л, ДК – 0,361 усл. ед.

Ферменты антирадикальной защиты в ротовой жидкости: каталаза – 70,45 Ммоль/мин*л, СОД – 11,08 усл.ед., глутатионредуктаза – 13,63 Мкмоль/мин*л, глутатионпероксидаза – 0,145 Мкмоль/мин*л.

Биохимические показатели ротовой жидкости: альбумин – 0,75 г/л, кальций – 1,35 ммоль/л, фосфаты – 3,94 ммоль/л, α-амилаза – 4,01 мкКат/л, щелочная фосфатаза – 1,71 мкКат/л.

Маркеры воспаления и остеорезорбции в ротовой жидкости: ММП-2 – 2,11, нг/мл, ММП-8 – 89,5 нг/мл, ФНО-а – 44,5 пг/мл, ИЛ-1β – 214,9 пг/мл, MIP-1a – 10,35 пг/мл.

Пациенту была установлена постоянная коронка из диоксида циркония в прокции зуба 4.6. (рисунок 4.27).



Рисунок 4.27 - Установка циркониевой коронки

28.11.2025 произведен осмотр и выполнена котнрольная КЛКТ: костная ткань хорошо дифференцирована, без очаговой патологии (рисунок 4.28).

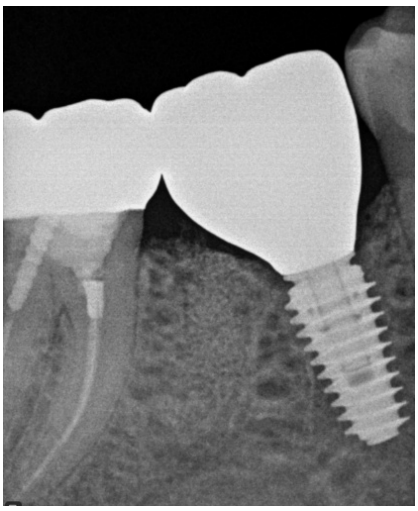


Рисунок 4.28 – Внутриротовая рентгенограмма

20.05.2026 произведен осмотр и выполнена котнрольная КЛКТ: костная ткань хорошо дифференцирована, без очаговой патологии. Значительной потери кости не произошло.

4.8. Оценка эффективности дентальной имплантации

Оценку эффективности дентальной имплантации проводили по клиническим исходам: наличие/отсутствие осложнений и наличие/отсутствие остеоинтеграции и показатель плотности костной массы (норма –Т индекс > –1.0, дефицит костной массы и остеопороз Т-индекс < –2.5).

По методике оценки эффективности лечения (Г.П. Котельников, А.С. Шпигель 2000г), были построены соответствующие таблицы сопряженности и посчитаны следующие критерии (таблица 4.11).

Сравнительная оценка результатов имплантации по устойчивости и биохимическим параметрам представлена в сводной таблице 4.12. Расчет 95 % доверительных интервалов показателей клинической эффективности подтвердил различную степень устойчивости выявленных эффектов. Наиболее выраженный эффект установлен в отношении частоты осложнений: снижение относительного риска составило 86,7 % (95 % ДИ: 45,5–96,7 %), а снижение абсолютного риска – 32,5 % (95 % ДИ: 16,0–49,0 %).

Таблица 4.11- Критерии эффективности дентальной имплантации

Критерии	ЧИЛ	ЧИК	САР (95 % ДИ)	СОР (95 % ДИ)	ЧБНЛ (95 % ДИ)	ОШ (95 % ДИ)	$\chi 2$ с поправкой Йейтса	p
Наличие/отсутствие осложнений	5,0	37,5	32,5 (16,0–49,0)	86,7 (45,5–96,7)	3,0769 (2,04–6,23)	0,0877 (0,018–0,417)	10,7563	0,001
Наличие/отсутствие остеоинтеграции	10,0	25,0	15,0 (−1,3–31,3)	60,0 (−17,0–86,3)	6,6667 (3,19–∞)**	0,3333 (0,095–1,171)	2,1645	0,141
Минеральная плотность костной ткани в зоне имплантации	7,5	35,0	27,5 (10,6–44,4)	78,6 (31,1–93,3)	3,6364 (2,25–9,42)	0,1504 (0,039–0,577)	7,4997	0,0063

Примечание:

*показатели ЧИЛ, ЧИК, СОР, САР, ЧБНЛ указаны в %, показатель ОШ в единицах. ДИ 95%

**Для показателя «наличие/отсутствие остеоинтеграции» 95 % ДИ для САР включает нулевое значение, поэтому доверительный интервал ЧБНЛ не имеет конечной верхней границы.

*** Таблицы сопряженности

Таблица сопряженности для расчета клинического исхода «возникновение осложнений при установке индивидуально разработанного дентального имплантата»

Группа	Изучаемый эффект (исход): возникновение осложнений при установке индивидуально разработанного дентального имплантата		
	Есть	Нет	Всего
Основная (изучаемая)	A 2	B 38	A+B 40
Контрольная	C 15	D 25	C+D 40
Всего	17	63	80

Таблица сопряженности для расчета клинического исхода «остеоинтеграция имплантата по результатам рентгенологического обследования»

Группа	Изучаемый эффект (исход): оценка остеоинтеграции имплантата по результатам рентгенологического обследования		
	Есть	Нет	Всего
Основная (изучаемая)	A 4	B 36	A+B 40
Контрольная	C 10	D 30	C+D 40
Всего	14	66	80

Таблица сопряженности для расчета клинического исхода «минеральная плотность костной ткани в зоне имплантата»

Группа	Изучаемый эффект (исход): минеральная плотность костной ткани в зоне имплантата		
	Есть (дефицит костной массы и остеопороз Т-индекс < –2.5)	Нет (Т-индекс > –1.0)	Всего
Основная (изучаемая)	A 3	B 37	A+B 40
Контрольная	C 14	D 26	C+D 40
Всего	17	63	80

Число больных, которых необходимо лечить для предотвращения одного дополнительного неблагоприятного исхода, составило 3,08 (95 % ДИ: 2,04–6,23).

Отношение шансов 0,088 (95 % ДИ: 0,018–0,417) свидетельствует о существенном снижении шансов развития осложнений при применении исследуемого подхода.

Для критерия наличия/отсутствия остеоинтеграции снижение относительного риска составило 60,0 % (95 % ДИ: −17,0–86,3 %), снижение абсолютного риска – 15,0 % (95 % ДИ: −1,3–31,3 %), а отношение шансов – 0,333 (95 % ДИ: 0,095–1,171). Включение доверительными интервалами нулевого значения для САР и единицы для ОШ указывает на отсутствие статистически убедительного эффекта по данному критерию, что согласуется с полученным значением p=0,141.

При оценке минеральной плотности костной ткани в зоне имплантации снижение относительного риска составило 78,6 % (95 % ДИ: 31,1–93,3 %), снижение абсолютного риска 27,5 % (95 % ДИ: 10,6–44,4 %). Показатель ЧБНЛ составил 3,64 (95 % ДИ: 2,25–9,42), а отношение шансов 0,151 (95 % ДИ: 0,039–0,577). Полученные доверительные интервалы не пересекали значения отсутствия эффекта для САР и ОШ, что подтверждает статистическую значимость выявленных различий и согласуется со значением p=0,0063.

Таблица 4.12. – Сводная оценка эффективности дентальной имплантации имплантационной системы AnyRidge (MegaGen, Южная Корея) и индивидуально разработанных дентальных имплантатов

Критерий сравнения	**Контрольная группа**	**Основная группа**
Тесты по определению устойчивости дентальных имплантатов	Снижение значения показателя прибора «Периотест» у пациентов начиная с 1 суток наблюдения: на 3 сутки значение снизилось на 4,9 %, на 30 сутки – на 19,5 % на 60 сутки – на 26,8 % на 120 сутки – на 41,5 %.	Снижение значения показателя прибора «Периотест» у пациентов начиная с 1 суток наблюдения: на 3 сутки значение снизилось на 2,2 %; на 30 сутки – на 20,0 %; на 60 сутки – на 35,6 %; на 120 сутки – на 60,0 %.
Минеральный обмен в плазме крови	Концентрация кальция, магния и фосфора на 30 сутки была	Концентрация кальция, магния и фосфора на 30 сутки была

Критерий сравнения	Контрольная группа	Основная группа
(концентрация общего кальция, магния и фосфора)	больше первоначального значения на 7,9 % 10,7 % и 9,6 % соответственно, на 60 сутки – на 12,6 %, 17,3 % и 15,7 % соответственно, а на 120 сутки – на 13,61 %, 24,0 % и 26,5 % соответственно.	больше первоначального значения на 10,6 % 29,2 % и 35,9 % соответственно, на 60 сутки – на 18,2 %, 45,8 % и 50,0 % соответственно, а на 120 сутки – на 19,7 %, 54,2 % и 55,1 % соответственно.
Маркеры костного ремоделирования	На 120 сутки исследования концентрация β-CTX в сыворотке крови достоверно снизилась на 10,4 % от первоначальных данных. Концентрация КЩФ на 30 сутки была больше на 8,5 %, на 60 сутки – больше на 12,6 %, а на 120 сутки – больше на 20,1 %. Концентрация sRANKL на 30 сутки была ниже на 9,7 %, на 60 сутки – на 19,4 %, а на 120 сутки – меньше на 25,5 %. Концентрация OPG на 30 сутки была выше на 8,5 %, на 60 сутки – на 11,5 %, а на 120 сутки – выше на 16,1 %. Концентрация склеростина на 30 сутки была ниже на 10,8 %, на 60 сутки – на 17,4 %, а на 120 сутки – ниже на 21,8 %.	Концентрация β-CTX в сыворотке крови на 60 и 120 сутки достоверно снизилась на 10,2 % и 18,4 % соответственно от первоначальных данных. Концентрация КЩФ на 30 сутки была больше на 10,4 %, на 60 сутки – больше 23,3 %, а на 120 сутки – больше 35,6 %. Концентрация sRANKL на 30 сутки была ниже на 13,2 %, на 60 сутки – на 25,4 %, а на 120 сутки – меньше на 33,9 %. Концентрация OPG на 30 сутки была выше на 12,4 %, на 60 сутки – на 18,8 %, а на 120 сутки – выше на 31,4 %. Концентрация склеростина на 30 сутки была ниже на 12,1 %, на 60 сутки – на 23,7 %, а на 120 сутки – ниже на 34,9 %.
Окислительный гомеостаз ротовой жидкости	Концентрация ТБК-РП в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 72,0 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 20,4 %, а на 120 сутки – выше на 6,8 %. Максимум вспышки хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки был	Концентрация ТБК-РП в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 51,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 10,5 %, а на 120 сутки – ниже на 21,1 %. Максимум вспышки хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки был

Критерий сравнения	Контрольная группа	Основная группа
	больше на 39,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 19,5 %, а на 120 сутки – на 8,2 %. Площадь пика хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 33,7 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 14,1 %, а на 120 сутки – меньше на 10,5 % от первоначального значения. Концентрация МДА в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 107,2 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 64,7 %, а на 120 сутки – меньше на 6,00 % от первоначального значения. Концентрация ДК в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 46,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 32,0 %, а на 120 сутки – меньше на 9,00 % от первоначального значения. Активность каталазы в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 26,0 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 5,6 %, а на 120 сутки – меньше на 5,2 % от первоначального значения. Активность СОД в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 19,1 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 4,7 %, а на 120	больше на 15,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – меньше на 2,5 %, а на 120 сутки – меньше на 17,3 % от первоначального значения. Площадь пика хемилюминесценции ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 18,5 % от первоначального значения, на 60 сутки – меньше на 9,2 %, а на 120 сутки – меньше на 21,6 % от первоначального значения. Концентрация МДА в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 63,4 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 22,6 %, а на 120 сутки – меньше на 25,3 % от первоначального значения. Концентрация ДК в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 20,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 4,8 %, а на 120 сутки – меньше на 32,0 % от первоначального значения. Активность каталазы в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 11,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 4,0 %, а на 120 сутки – меньше на 16,3 % от первоначального значения. Активность СОД в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 16,8 % от первоначального значения, на

Критерий сравнения	Контрольная группа	Основная группа
	сутки – меньше на 11,5 % от первоначального значения. Активность ГП в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 33,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 16,6 %, а на 120 сутки – выше на 4,8 % от первоначального значения. Активность ГР в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 31,2 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 8,5 %, а на 120 сутки – выше на 12,8 % от первоначального значения.	60 сутки – больше на 5,1 %, а на 120 сутки – меньше на 31,5 % от первоначального значения. Активность ГП в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 25,1 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 10,8 %, а на 120 сутки – выше на 19,2 %. Активность ГР в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 24,8 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 4,1 %, а на 120 сутки – выше на 17,9 %.
Биохимические показатели ротовой жидкости	Концентрация альбумина в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 29,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – больше на 12,0 %, а на 120 сутки – меньше на 2,7 % от первоначального значения. Концентрация кальция в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 31,5 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 18,9 %, а на 120 сутки – выше на 3,1 % от первоначального значения. Концентрация фосфатов в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 9,0 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 5,7 %, а на 120 сутки – выше на 2,6 % от первоначального значения.	Концентрация альбумина в ротовой жидкости на 30 сутки была больше на 11,7 % от первоначального значения, на 60 сутки – меньше на 7,8 %, а на 120 сутки – меньше на 16,9 % от первоначального значения. Концентрация кальция в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 26,7 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 6,9 %, а на 120 сутки – выше на 19,0 % от первоначального значения. Концентрация фосфатов в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 6,1 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже незначительно, а на 120 сутки – выше на 10,2 % от первоначального значения.

Критерий сравнения	Контрольная группа	Основная группа
	Концентрация α-амилазы в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 34,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – ниже на 12,4 %, а на 120 сутки – выше на 14,1 % от первоначального значения. Концентрация щелочной фосфатазы в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 75,6 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 54,8 %, а на 120 сутки – выше на 31,1 % от первоначального значения.	Концентрация α-амилазы в ротовой жидкости на 30 сутки была ниже на 18,9 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 4,3 %, а на 120 сутки – выше на 30,9 % от первоначального значения. Концентрация щелочной фосфатазы в ротовой жидкости на 30 сутки была выше на 54,3 % от первоначального значения, на 60 сутки – выше на 24,6 %, а на 120 сутки – выше на 8,0 % от первоначального значения.
Маркеры воспаления и остеорезорбции ротовой жидкости	Концентрация ММП-2 в ротовой жидкости пациентов контрольной группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов основной группы на 10,8 %, 8,3 % и 10,2 % соответственно. Концентрация ММП-8 в ротовой жидкости пациентов контрольной группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов основной группы на 6,5 %, 10,5 % и 9,4 % соответственно. Концентрация ФНО-а в ротовой жидкости пациентов контрольной группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов основной группы на 13,5 %, 18,2 % и 18,0 % соответственно. Концентрация ИЛ-1β в ротовой жидкости пациентов контрольной группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов основной группы на 7,6 %, 9,7 % и 10,5 % соответственно. Концентрация MIP-1a в ротовой жидкости пациентов контрольной группы на 30, 60 и 120 сутки исследования была выше, чем у пациентов основной группы на 4,6 %, 10,4 % и 6,8 % соответственно.	

Резюме

Таким образом, по результатам исследования установлено, что использование индивидуально разработанных дентальных имплантатов по сравнению с имплантационной системы AnyRidge характеризуется повышенной клинической эффективностью, выражающейся более интенсивной интеграцией имплантата и его стабильностью.

С помощью ультрасонометрии у пациентов с частичным отсутствием зубов выявлены нарушения минеральной плотности костной ткани и ее метаболизма, которые в послеоперационном периоде после установки пациентам индивидуального дентального имплантата и имплантационной системы в течение 120 суток нивелировались и результаты оценки биохимических показателей минерального обмена и маркеров костного ремоделирования подтверждают этот результат, причем у пациентов 3 группы на 120 сутки послеоперационного периода Биохимические показатели минерального обмена соответствовали физиологической норме и контрольной группе пациентов.

На фоне дентальной имплантации возникает воспалительный процесс, который интенсифицирует свободнорадикальные процессы. Установлена интенсификация оксилительных процессов и снижение активности ферментов антирадикальной защиты в ротовой жидкости всех прооперированных пациентов, но у пациентов 3 группы наблюдалась ускоренная динамика нормализации нарушенного оксилительно-восстановительного равновесия, по сравнению с пациентами 2 группы, что подтверждается интегральной оценкой окислительного гомеостаза в ротовой жидкости пациентов с помощью коэффициентов оксидативного стресса.

Оценка динамики основных биохимических показателей, маркеров воспаления и остеорезорбции ротовой жидкости пациентов, подвергшихся дентальной имплантации, показала наилучшую эффективность применения индивидуального дентального имплантата.

ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

Интеграция формализованных экспертных правил и методов машинного обучения позволяет повысить объективность, воспроизводимость и клиническую обоснованность этапа планирования имплантационного лечения, который традиционно в значительной степени опирается на субъективный опыт врача. Выбор конструкции имплантата представляет собой задачу медицинской информатики, требующую формализации клинических и инженерных знаний и их алгоритмизации в виде гибридной интеллектуальной модели.

Одним из ключевых результатов исследования является подтверждение гипотезы о возможности перехода от интуитивного к формализованному и алгоритмизируемому выбору конструкции дентального имплантата. Анализ существующих подходов показал, что в клинической практике этап подбора имплантационной системы во многом основывается на личном опыте врача и эмпирических предпочтениях, что увеличивает вариабельность решений и риск ошибок планирования, особенно в условиях роста числа имплантационных систем и усложнения клинических случаев. В рамках диссертационного исследования доказано, что параметризация анатомических характеристик пациента, плотности костной ткани, предполагаемой ортопедической нагрузки и геометрических параметров имплантата позволяет формализовать данный этап лечения и включить его в цифровой протокол имплантации.

Значимым методологическим результатом является разработка параметрической модели цифрового персонализированного дентального имплантата. В отличие от традиционного подхода, основанного на выборе готового изделия из каталога, предложенная модель рассматривает имплантат как совокупность геометрических, биомеханических, поверхностных и функциональных параметров, которые могут быть адаптированы под индивидуальные анатомические и клинические особенности пациента. Данная концепция согласуется с принципами персонализированной медицины и цифрового проектирования медицинских изделий и позволяет учитывать

вариабельность минеральной плотности костной ткани, анатомические ограничения и параметры предполагаемой нагрузки. Полученные результаты подтверждают, что подобная параметризация потенциально снижает риск неблагоприятных исходов имплантации и способствует более физиологичному течению процессов остеоинтеграции.

Существенным научно-практическим результатом является разработка и реализация базы знаний по выбору конструкции дентального имплантата. В ходе исследования показано, что методы инженерии медицинских знаний позволяют структурировать клинический опыт в виде формализованных правил и связей между параметрами пациента и характеристиками имплантата. В отличие от описанных в литературе изолированных экспертных систем, предложенная база знаний ориентирована на интеграцию с данными компьютерной томографии и цифровыми протоколами имплантации, что обеспечивает не только автоматизацию выбора, но и клиническую интерпретируемость рекомендаций. Это имеет принципиальное значение для практического внедрения системы, поскольку позволяет врачу понимать логику предлагаемых решений и использовать их как инструмент поддержки.

Важным результатом диссертационного исследования является разработка гибридного алгоритма поддержки принятия решений, основанного на сочетании экспертных правил и нейросетевых методов. Экспертный компонент алгоритма обеспечивает соответствие рекомендаций клиническим стандартам и накопленному профессиональному опыту, тогда как нейросетевой компонент позволяет выявлять скрытые закономерности в клинических данных и адаптировать рекомендации по мере накопления новых случаев. Показано, что такой подход позволяет преодолеть ограничения как чисто экспертных систем, характеризующихся жесткостью и слабой масштабируемостью, так и чисто статистических моделей, недостаточно объяснимых для клинициста. В контексте дентальной имплантологии подобный гибридный подход реализован впервые.

Результаты клинической апробации предложенного способа изготовления индивидуального дентального имплантата, включающий этап определения

плотности костной ткани пациента по данным КЛКТ показали наилучшую эффективность его применения. В исследование были включены 120 пациентов, из которых 40 не имели показаний к имплантации (1-я группа), 40 пациентов получили стандартные имплантаты AnyRidge (2-я группа) и 40 пациентов – индивидуально разработанные имплантаты (3-я группа). Динамика минеральной плотности костной ткани челюстей, оценённая методом ультрасонометрии, показала, что во 2-й и 3-й группах количество пациентов с физиологическим уровнем МПКТ в послеоперационном периоде существенно увеличивалось, при этом наиболее выраженные положительные изменения наблюдались у пациентов 3-й группы. Это свидетельствует о более благоприятном ремоделировании костной ткани при использовании индивидуальных имплантатов

Биохимические показатели плазмы крови продемонстрировали, что у пациентов 3-й группы процессы ремоделирования костной ткани протекали достоверно интенсивнее, чем у пациентов 2-й группы. Так, концентрации кальция, магния и фосфора в плазме крови у пациентов 3-й группы к 120-м суткам реабилитации превышали соответствующие показатели 2-й группы на 9,3 %, 19,4 % и 15,2 % соответственно. Одновременно у пациентов 3-й группы наблюдалось более выраженное снижение концентрации β-Cross Laps, что указывает на торможение резорбции костной ткани, а также более значительное увеличение концентрации щелочной фосфатазы, отражающее интенсификацию остеогенеза. Эти данные подтверждают более физиологичное течение процессов остеоинтеграции при использовании индивидуальных имплантатов

Отдельно следует отметить результаты анализа маркеров системы RANKL/OPG. У пациентов 3-й группы концентрация sRANKL снижалась быстрее и в большей степени, чем у пациентов 2-й группы, тогда как концентрация остеопротегерина возрастала интенсивнее. Коэффициент sRANKL/OPG у пациентов 3-й группы к 120-м суткам снизился на 50 % от исходного значения, что существенно превышает аналогичный показатель во 2-й группе (–35,6 %). Это свидетельствует о более активной интеграции костной ткани вокруг имплантатов и более выраженном смещении баланса в сторону остеогенеза

Результаты исследования окислительного гомеостаза и маркеров воспаления в ротовой жидкости показали, что у пациентов 3-й группы воспалительные и оксидативные процессы в послеоперационном периоде протекали менее интенсивно и быстрее нормализовались по сравнению с пациентами 2-й группы. Концентрации малонового диальдегида, диеновых конъюгатов и показатели хемилюминесценции у пациентов 3-й группы к 120-м суткам соответствовали физиологической норме, тогда как во 2-й группе сохранялись повышенные значения. Аналогичная тенденция была выявлена и для активности ферментов антиоксидантной защиты (каталаза, СОД, глутатионпероксидаза и глутатионредуктаза), что указывает на более быстрое восстановление окислительного баланса при использовании индивидуальных имплантатов.

Анализ биохимических показателей ротовой жидкости, отвечающих за воспаление и остеорезорбцию в периимплантационной зоне, также выявил преимущество индивидуальных имплантатов. Концентрации альбумина, матриксных металлопротеиназ (ММП-2 и ММП-8), фактора некроза опухоли-α и интерлейкина-1β у пациентов 3-й группы были достоверно ниже, чем у пациентов 2-й группы, на всех этапах послеоперационного наблюдения. Это свидетельствует о менее выраженном воспалительном ответе и меньшем риске деградации мягкотканных и костных структур вокруг имплантатов.

Интегральная оценка коэффициентов оксидативного стресса (каталаза/СОД, АПИ, МДА/ДК, ЛАИ) показала, что у пациентов 3-й группы к моменту окончания терапии значения данных коэффициентов практически соответствовали физиологической норме, тогда как у пациентов 2-й группы сохранялись признаки нарушенного окислительного гомеостаза. Это позволяет сделать вывод о том, что применение индивидуальных дентальных имплантатов способствует более быстрому и полноценному восстановлению биохимического равновесия в периимплантационной зоне.

Однако при анализе эффективности дентальной имплантации мы не получили значимых отличий при групповых сравнениях ($p>0,05$), так как мы

применяли схожие материалы и подходы к хирургическому лечению. При этом процессы ремоделирования кости и другие физиологические процессы в полости рта в зоне операции индивидуальным имплантатом протекали значительно лучше.

В целом результаты клинической апробации показали, что применение разработанной системы поддержки принятия решений и индивидуальных имплантатов не только не ухудшает клинические показатели по сравнению с традиционным подходом, но и в ряде случаев приводит к более благоприятному послеоперационному течению. Это позволяет рассматривать предложенный метод как клинически безопасный и потенциально более эффективный инструмент планирования имплантационного лечения. Полученные данные сопоставимы с результатами отечественных и зарубежных исследований, посвященных успешной дентальной имплантации, что подтверждает валидность сделанных выводов.

Дополнительным результатом исследования является подтверждение практической применимости разработанного программного обеспечения. Реализация системы поддержки принятия решений в виде отдельного программного модуля позволяет интегрировать ее в существующие медицинские информационные системы и использовать как автономный инструмент в условиях цифровизации стоматологических клиник. Разработанный модуль логически дополняет существующий цифровой протокол, закрывая один из наиболее сложных и слабо формализованных этапов - выбор конструкции дентального имплантата.

Перспективы дальнейших исследований связаны с расширением базы знаний, накоплением клинических данных для повышения точности нейросетевого компонента и адаптацией разработанного подхода к более сложным ортопедическим реабилитациям.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное диссертационное исследование посвящено решению актуальной научно-практической задачи – разработке и научному обоснованию системы поддержки принятия врачебных решений при выборе оптимальной конструкции дентального имплантата. Актуальность выполненной работы обусловлена как стремительным развитием дентальной имплантологии, так и возрастающей ролью цифровых и интеллектуальных технологий в современном здравоохранении.

В ходе исследования показано, что дентальная имплантация на современном этапе является не просто хирургической методикой восстановления зубов, а сложным многоэтапным лечебно-диагностическим процессом, в котором ключевое значение имеет этап планирования. Именно на этапе планирования закладываются предпосылки для успешной остеоинтеграции имплантата, долговечности ортопедической конструкции и минимизации риска послеоперационных осложнений. Центральным элементом планирования выступает выбор конструкции дентального имплантата, который определяет биомеханическое взаимодействие имплантата с костной тканью, характер распределения жевательной нагрузки и прогноз клинического результата.

Выбор конструкции имплантата является многофакторной задачей, зависящей от большого числа клинических, анатомических и инженерных параметров. К ним относятся объем и качество костной ткани, плотность и архитектоника кости, локализация дефекта зубного ряда, предполагаемый тип ортопедической конструкции, функциональная нагрузка, а также индивидуальные особенности пациента. Одновременно современный рынок дентальных имплантатов характеризуется чрезвычайно высоким уровнем разнообразия моделей имплантатов, различающихся по геометрии, материалам, типу соединения, характеристикам поверхности и протоколам установки. Это объективно усложняет процесс принятия клинического решения и повышает требования к квалификации врача.

Анализ клинической практики и научных источников показал, что в настоящее время выбор имплантационной системы во многом носит

субъективный характер и определяется личным опытом врача, его предпочтениями и доступностью тех или иных систем. Несмотря на существование клинических рекомендаций и классификаций, процесс выбора имплантата остается слабо формализованным, что приводит к вариабельности решений и затрудняет стандартизацию лечения. Данная проблема особенно остро проявляется в нестандартных клинических ситуациях, при дефиците костной ткани, сложной анатомии и наличии сопутствующих патологий.

В рамках диссертационного исследования выбор конструкции дентального имплантата рассматривается как задача поддержки принятия врачебных решений, относящаяся к предметной области медицинской информатики. Такой подход позволяет перейти от интуитивного и эмпирического выбора к формализованному анализу параметров клинического случая и использованию интеллектуальных алгоритмов. Это соответствует современным концепциям цифровой стоматологии и персонализированной медицины, ориентированным на индивидуализацию лечения при сохранении его воспроизводимости и доказательности.

К числу основных научных и практических результатов исследования относятся следующие положения:

по главе 1

1) показано, что цифровое планирование дентальной имплантации обеспечивает статистически значимое повышение точности установки имплантатов и снижение риска их ранней потери на 71 % по сравнению с традиционным протоколом, вместе с тем долгосрочная эффективность лечения определяется не только качеством планирования, но и совокупностью биологических, ортопедических и системных факторов риска пациента.

2) выявлено, что существующие методы цифрового планирования преимущественно ориентированы на повышение точности установки имплантатов и недостаточно учитывают комплекс взаимосвязанных клинических, анатомических, биомеханических и технологических факторов, влияющих на выбор конструкции имплантата.

3) обоснована необходимость разработки интеллектуального компьютерного метода и системы поддержки принятия врачебных решений на основе технологий

искусственного интеллекта, обеспечивающих выбор конструкции цифрового персонифицированного дентального имплантата и способа его изготовления с учетом индивидуальных характеристик пациента.

по главе 2

1) реализован проспективный рандомизированный контролируемый клинический дизайн, включающий 120 пациентов, из которых 80 пациентов с частичной адентией верхней и нижней челюсти были разделены на две клинические группы для сравнительной оценки эффективности применения стандартной имплантационной системы и индивидуально разработанных дентальных имплантатов, что обеспечило возможность объективного анализа результатов лечения.

2) проведена оценка состояния костной ткани и динамика процессов остеоинтеграции после имплантации. Комплекс методов исследования включал клинические, инструментальные, рентгенологические и лабораторные методы, а также оценку стабильности имплантатов (Periotest, Osstell ISQ), анализ минеральной плотности костной ткани, биохимические маркеры костного ремоделирования и показатели оксидативного стресса

3) определено, что применение методов медицинской информатики, включая анализ данных конусно-лучевой компьютерной томографии, компьютерное моделирование и разработку программного модуля машинного обучения на основе сверточных нейронных сетей (ResNet и EfficientNet) для автоматического распознавания плотности костной ткани создает основу для интеллектуальной поддержки планирования дентальной имплантации.

по главе 3

1) разработан авторский компьютерный метод выбора конструкции дентального имплантата, основанный на формально-логической модели персонализированной имплантации, учитывающей геометрические параметры костного блока, плотность костной ткани, жевательную нагрузку и конструктивные характеристики имплантата. Предложенная модель позволяет формализовать процесс выбора и параметризации имплантата на основе данных конусно-лучевой

компьютерной томографии и уменьшить зависимость клинических решений от субъективного опыта врача.

2) предложен авторский способ изготовления индивидуального дентального имплантата, предусматривающий этап определения плотности костной ткани пациента по данным конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ). В отличие от существующих аналогов, предложенный подход предполагает расчет на основе данных КЛКТ основных геометрических параметров имплантата – его длины и диаметра, а также шага и минимальной глубины однозаходной резьбы в средней части с учетом средней плотности тканей пародонта. На основании полученных расчетных значений формируется имплантат с индивидуально заданными размерами и параметрами резьбовой поверхности.

3) на основе предложенного авторского компьютерного метода реализована система поддержки принятия врачебных решений, включающая модуль компьютерного зрения на основе сверточной нейронной сети ResNet-34 для автоматического определения плотности костной ткани по данным КЛКТ. Апробация системы показала возможность автоматизированного расчета параметров индивидуального имплантата и высокую первичную стабильность разработанной конструкции при клиническом применении. Эффективность и возможность практического использования доказываются на примере клинических случаев.

по главе 4

1) установлено, что применение разработанного авторского метода выбора конструкции персонализированного дентального имплантата на основе гибридного алгоритма поддержки принятия решений обеспечивает более благоприятную динамику остеоинтеграции. Это подтверждается результатами инструментального контроля, стабильности имплантатов (Periotest), согласно которым у пациентов экспериментальной группы отмечается более выраженное снижение показателей Periotest, что свидетельствует о более интенсивной и эффективной интеграции имплантата с костной тканью, а также снижение количество осложнений.

2) биохимические и метаболические показатели костного ремоделирования демонстрируют, что применение персонализированных имплантатов сопровождается более выраженной активацией процессов остеогенеза и снижением резорбции костной ткани. Это проявляется повышением концентрации кальция, магния и фосфора в плазме крови, увеличением активности костной щелочной фосфатазы и остеопротегерина, а также снижением уровня β-Cross Laps, sRANKL и склеростина, что указывает на формирование благоприятных условий для ремоделирования костной ткани и стабилизации имплантатов.

3) проведенные исследования метаболических показателей ротовой жидкости и системы прооксидантно-антиоксидантного баланса показали, что после дентальной имплантации наблюдается временная активация процессов окислительного стресса и воспалительной реакции, достигающая максимума в раннем послеоперационном периоде. Однако у пациентов, которым применялся предложенный персонализированный подход к выбору конструкции имплантата, нормализация показателей свободнорадикального окисления, ферментной антиоксидантной защиты и маркеров воспаления происходила быстрее, что свидетельствует о более благоприятном течении послеоперационного периода и снижении риска развития периимплантитных осложнений.

В качестве критериев оценки эффективности дентальной имплантации имплантационной системы AnyRidge (MegaGen, Южная Корея) у пациентов контрольной группы и индивидуально разработанных дентальных имплантатов основной группы мы использовали следующие критерии: возникновение осложнений разного генеза, оценка остеоинтеграции имплантата по результатам рентгенологического обследования, тесты по определению устойчивости дентальных имплантатов; минеральная плотность костной ткани в зоне имплантата; минеральный обмен в плазме крови, маркеры костного ремоделирования (С-концевые телопептиды типа I (β-Cross Laps), костная щелочная фосфатаза, растворимый лиганд ядерного фактора каппа B (sRANKL), остеопротегерин (OPG) и склеростин); окислительный гомеостаз ротовой жидкости, биохимические показатели ротовой жидкости, маркеры воспаления и

остеорезорбции ротовой жидкости. Сравнительные результаты эффективности дентальной имплантации представлены в сводной таблице ниже.

Хороший результат лечения достигнут у 34 пациентов в контрольной группе (85,0 %) и у 39 пациентов основной группы (97,5 %). При внедрении индивидуально изготовленных имплантатов удалось снизить число осложнений на 32,5 % (p=0,001), увеличить возможность остеоинтеграции на 15% (p=0,141), сократить явления остеопороза в зоне операции на 27,5 % (p=0,0063). Полученные результаты показали сходные результаты со стандартной системы имплантации, при этом физиологические и биохимические процессы в основной группе протекали более благоприятно.

Таким образом, выполненное диссертационное исследование позволило достичь заявленной цели и решить поставленные научные задачи. Разработанный компьютерный метод, способ изготовления индивидуального дентального имплантата и программное обеспечение формируют целостную систему поддержки принятия врачебных решений при выборе конструкции дентального имплантата.

Дальнейшее развитие результатов исследования, по мнению автора, предполагает расширение базы знаний, совершенствование алгоритмов машинного обучения, интеграцию с методами компьютерного моделирования, а также внедрение разработанной системы в клиническую практику в более широком масштабе. В перспективе предложенный подход может способствовать повышению качества стоматологической помощи, снижению вариабельности клинических решений и развитию интеллектуальных технологий в здравоохранении.

ВЫВОДЫ

1. Использование цифровых протоколов позволяет снизить частоту ранней потери имплантатов с 6,42 % до 2,25 %, что соответствует уменьшению относительного риска потери имплантата на 71 %. При этом установлено, что основными причинами неудовлетворительных отдаленных результатов имплантационного лечения остаются биологические осложнения, среди которых периимплантатный мукозит и периимплантит составляют 43,9 %, а подвижность и отторжение имплантатов - 38,8 %.

2. Разработанный компьютерный метод выбора конструкции цифрового персонализированного дентального имплантата в отличие от существующих подходов основан на параметризации трехмерной модели анатомических структур пациента по данным конусно-лучевой компьютерной томографии и внутриротового сканирования с использованием технологий искусственного интеллекта (свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2026616962 РФ от 12.03.2026). Для определения и классификации плотности костной ткани была использована сверточная нейронная сеть архитектуры ResNet-50, продемонстрировавшая наиболее высокую эффективность по сравнению с альтернативными моделями. Полученные результаты – точность 0,938 на валидационной выборке и 0,875 на тестовой выборке при значении функции потерь около 0,595 – свидетельствуют о возможности и практической обоснованности применения методов машинного обучения для обработки данных конусно-лучевой компьютерной томографии при решении задач планирования дентальной имплантации и параметризации имплантационных конструкций.

3. Предложенный способ изготовления индивидуального дентального имплантата позволяет полностью адаптировать макродизайн, параметры резьбы и характеристики поверхности имплантата к анатомо-физиологическим условиям конкретного пациента (патент РФ на полезную модель № 240553 от 19.01.2026). Это обеспечивает максимальную первичную и вторичную стабильность за счет оптимизации распределения жевательной нагрузки, ускоренной и прочной

остеоинтеграции до 95% случаев, а также минимизации рисков интра- и послеоперационных осложнений до 2,5% случаев.

4. На основе предложенного компьютерного метода разработана система поддержки принятия врачебных решений, включающая модуль компьютерного зрения на базе сверточной нейронной сети ResNet-34 для автоматического определения плотности костной ткани по данным КЛКТ. Тестирование системы подтвердило возможность автоматизированного расчета параметров индивидуального дентального имплантата, высокую первичную стабильность конструкции.

5. Клиническая апробация разработанного алгоритма и системы поддержки принятия врачебных решений показала их эффективность при планировании дентальной имплантации. Использование индивидуально разработанного по предложенному алгоритму дентального имплантата по сравнению с имплантационной системой AnyRidge характеризуется повышенной клинической эффективностью – при внедрении индивидуально изготовленных имплантатов удалось снизить число осложнений на 32,5 % ($p=0,001$), увеличить возможность остеоинтеграции на 15% ($p=0,141$), сократить явления остеопороза в зоне операции на 27,5 % ($p=0,0063$).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Рекомендуется использовать системы поддержки принятия врачебных решений при планировании дентальной имплантации, особенно на этапе выбора конструкции имплантата, с целью повышения обоснованности и воспроизводимости клинических решений.
2. Целесообразно применять параметрическую модель дентального имплантата при цифровом планировании имплантации, рассматривая имплантат как совокупность настраиваемых геометрических, биомеханических и поверхностных параметров, а не как фиксированное изделие каталожного типа.
3. Рекомендуется интегрировать данные конусно-лучевой компьютерной томографии и других цифровых методов диагностики в программные алгоритмы выбора конструкции имплантата для объективной оценки анатомических условий и качества костной ткани.
4. В клинической практике целесообразно использовать гибридные алгоритмы поддержки принятия решений, сочетающие экспертные правила и методы машинного обучения, поскольку они обеспечивают клиническую интерпретируемость рекомендаций и возможность адаптации алгоритма по мере накопления данных. Целесообразно регулярно актуализировать базу знаний и обучающие выборки алгоритма с учетом появления новых имплантационных систем, материалов и клинических протоколов, а также накопления данных о результатах лечения.
5. Рекомендуется внедрение программных модулей выбора конструкции имплантата в существующие цифровые протоколы имплантационного лечения, включая системы CAD/CAM и навигационной хирургии, для обеспечения непрерывности цифрового рабочего процесса.

Перспектива дальнейшей разработки темы диссертационного исследования. Одним из основных направлений является развитие системы поддержки принятия врачебных решений за счет расширения базы знаний, включения дополнительных клинических параметров и внедрения более сложных

алгоритмов искусственного интеллекта. Это позволит повысить точность выбора конструкции дентального имплантата, автоматизировать этап планирования имплантации и обеспечить более высокий уровень персонализации лечения на основе комплексного анализа диагностических данных.

Другим важным направлением является дальнейшее развитие технологий автоматизированного анализа данных конусно-лучевой компьютерной томографии, компьютерного моделирования и индивидуального проектирования имплантационных конструкций. Интеграция методов компьютерного зрения, биомеханического моделирования и аддитивных технологий производства позволит создавать персонализированные имплантаты с оптимальными геометрическими и функциональными характеристиками. В совокупности это будет способствовать формированию единой цифровой экосистемы имплантационного лечения и повышению эффективности клинических решений в современной стоматологической практике.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

АПИ – антиоксидантно-прооксидантный индекс

АРМ – автоматизированное рабочее место

ГП – глутатионпероксидаза

ГР – глутатионредуктаза

ДК – диеновые конъюгаты

ИЛ – интерлейкин

КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография

КЩФ – костная щелочная фосфатаза

ЛАИ – локальный антиоксидантный индекс

МВХЛ – максимум вспышки хемилюминесценции ротовой жидкости

МДА – малоновый диальдегид

ММП – матриксная металлопротеиназа

МПКТ – минеральная плотность костной ткани

ОПТГ – ортопантомограмма

ОШ – отношение шансов

ПХЛ - площадь H_2O_2-индуцируемой люминол-зависимой хемилюминесценции

САР – абсолютное снижение частоты неблагоприятных исходов

СОД – супероксиддисмутаза

СОР – относительное снижение частоты неблагоприятных исходов

СППВР – системы поддержки принятия врачебных решений

ТБК - комплекс с тиобарбитуровой кислотой

ФНО – фактор некроза опухоли

ЧБНЛ – число больных, которых нужно лечить в течение определенного времени, чтобы предотвратить один неблагоприятный исход

ЧИК – частота исходов в группе сравнения

ЧИЛ – частота исходов в группе лечения

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Байриков, И. М. Разборный дентальный имплантат / И. М. Байриков, С. С. Комлев, А. И. Байриков // Институт стоматологии. – 2017. – № 2(75). – С. 72.

2. Байриков, И. М. Устранение дефектов нижней челюсти с применением пористых эндопротезов на основе аддитивного стереолитографического моделирования / И. М. Байриков, М. Ш. Мирзоев, Д. И. Хушвахтов // Вестник последипломного образования в сфере здравоохранения. – 2021. – № 3. – С. 5-13.

3. Байриков, И.М. Факторы, влияющие на остеоинтеграцию дентальных имплантатов /И.М. Байриков О.В. Драгункина // Стоматология для всех. – 2024. – № 3(108). – С. 40-44.

4. Вейко, В.П. Лазерная технология структурирования поверхности дентальных титановых имплантатов. Часть 1 / В.П. Вейко, Ю.Ю. Карлагина, В.В. Романов // PHOTONICS Russia. – 2020. – Выпуск 14(5). – С. 462-472.

5. Влияние макродизайна дентального имплантата на успех протезирования / А. Н. Николаенко, М. А. Постников, Н. В. Попов [и др.] // Клиническая практика. – 2024. – Т. 15, № 4. – С. 89-96.

6. Волокитина, Е.А. Современное состояние и перспективы использования имплантатов из циркониевых керамических материалов в травматологии и ортопедии / Е.А. Волокитина, И.П. Антропова, К.А. Тимофеев // Гений ортопедии. – 2024. - № 30(1). – С.114-123.

7. Гажва, С. И. Совершенствование алгоритма использования цифровых технологий на завершающем этапе ортодонтического лечения для достижения эффективного результата / С. И. Гажва, В. Д. Язовцев, Н. С. Краснокутская // VolgaMedScience : Сборник тезисов VIII Всероссийской научно- практической конференции молодых ученых и студентов с международным участием, Нижний Новгород, 17–18 марта 2022 года. – Нижний Новгород: ФГБОУ ВО "Приволжский исследовательский медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации, 2022. – С. 634-636.

8. Гажва, С. И. Современный подход к протезированию зубов в имплантологии / С. И. Гажва, Х. Х. Аль-Хриссат, У. М. Алибекова, А. И. Тетерин //

VolgaMedScience : Сборник тезисов VIII Всероссийской научно- практической конференции молодых ученых и студентов с международным участием, Нижний Новгород, 17–18 марта 2022 года. – Нижний Новгород: ФГБОУ ВО "Приволжский исследовательский медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации, 2022. – С. 639-640.

9. Гажва, С. И. Цифровой рабочий процесс протезирования дентальных имплантатов / С. И. Гажва, Е. И. Смирнова, А. И. Тетерин // VolgaMedScience : Сборник тезисов VIII Всероссийской научно- практической конференции молодых ученых и студентов с международным участием, Нижний Новгород, 17–18 марта 2022 года. – Нижний Новгород: ФГБОУ ВО "Приволжский исследовательский медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации, 2022. – С. 641-642.

10. Гажва, С. И. Цифровые технологии в имплантологии / С. И. Гажва, А. О. Матвеев, А. И. Тетерин // VolgaMedScience : Сборник тезисов VIII Всероссийской научно- практической конференции молодых ученых и студентов с международным участием, Нижний Новгород, 17–18 марта 2022 года. – Нижний Новгород: ФГБОУ ВО "Приволжский исследовательский медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации, 2022. – С. 626-627.

11. Гуляева, О. А. Профилактика воспалительных осложнений после дентальной имплантации / О. А. Гуляева, С. В. Аверьянов // Пародонтология. – 2017. – Т. 22, № 2(83). – С. 84-88.

12. Дашевский, И. Н. Влияние характеристик резьбы на первичную стабильность дентальных имплантатов / И. Н. Дашевский, П. С. Шушпанников // Российский журнал биомеханики. - 2018. - Т. 22, № 3 (81). - С. 361-378.

13. Диагностика и прогнозирование развития дентальных периимплантитов при минимальной тиреоидной недостаточности / В. С. Тлустенко, Ф. Н. Гильмиярова, О. А. Гусякова [и др.] // Институт стоматологии. – 2021. – № 4(93). – С. 61-63.

14. Долгалев, А.А. Определение оптимальной структуры нейронной сети при разработке программ для поддержки принятия решений в дентальной

имплантации / А.А. Долгалев, А.А. Мураев, П.А. Ляхов и [др.] // Медицинский алфавит. - 2022. - № 34. - С. 54-64.

15. Дьяченко, Д.Ю. Применение метода конечных элементов в компьютерной симуляции для улучшения качества лечения пациентов в стоматологии: систематический обзор/ Д.Ю. Дьяченко, С.В. Дьяченко // Кубанский научный медицинский вестник. – 2021. - № 28(5). – С. 98-116.

16. Епифанов, А.В. Интеллектуальная диагностика межпозвонковых грыж поясничного отдела с телемедицинским доступом / А.В. Епифанов, Д.С. Жейков, А.В. Иващенко и [др.] // Менеджер здравоохранения. – 2025. - № 10. – С. 90 – 96.

17. Ефимин, А.В. Достижения и перспективы изготовления зубных протезов на имплантах CAD/CAM для пациентов с частичной адентией (обзор литературы)/ А.В. Ефимин, К.Н. Барковец // Актуальные проблемы медицины. – 2020. - № 43(2). – С. 304–312.

18. Жолудев, С.Е. Использование 3D планирования и хирургического шаблона для профилактики неправильной установки цилиндрических имплантатов в костной ткани челюстей / С.Е. Жолудев, П.М. Нерсесян, Д.С. Жолудев и [др.] // Проблемы стоматологии. – 2016. - Т. 12 - № 2. – С. 79-85.

19. Иванов, А.Е. Искусственный интеллект в ортопедической стоматологии (литературный обзор) / А.Е. Иванов, А.В. Брагин, Ю.Е. Вергун и [др.] // Проблемы стоматологии. – 2025. - № 2. – С.11-19.

20. Иващенко А.В., Яблоков А.Е., Комлев С.С., Степанов Г.В., Цимбалистов А.В. Робот-ассистированные и роботизированные системы, применяемые в стоматологии / Иващенко А.В., Яблоков А.Е., Комлев С.С. и [др.] // Стоматология. – 2020. - № 99(1). – С. 95-99.

21. Иващенко, А.В. Анализ угловых отклонений между осями дентальных имплантатов, установленных по классической методике / А.В. Иващенко, А.Е. Яблоков, И.М. Федяев и [др.] // Вестник РГМУ. – 2019. – №2 – С. 53-57.

22. Иващенко, А.В. Вариабельность использования направляющих шаблонов при проведении хирургического этапа дентальной имплантации / А.В. Иващенко,

А.Е. Яблоков, М.Ю. Моисеев и [др.] // Российская стоматология. - 2021. - Т. 14. - № 2. - С. 3-7.

23. Каширина О.А., Фадюшина М.И. Анализ осложнений после дентальной имплантации у пациентов с хроническими заболеваниями // Международный научный журнал «ВЕСТНИК НАУКИ». – 2025. - № 4 (85). – С.995-1000.

24. Майбородин, И.В. Современные тенденции выбора и обработки материалов для дентальной имплантации / И.В. Майбородин, А.А. Шевела, М.С. Тодер и [др.]// Стоматология. – 2018. - № 97(4). – С. 68-76.

25. Метод комплексной оценки уровня информативности классификационных признаков в условиях нечеткой структуры данных / Н. А. Кореневский, В. В. Аксенов, С. Н. Родионова [и др.] // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2022. – Т. 12, № 3. – С. 80-96. – DOI 10.21869/2223-1536-2022-12-3-80-96.

26. Оценка симметричности костных структур нижней челюсти по данным конусно-лучевой компьютерной томографии / И. О. Аюпова, А. В. Колсанов, Н. В. Попов [и др.] // Стоматология. – 2023. – Т. 102, № 6. – С. 33-38.

27. Оценка стабильности и остеоинтеграции дентальных внутрикостно-накостных имплантатов со сквозной пористостью в условиях атрофии костной ткани с использованием аппарата Periotest S / И. М. Байриков, Д. В. Монаков, В. А. Монаков [и др.] // Клиническая стоматология. – 2022. – Т. 25, № 3. – С. 20-24.

28. Патент № 2624169 C Российская Федерация, МПК A61C 8/00. Дентальный имплантат и способ его изготовления : № 2015142547 : заявл. 06.10.2015 : опубл. 30.06.2017 / И. Д. Эскин, А. И. Ермаков, И. М. Байриков ; заявитель федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева" (национальный исследовательский университет)"

29. Патент № 2624173 C Российская Федерация, МПК A61C 8/00. Дентальный имплантат : № 2015141217 : заявл. 28.09.2015 : опубл. 30.06.2017 / Ф. В. Паровай, И. Д. Эскин, А. И. Ермаков, И. М. Байриков ; заявитель федеральное

государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева (национальный исследовательский университет)".

30. Патент № 2829203 C1 Российская Федерация, МПК A61B 17/68, B21D 5/00. Способ и устройство для гибки персонифицированных имплантатов из реконструктивных титановых пластин : № 2023111517 : заявл. 03.05.2023 : опубл. 30.10.2024 / Я. А. Ерисов, Д. А. Роберто, Д. И. Воробьев [и др.] ; заявитель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева"

31. Патент на изобретение № 2815463 Российская Федерация. Дентальный имплантат дюбельной системы: № 2023108664: заявл. 05.04.2023: опубл. 18.03.2024 / Байриков Иван Михайлович

32. Патент на полезную модель № 162614 U1 Российская Федерация, МПК A61C 8/00. эндооссально-субпериостальный имплантат : № 2015156562/14 : заявл. 29.12.2015 : опубл. 20.06.2016 / Д. В. Монаков, И. М. Байриков, В. А. Монаков.

33. Повернов, П.А. Современные полимерные композиционные материалы для костной хирургии: проблемы и перспективы / П.А. Повернов, Л.С. Шибряева, Л.Р. Люсова [и др.] // Тонкие химические технологии. – 2022. - № 17(6). – С.514–536.

34. Попов, Н. В. Определение качества цифровых телерентгенограмм с внедрением элементов искусственного интеллекта / Н. В. Попов, И. О. Аюпова, А. Ю. Махота // ВолгаМед : сборник тезисов IX Всероссийской научно-практической конференции молодых ученых и студентов с международным участием, Нижний Новгород, 15–17 марта 2023 года. – Нижний Новгород: ФГБОУ ВО "ПИМУ" Минздрава России, 2023. – С. 485-486.

35. Профилактика воспалительных осложнений при операции немедленной дентальной имплантации / А. В. Лепилин, Н. Б. Захарова, М. Ю. Шалина [и др.] // Пародонтология. – 2019. – Т. 24, № 3. – С. 236-242. – DOI 10.33925/1683-3759-2019-24-3-236-242. – EDN SOFPVB.

36. Профилактика периимплантита в области дентальных имплантатов у пациентов с генерализованным пародонтитом в анамнезе / Б. А. Якупов, О. А. Гуляева, С. В. Аверьянов, И. А. Лакман // Институт стоматологии. – 2024. – № 2(103). – С. 39-41. – EDN IJNROF.

37. Разработка программного комплекса диагностики зубочелюстных аномалий с применением нейронных сетей / А. В. Колсанов, Н. В. Попов, И. О. Аюпова [и др.] // Информационные технологии и нанотехнологии (ИТНТ-2021) : Сборник трудов по материалам VII Международной конференции и молодежной школы, Самара, 20–24 сентября 2021 года. Том 3. – Самара: Самарский университет, 2021. – С. 34572.

38. Разработка процесса оперативного проектирования индивидуальных нижнечелюстных имплантатов у больных с онкологическими заболеваниями / И. М. Байриков, А. И. Байриков, А. Н. Николаенко [и др.] // Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи. – 2021. – Т. 13, № 4. – С. 16-22.

39. Рубникович, С.П. Цифровое планирование дентальной имплантации с использованием хирургических шаблонов / С.П. Рубникович, Ф.А. Горбачев // Стоматолог. Минск. - 2018. - № 1 (28). - С. 48-53.

40. Рубникович, С.П. Цифровой протокол имплантации в рациональном протезировании несъёмными ортопедическими конструкциями / С.П. Рубникович, Ф.А. Горбачев // Российский вестник дентальной имплантологии. - 2024. - № 3 (65). - С. 27-44.

41. Саакян, М.Ю. Разработка и внедрение в клиническую практику компьютерной программы для определения пространственного положения дентальных имплантатов/ М.Ю. Саакян, Ю.Б. Богомолова, И.В. Вельмакина // Российский вестник дентальной имплантологии. - 2023. - № 4 (62). - С. 25-32.

42. Савин, К.Д. Применение математического моделирования и цифровых технологий для оптимизации планирования дентальной имплантации / К.Д. Савин, А.В. Хрестин, Т.В. Брайловская и [др.] // Вестник Национального исследовательского ядерного университета "МИФИ". - 2025. - Т. 14. - № 5. - С. 402-413.

43. Севбитов, А.В. Выбор метода определения плотности костной ткани при дентальной имплантации с применением компьютерной томографии / А.В. Севбитов, В.В. Борисов, В.В. Платонова и [др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. - 2019. - № 3-4 (45-46). - С. 15-19.

44. Сергеев, Ю.А. Применение метода конечно-элементного анализа при разработке новых систем дентальных имплантатов. Обзор литературы / Ю.А. Сергеев, А.А. Долгалев, Д.З. Чониашвили // Медицинский алфавит, 1(1). – 2023. – С. 18-23.

45. Современный обзор этиологии, патогенеза, профилактики и диагностики периимплантита как осложнения дентальной имплантиции / Е. Н. Светлакова, А. В. Медведевских, К. А. Тимофеева [и др.] // Актуальные вопросы стоматологии : Сборник научных трудов, посвященный основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ, профессору Исаак Михайловичу Оксману. – Казань : Казанский государственный медицинский университет, 2025. – С. 530-534.

46. Сравнительная характеристика реабилитации пациентов с дефектами нижней челюсти при помощи индивидуальных эндопротезов и биоинженерных конструкций / И. М. Байриков, Д. Н. Дедиков, П. Ю. Столяренко [и др.] // Медицинский альманах. – 2023. – № 2(75). – С. 57-63.

47. Сравнительный анализ параметров метаболизма ротовой жидкости пациентов при осложнённой и неосложнённой имплантации / В. С. Тлустенко, В. А. Кошелев, В. П. Тлустенко, А. В. Иващенко // Российский стоматологический журнал. – 2024. – Т. 28, № 1. – С. 53-60. – DOI 10.17816/dent625678

48. Студеникин, Р.В. Прогнозируемая реабилитация в дентальной имплантации с применением интеллектуальных систем и цифровых помощников/ Студеникин Р.В. // Прикладные информационные аспекты медицины. - 2025. - Т. 28. - № 3. - С. 38-50.

49. Туркина, А.Ю. Исследование антибактериальных свойств полиэфирэфиркетона в отношении Staphylococcus aureus in vitro / А.Ю. Туркина, В.В. Щелкова, И.М. Макеева и [др.] // Клиническая стоматология. – 2024. - № 27(2). – С. 46-51.

50. Харазян, А.Э. Новый способ устранения дефекта нижней зоны лица у соматически отягощенных пациентов/ А.Э. Харазян, Д.Н Назарян., С.В. Яранцев // Анналы хирургии. – 2019. - № 24 (2). – С. 94–9.

51. Чжан, Л.С. Обзор биомедицинских сплавов титана: недавний прогресс и перспектива/ Л.С. Чжан, Л.И. Чэнь // Передовые инженерные материалы. – 2019. – Т. 21. - № 4. – С. 1801215.

52. Шумаков, Ф.Г. Перспективы керамических имплантатов с учетом биомеханических характеристик взаимодействия с костной тканью / Ф.Г. Шумаков, Р.С. Заславский, В.С. Печенихина // Материалы научно-практической конференции «Стоматологическая помощь работникам организаций отдельных отраслей промышленности с особо опасными условиями труда». – Москва, 2018.– С.144-147.

53. Шумаков, Ф.Г. Экспериментально-клиническое сравнение керамических и титановых дентальных имплантатов: автореф. дисс… канд. мед. наук 14.01.14 / Ф.Г. Шумаков. – М., 2018.– 24с.

54. Эльканов, А.А. Сравнительная характеристика прочности различных конструкционных материалов, используемых для изготовления зубных протезов: автореф. дисс… канд. мед. наук 14.01.14 / А.А. Эльканов. – Волгоград, 2018.– 25с.

55. Якупов Б.А. Обоснование профилактики воспалительных осложнений после дентальной имплантации у пациентов с генерализованным пародонтитом в анамнезе / Б.А. Якупов : дисс… канд. наук 3.1.7. Стоматология, 2024. – Уфа, 170 стр.)

56. Abdelhay N, Prasad S, Gibson MP. Failure rates associated with guided versus non-guided dental implant placement: a systematic review and meta-analysis. BDJ Open. 2021 Aug 18;7(1):31. doi: 10.1038/s41405-021-00086-1. PMID: 34408127; PMCID: PMC8373900

57. Ahn, S. Stress distribution analysis of threaded implants for digital dentistry / S. Ahn, J. Kim, S.C. Jeong // International Journal of Environmental Research and Public Health. - 2022. - Vol. 19. – P.12674. DOI: 10.3390/ijerph191912674

58. Alemayehu, D. Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone / D. Alemayehu, Y.-R. Jeng // Materials. – 2021. - Vol. 14. – P.6974. DOI: 10.3390/ma14226974

59. Alexe, D. Improving dental implant outcomes using 3D surgical guides / D. Alexe, V. Paraschiv, H. Rusev [et al.] // Romanian Journal of Stomatology. - 2025. - Vol. 70.– pp. 226-233. DOI: 10.37897/RJS.2025.2.13

60. Alqutaibi, A. Advanced additive manufacturing in implant dentistry: 3D printing technologies, printable materials, current applications and future requirements/ A. Alqutaibi, M Alghauli., M. Aljohani // Bioprinting. - 2024. – Vol. 1. – P. 00356. DOI: 0.1016/j.bprint.2024.e00356

61. Andrade, M. Parametric analysis of a unitary dental prosthesis over-implant using finite element models / M. Andrade, B. Agostinho Hernandez, M. Togashi // 26th International Congress of Mechanical Engineering. - 2021. DOI: 10.26678/ABCM.COBEM2021.COB2021-0456

62. Azevedo, L. Photogrammetry technique for the 3D digital impression of multiple dental implants / L. Azevedo, P. Molinero-Mourelle, J.L. Antonaya [et al.] // In book: VipIMAGE 2019. - 2019. - P. 615 – 619. DOI: 10.1007/978-3-030-32040-9_62

63. Banerjee S, Debnath A, Paul P, Banerjee TN. Comparison of accuracy in freehand versus computer-assisted (dynamic and static) dental implant placement: A systematic review and meta-analysis. J Indian Prosthodont Soc. 2025 Jan 1;25(1):22-29. doi: 10.4103/jips.jips_369_24. Epub 2025 Jan 3. PMID: 40654119; PMCID: PMC11853947

64. Behara, S.S.P. Mayadevi Digital impressions in implant dentistry: revolutionizing accuracy, comfort, and efficiency/ S.S.P. Behara, M.V. Sunil Kumar, A.D. Kakarlapudi// IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry. - 2025. – Vol. 11. – P. 115-118. DOI: 10.18231/j.aprd.2025.023

65. Bensmain, W. Parametric optimization of dental implants/ W. Bensmain, M. Benlebna, B. Serier // Mechanics and Mechanical Engineering, Vol. 22. – 2018. – P. 1061-1076. DOI: 10.2478/mme-2018-0084

66. Biasi, V. Formalization of a knowledge base applied to dental implant/ V. Biasi, M. Rudek, A. Szejka [et al.] // Proceedings of the 8th International Conference on Information Society and Technology (ICIST 2018). – 2018.

67. Bida, F. Diagnostic of osteoporosis using backpropagation neural networks/ F. Bida, H. Naser // Journal of Techniques. - 2025. – Vol. 7.– P. 10–20. DOI: 10.51173/jt.v7i2.2597

68. Bollen, C. One-piece versus two-piece ceramic dental implants/ C. Bollen, , G. Hakobayan, M. Jörgens// Br Dent J. – 2024. - № 236. – P.383–387. DOI: 10.1038/s41415-024-7123-3

69. Branemark P.I. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus / P.I. Branemark, R. Adell, T. Albrektsson [et al.] // J Oral Maxillofac Surg. – 1984. – Vol. 42 (8). – P. 497-505.

70. Cai, G. Intelligent virtual dental implant placement via 3D segmentation strategy/ G.Cai, B. Wen, Z. Gong [et al.] // Journal of Dental Research. - 2025. – Vol.104(11) – P.1208-1217/ DOI: 10.1177/00220345251332511

71. Cha, J.-Y. Peri-implant bone loss measurement using a region-based convolutional neural network on dental periapical radiographs / J.-Y. Cha, H.-I. Yoon, I.-S. Yeo [et al.] // Journal of Clinical Medicine. – 2021. – Vol.10(5). – P. 1009. DOI: 10.3390/jcm10051009

72. Chen, P. Guided implant surgery / P. Chen, L. Nikoyan // Dental clinics of North America. - 2021. – Vol. 65(1). – P. 67-80. DOI:10.1016/j.cden.2020.09.005

73. Chen, Q. An ontology-driven, case-based clinical decision support model for removable partial denture design / Q. Chen, J. Wu, S. Li [et al.] // Scientific Reports. – 2016. - Vol. 6. – P.27855. DOI: 10.1038/srep27855

74. Chen, Q. An ontology-driven, case-based clinical decision support model for removable partial denture design / Q. Chen, J. Wu, S. Li [et al.] // Scientific Reports. – 2016. - Vol. 6. – P.27855. DOI: 10.1038/srep27855

75. Chung, J.-M. Finite element analysis of peri-implant bone stress influenced by cervical module configuration of endosseous implant/ J.-M. Chung, K.-H. Jo, C.-H. Lee,

[et al.] // The Journal of Korean Academy of Prosthodontics. – 2009. - Vol. 47(4). – P. 394-405. DOI: 10.4047/jkap.2009.47.4.394

76. Cleidiel, L. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis / L. Cleidiel, V. Fellippo, B. Estevam [et al.] // Journal of Dentistry. – 2018. – Vol. 70. – P. 14-22. DOI: 10.1016/j.jdent.2017.12.001

77. Cristache, C. Accuracy of full digital workflow for dental implants insertion in partially edentulous patients / C. Cristache, I. Pintilie, M. Burlibasa, G. Cristache // Clinical Oral Implants Research. - 2019. – Vol. 30. – P. 524-524. DOI: 10.1111/clr.479_13509

78. Derksen, W. Group 2 ITI Consensus Report: Technological developments in implant prosthetics / W. Derksen, T. Joda, J. Chantler [et al.] // Clinical Oral Implants Research. – 2023. – Vol. 34(Suppl. 26). – P.104–111. DOI: 10.1111/clr.14148

79. Dioguardi, M. Guided dental implant surgery: systematic review/ M. Dioguardi, F. Spirito, C. Quarta [et al.] // Journal of Clinical Medicine, - 2023. – Vol. 12. – P.1490. DOI: 10.3390/jcm12041490

80. Duncan, W. Using the oral health and disease ontology to study dental outcomes in national dental PBRN Practices 1 / W. Duncan, T. Thyvalikakath, Z. Siddiqui // Proceedings of the 9th International Conference on Biological Ontology (ICBO 2018), Corvallis, Oregon, USA. – 2018.

81. Duncan, W.D. Structuring, reuse and analysis of electronic dental data using the Oral Health and Disease Ontology / W.D. Duncan, T. Thyvalikakath, M. Haendel [et al.] // Journal of Biomedical Semantics. – 2020. – Vol. 11(8). – P.1-20. DOI: 10.1186/s13326-020-00222-0

82. Duraisamy, V. Micromotion of immediately loaded zirconia dental implants for various parametric conditions: a three-dimensional finite element study / V. Duraisamy, M.S. Alphin // Journal of Biomaterials and Tissue Engineering, – 2018. – Vol. 8. – P. 962-971. DOI: 10.1166/jbt.2018.1840

83. Dutta, N. Dental restorative material ontology (DrMO) / N. Dutta, M. Debellis // Formal Ontology in Information Systems, 2023. – Vol. P.288-301. DOI: 10.3233/FAIA231135

84. Falkner, S. Using information technology to enhance the efficiency and effectiveness of implant dentistry / S. Falkner, S. Eslamlou // Global Journal of Medical and Biomedical Case Reports. – 2025. – Vol. 1(01). – P.1-6.

85. Ferndndez, M. Methontology: From Ontological Art Towards Ontological Engineering / M. Ferndndez // Engineering Workshop on Ontological Engineering (AAAI97). – 1997. – Vol. 3(1). – P. 33-40.

86. Gao, J. Research progress on the preparation process and material struc\\ture of 3D-printed dental implants and their clinical applications / Gao J., Pan Y., Gao Y. [et al.] // Coatings. – 2024. - Vol. 14. – P.781. DOI: 10.3390/coatings14070781

87. Goldberg, L. Ontology and the future of dental research informatics / L. Goldberg, A. Ruttenberg, M. Glick // Journal of the American Dental Association (1939). – 2023. – Vol. 141. - P. 1173-1175. DOI: 10.14219/jada.archive.2010.0031

88. Hamed, M.T. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions / M.T. Hamed, A.H. Mously, Kh.S. Alamoudi [et al.] // Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry. – 2020. -Vol.12. – P.9-16. doi: 10.2147/CCIDE.S231070

89. Hingsamme, L. Influence of implant length and associated parameters upon biomechanical forces in finite element analyses: a systematic review / L. Hingsammer, B. Pommer, S. Hunger [et al.] // Implant dentistry. – 2019. - Vol. 28 (3). – P. 296-305 DOI: 10.1097/ID.0000000000000879

90. Irudhayam J. Investigation on effects of geometric design variable and biomaterial analysis on stress distribution for one-piece dental implant - a 3D finite element analysis / J. Irudhayam, H. Venkatesan // Annales de Chimie - Science des Matériaux. – 2024. – Vol. 48. – P. 359-367. DOI: 10.18280/acsm.480307

91. Jang, W. Consideration of digital technology in dental implant treatment / W. Jang, S.-W. Park, H.-P. Lim [et al.] // Journal of Dental Implant Research. - 2021. – Vol. 40. – P. 10-12. DOI: 10.54527/jdir.2021.40.1.10

92. Kafedzhieva, A. Digital Technologies in Implantology: A Narrative Review / A. Kafedzhieva, A. Vlahova, B. Chuchulska // Bioengineering. – 2025. - Vol. 12(9). – P. 927. DOI: 10.3390/bioengineering12090927

93. Kang, S.-H. Full mouth rehabilitation with dental implant utilizing 3D digital image and CAD/CAM system: case report / S.-H. Kang, S.-M. Jeong, J.-O. Shin // Journal of Dental Rehabilitation and Applied Science. – 2015. – Vol. 31. – P. 158-168. DOI: 10.14368/jdras.2015.31.2.158

94. Kothari S.Significance of digital dentistry in dental implantology / S. Kothari, A. Aravind., V. Rajendran [et al.] // Acta Scientific Dental Sciences. – 2025. - Vol. 9(2). – P. 81-85. DOI: 10.31080/ASDS.2025.09.1980

95. Kukreja, B. Integration of Artificial Intelligence in dentistry: a systematic review of educational and clinical implications / B. Kukreja, P. Kukreja // Cureus. – 2025. - Vol. 17(2): e79350 DOI: 10.7759/cureus.79350

96. Lee, J.H. Deep learning improves implant classification by dental professionals: a multi-center evaluation of accuracy and efficiency / J.H. Lee, Y.T. Kim, J.B. Lee, S.N. Jeong // J Periodontal Implant Sci. – 2022. - Vol.52(3) – P.220-229. doi: 10.5051/jpis.2104080204

97. Liu, M. A pilot study of a deep learning approach to detect marginal bone loss around implants / M. Liu, S. Wang, H. Chen [et al.] // BMC Oral Health. – 2022. – Vol. 22(1). – P.1-8 DOI: 10.1186/s12903-021-02035-8

98. Lyakhov, P.A. Neural network system for analyzing statistical factors of patients for predicting the survival of dental implants / P.A. Lyakhov, A.A. Dolgalev, U.A. Lyakhova [et al.] // Frontiers in Neuroinformatics. – 2022. – Vol.16. – P.1067040 DOI=10.3389/fninf.2022.1067040

99. Macedo, J.P. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology / J.P. Macedo, J. Pereira, B.R. Vahey [et al.]// Eur J Dent. – 2016. – Vol.10(1). – P.148-154. DOI: 10.4103/1305-7456.175677

100. Macrì, M. The Role and Applications of Artificial Intelligence in Dental Implant Planning: A Systematic Review / M. Macrì, V. D'Albis, G. D'Albis // Bioengineering. 2024. – Vol. 11(8). – P. 778. DOI: 10.3390/bioengineering11080778

101. Matos J.D. 3D printing in dentistry: oral rehabilitation through digital workflow / J.D. Matos, M. Borges, D. Araujo [et al.] // Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences, 7. - 2025. – P. 2104-2113. DOI: 10.36557/2674-8169.2025v7n3p2104-2113

102. Mishra, S.K. Platform-Switching Concept in Dental Implants: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials with a Minimum Follow-up of 3 Years / S.K. Mishra, R. Gaddale, N.K. Sonnahalli, R. Chowdhary // Int J Oral Maxillofac Implants. - 2021 – Vol. 36(5) – P. 97-109. DOI: 10.11607/jomi.8911

103. Mohseni, P. Clinical outcomes of zirconia implants: a systematic review and meta-analysis / P. Mohseni, A. Soufi, B.R. Chrcanovic // Clin Oral Investig. – 2023. – Vol.28(1). - P.1-12. doi: 10.1007/s00784-023-05401-8

104. Nair, C. Artificial Intelligence and its application in prosthodontics-a narrative review review article / C. Nair, A. Nair, V. Gurumurthy [et al.] // Acta Scientific Dental Sciences, 9. - 2025. – P. 45-52. DOI: 10.31080/ASDS.2024.08.1955

105. Nanda, A. Contemporary applications of 3D printing in prosthodontics / A. Nanda, S. Iyer, M. Kattadiyil [et al.] // In book: 3D Printing in Oral Health Science. - 2022. - P.151-197. DOI: 10.1007/978-3-031-07369-4_8

106. Nicholson, W.J. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review / W.J. Nicholson // Prosthesis. – 2020. – Vol. 2(2). – P.100-116. DOI: 10.3390/prosthesis20200111.

107. Oliveira, H. Effect of different implant designs on strain and stress distribution under non-axial loading: a three-dimensional finite element analysis / H. Oliveira, A. Brizuela, J.-V. Ríos-Santos [et al.] // International Journal of Environmental Research and Public Health. – 2020. – Vol. 17(13): 4738. DOI: 10.3390/ijerph17134738

108. Palani, B. U-Net-based deep learning architecture for automated CBCT segmentation of the mandibular canal in dental implant treatment planning: A systematic review and meta-analysis / B. Palani, M. Rathee, S. Tomar, S. Singla // Journal of Prosthetic Dentistry. - 2025. DOI: 10.1016/j.prosdent.2025.12.003

109. Panahi, O. AI-enabled IT systems for improved dental practice management / O. Panahi., A. Amirloo // Online Journal of Dentistry & Oral Health. - 2025. – Vol. 8. – P. 1-7. DOI: 10.33552/OJDOH.2025.08.000691

110. Park, S. The use of ontology in dental restorative treatment decision support system / S. Park, S. Lee, M.-K. Kim, H.-G. Kim // Frontiers in Artificial Intelligence and Applications, Vol. 209. – 2010. – P. 172-181. DOI: 10.3233/978-1-60750-534-1-172

111. Park, S. Tooth Positional Ontology Represented in OWL / S. Park , K. Hong-Gee, K. Myeng-Ki // MEDINFO: HISA Ltd Australia, 2007. [Электронный ресурс]. – Режим доступа https://www.researchgate.net/publication/228511225_Tooth_Positional_Ontology_Represented_in_OWL?utm_source=chatgpt.com

112. Pradies, G. Current applications of 3D printing in dental implantology: a scoping review mapping the evidence / G. Pradies, B. Morón-Conejo., F. Martinez-Rus [et al.] // Clinical oral implants research. – 2023. - Vol. 35(9). DOI: 10.1111/clr.14198

113. Qasrawi, R. Optimized Hounsfield units transformation for explainable temporal stage-specific ischemic stroke classification in CT imaging / R. Qasrawi, S. Thwib, G. Issa [et al.] // Journal of Imaging. – 2025. – Vol. 11(12):423. – P.1-19.

114. Rahim, A. Artificial Intelligence-powered dentistry: probing the potential, challenges, and ethicality of Artificial Intelligence in dentistry/ A. Rahim, R. Khatoon, T. Khan // Digital Health. - 2024. – Vol.10. DOI: 10.1177/20552076241291345

115. Rahmanivahid, P. Design parameters of dental implants: a review / P. Rahmanivahid., M. Heidari // Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería. – 2022. – Vol. 38. DOI: 10.23967/j.rimni.2022.03.002

116. Rahmanivahid, P. Effect of design parameters of dental implant on stress distribution: a finite element analysis / P. Rahmanivahid., M. Heidari // International Journal of Engineering & Technology. - 2020. – Vol. 9. – P. 621-629. DOI: 10.14419/ijet.v9i3.30520

117. Ravidà, A. Short (≤6 mm) compared with ≥10-mm dental implants in different clinical scenarios: A systematic review of randomized clinical trials with meta-analysis, trial sequential analysis and quality of evidence grading / A. Ravidà, M. Serroni, W. S. Borgnakke [et al.] // Journal of Clinical Periodontology. – 2024. – Vol.51(7). – P. 936–965. DOI: 10.1111/jcpe.13981

118. Reddy, N. Evaluation of the effect of digital dentistry on the accuracy of implant placement and prosthesis fabrication-a systematic review and meta-analysis / N. Reddy, S. Vempalli, J. Prakash [et al.] // Prosthesis - 2023. – Vol. 5.– P. 666-677. DOI: 10.3390/prosthesis5030047

119. Rosas-Díaz, J.C. Repeatability and Reproducibility of a Modified Lekholm and Zarb Bone Quality Classification Based on Cone Beam Computed Tomography: An Observatsion Study/ J.C. Rosas-Díaz, N.E. Córdova-Limaylla, J.J. Palomino-Zorrilla [et al.] // J Int Soc Prev Community Dent. – 2022. – Vol.14(4). – P.278-286. DOI: 10.4103/jispcd.jispcd_291_21

120. Sahai N., Sunil B., Chandrashekar R. 3D printing, modelling and simulation for dental implant: A comprehensive review / N Sahai., B. Sunil, R. Chandrashekar // Innovation and Emerging Technologies. – 2024. – Vol. 11. DOI: 10.1142/S2737599424300010

121. Sandipan, R. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques / R. Sandipan, D. Swati, K. Niloy [et al.]// Applied Soft Computing. – 2018. – Vol. 65. – Pages 272-279. DOI:10.1016/j.asoc.2018.01.025

122. Santonocito, D. A parametric study on a dental implant geometry influence on bone remodelling through a numerical algorithm / D. Santonocito, F. Nicita, G. Risitano // Prosthesis. – 2021. – Vol. 3. – P. 157-172. DOI: 10.3390/prosthesis3020016

123. Saravanan S. application of digital technology in implant dentistry – an overview / S. Saravanan, C.A. Mathew, S.K. Singaravelu, P.K. Raju // International Journal of Advanced Research. - 2020. – Vol. 8. - P. 261-271. DOI: 10.21474/IJAR01/12146

124. Satpathy, M. Effect of dental implant design parameters on its fatigue limit / M. Satpathy, R.M Jose., M.J. Sinclair [et al.]// Dental Materials. – 2022. – Vol. 38. – P. e53-e54. DOI: 10.1016/j.dental.2021.12.116

125. Schiegnitz E, Al-Nawas B. Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis / Schiegnitz E, Al-Nawas B. // Clin Oral Impl Res. – 2018. – Vol. 29(Suppl. 16). – P. 21–40. DOI:10.1111/clr.13272

126. Schubert, O. Digital implant planning and guided implant surgery – workflow and reliability / O. Schubert, J. Schweiger, M. Stimmelmayr [et al.] // British dental journal. - 2019. – Vol.226 (2). – P. 101-108. DOI: 10.1038/sj.bdj.2019.44

127. Shafiq, M. Deep residual learning for Image Recognition: A Survey / M. Shafiq, Z. Gu // Applied Sciences. – 2022. – Vol.12(18). – P. 8972. DOI: 10.3390/app12188972

128. Sikri, A. Digital dental implantology – The cutting edge implantology: a comprehensive review/ A. Sikri, J. Sikri // IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry. – 2022. – Vol.8. - P. 3-9. DOI: 10.18231/j.aprd.2022.002

129. Singh, R. Impact of 3D imaging techniques and virtual patients on the accuracy of planning and surgical placement of dental implants: A systematic review / R. Singh, S. Bavabeedu, A. Syed [et al.] // Digital Health, Vol. 10. - 2024. – P. 1-19. DOI: 10.1177/20552076241253550

130. Staden. R. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study / R. Staden, Y.-C. Loo, N. Johnson [et al.] // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2009. – Vol. 24. – P. 866-876

131. Szejka, A. A conceptual knowledge-link model for supporting dental implant process / A. Szejka, Junior O. Canciglieri [et al.] // Advanced Materials Research. – 2014. – Vol. 945-949. – P. 3424-3429. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.945-949.3424

132. Taheri, M. Marginal bone loss around bone-level and tissue-level implants: A systematic review and meta-analysis / M. Taheri, S. Akbari, A. .Shamshiri [et al.] // Annals of Anatomy. – 2020. – Vol. 231. – P. 151525 DOI: 10.1016/j.aanat.2020.151525

133. Tomar S, Chaudhary P, Ganguly A. Comparing the clinical outcomes of guided and freehand dental implant surgery: An umbrella review of systematic reviews and meta-analyses. J Prosthet Dent. 2026 May;135(5):e53-e59. doi: 10.1016/j.prosdent.2025.10.039. Epub 2025 Nov 7. PMID: 41206337

134. Trappey, C. Constructing a dental implant ontology for domain specific clustering and life span analysis / C. Trappey, T.-M. Wang, S. Hoang // Advanced Engineering Informatics. – 2013. – Vol. 27. – P. 346-357. DOI: 10.1016/j.aei.2013.04.003

135. Ucer, C. Clinical applications of digital workflow in dental implantology / C. Ucer // In book: Oral Implantology: Assessment to Maintenance. - 2024. - P. 101-125. DOI: 10.1007/978-3-031-55241-0_7

136. Vasanthapriyan, S. An ontological approach for knowledge representation of dental extraction forceps / S. Vasanthapriyan // Communications in Computer and Information Science, Artificial Intelligence. – 2019. – P. 147-160. DOI:10.1007/978-981-13-9129-3_11

137. Wang, J. Recent advances in digital technology in implant dentistry / J. Wang, B. Wang, Y. Liu // Journal of Dental Research. - 2024. – Vol.103. DOI: 10.1177/00220345241253794

138. Wennerberg, A. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis / Wennerberg A, Albrektsson T. // The International Journal of Prosthodontics. – 2017. – Vol. 30(3). DOI:10.11607/ijp.5142

139. Wennerberg, A. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions / A. Wennerberg, T. Albrektsson // Int J Oral Maxillofac Implants. – 2010. – Vol. 25(1). – P.63-74.

140. Werny, J.G. Freehand vs. computer-aided implant surgery: a systematic review and meta-analysis – part 1: accuracy of planned and placed implant position / J.G. Werny, K. Frank, S. Fan [et al.] // Int J Implant Dent. - 2025 – Vol.11(1):35. DOI: 10.1186/s40729-025-00622-w

141. Yalçinkaya, S. Titanium implant for dental applications using 3D printing technology / S. Yalçinkaya, E. Aygul, Y. Şahin // International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry. - 2020. – Vol. 4. - P. 171-177. DOI: 10.46519/ij3dptdi.673652

142. Yang, Y. Digital duplication and 3D printing for implant overdenture fabrication / Y. Yang, Z. Yang, W.-S. Lin [et al.] // Journal of Prosthodontic. - 2020. – Vol. 30. DOI: 10.1111/jopr.13225

143. Younis H, Lv C, Xu B, Zhou H, Du L, Liao L, Zhao N, Long W, Elayah SA, Chang X, He L. Accuracy of dynamic navigation compared to static surgical guides and

the freehand approach in implant placement: a prospective clinical study. Head Face Med. 2024 May 14;20(1):30. doi: 10.1186/s13005-024-00433-1

144. Yuxi, W. Sutanto 3D Printing in dentistry: applications, challenges, and future directions / W. Yuxi // Peta International Journal of Public Health. – 2025. - Vol. 2. – P. 13-33. DOI: 10.59088/pijph.v2i1.71

145. Zhang G. A three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues / G. Zhang, H. Yuan, X. Chen // Hindawi Publ. Corp. International Journal of Dentistry. – 2016. – Vol.(4). - P. 1-9. DOI: 10.1155/2016/4867402

146. Zhao, H. An automatic deep learning-based bone mineral density measurement method using X-ray images of children / H. Zhao, Yi Zhang, W. Zhang [et al.] // Quantitative Imaging in Medicine and Surgery. – 2025. – Vol.15. – P. 2481 – 2493. DOI: 10.21037/qims-24-283